

KARINA ALVES FERNANDES

**AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA NO PARACICLISMO DE
AMPUTADOS**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2019

KARINA ALVES FERNANDES

AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA NO PARACICLISMO DE AMPUTADOS

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Lourenço de Souza

UBERLÂNDIA – MG

2019

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

F363
2019 Fernandes, Karina Alves, 1988-
AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA NO PARACICLISMO DE
AMPUTADOS [recurso eletrônico] / Karina Alves Fernandes. -
2019.

Orientador: Cleudmar Amaral Araujo.
Coorientador: Fernando Lourenço de Souza.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Mecânica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: [http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.
2019.2151](http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2019.2151)
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica. I. Araujo, Cleudmar Amaral ,
1963-, (Orient.). II. de Souza, Fernando Lourenço , 1980-
(Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-
graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

ATA DE DEFESA

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 275, COPEM				
Data:	trinta de julho de dois mil e dezenove	Hora de início:	14:35	Hora de encerramento:	18:20
Matrícula do Discente:	11423EMC001				
Nome do Discente:	Karina Alves Fernandes				
Título do Trabalho:	Avaliação da Potência no Paraciclismo de Amputados				
Área de concentração:	Mecânica dos Sólidos e Vibrações				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:					

Reuniu-se na Sala 104 do bloco 1Y, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores: Aura Conci - UFF; Cecilia Amelia de Carvalho Zavaglia - UNICAMP; Rogério Sales Gonçalves - FEMEC/UFU; Roberto Mendes Finzi Neto - FEMEC/UFU e Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU, orientador do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Cleudmar Amaral de Araújo, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutora.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2019, às 13:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rogério Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2019, às 13:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Usuário Externo**, em 31/07/2019, às 13:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Aura Conci, Usuário Externo**, em 31/07/2019, às 13:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Roberto Mendes Finzi Neto, Professor(a) do Magistério Superior**, em 01/08/2019, às 15:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1429448** e o código CRC **8296DDF3**.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

Aos laboratórios de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide” (LPM) e de Mecânica das Estruturas “Prof. José Eduardo Tannús Reis” (LMEst), pela fabricação das peças do projeto e realização do ensaio mecânico de tração.

Aos técnicos Diego Augusto, Jhonas Profeta e Fabricio Vieira pelas sugestões no projeto e fabricação das peças.

Ao técnico Mário Santos pelo auxílio nos testes de videogrametria.

Aos colegas Sergio Augusto, Ciro Alves pelo suporte no desenvolvimento do projeto, vocês foram fundamentais para que este trabalho fosse concluído.

Aos colegas de laboratório Renato Montadon e Thiago Donegá pelo suporte com o *software* de desenho técnico.

À professora Núbia dos Santos e aos alunos Danielle Monteiro e Igor Felice pelo auxílio na realização dos ensaios mecânicos.

Ao professor Roberto Finzi pelo suporte na parte eletrônica do trabalho.

À todos os meus colegas do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) e de Transferência de Calor (LTCME), pela amizade e companheirismo em todos esses anos de pós-graduação.

Aos voluntários Carlos e Artur Marques pela realização dos testes.

Ao meu orientador Cleudmar Amaral Araújo e co-orientador Fernando Lourenço de Souza pelos conhecimentos e oportunidade de desenvolver esta pesquisa.

À CAPES, ao CNPq e à FAPEMIG pelo apoio financeiro.

À Deus, por me dar forças e não me deixar desistir dos meus sonhos.

À minha família e aos meus amigos pelo apoio e momentos de descontração, especialmente minhas primas Camila Fernandes e Amanda Fernandes.

Ao meu namorado Cristiano Gontijo pelo companheirismo, incentivo e apoio emocional.

À minha querida avó materna Dinah Menezes, que veio a falecer durante meu mestrado, pela preocupação e carinho.

À minha querida avó paterna Rita de Paiva, que veio a falecer um mês antes da minha defesa, pelo exemplo e carinho.

E por fim, agradeço especialmente aos meus pais, á minha mãe Solange Alves e ao meu pai Orozimbo Fernandes, que também veio a falecer no final do meu mestrado, pelo amor incondicional, pela dedicação e por acreditarem em mim. Foram anos difíceis e este sonho não seria possível sem o apoio de vocês.

“Entre ser gentil e estar certo, escolha ser gentil, pois cada pessoa que você encontra está travando uma grande batalha.”

RESUMO

O ciclismo pode auxiliar na reabilitação de pessoas com amputação de membro inferior, uma vez que, não expõe esta região às elevadas cargas de impacto, além de promover uma maior inclusão social e combater o sedentarismo. No entanto, em geral, as próteses comercializadas são projetadas para caminhada ou corrida e possuem um elevado custo. Neste sentido, este trabalho tem como objetivo avaliar o comportamento biomecânico de ciclistas com amputação transtibial, através do desenvolvimento de um equipamento de avaliação da potência, por meio da análise da carga aplicada nos pedais. Este sistema é associado com o desenvolvimento de uma prótese transtibial de comprimento variável, de baixo custo e, fixada diretamente ao pedal através de um taquinho. Os ângulos articulares inferiores também foram analisados por meio de filmagens. Para obter um parâmetro de comparação, um teste piloto foi realizado com um ciclista sem amputação. Verificou-se que a contribuição das pernas do ciclista sem amputação na produção de potência total foi aproximadamente simétrica, enquanto que para os dois ciclistas com amputação transtibial, utilizando uma prótese de referência, foi menor para a perna com amputação, contribuindo com no máximo 39,11%. Constatou-se que reduzir o comprimento do pedivela pode promover um aumento de até 9,53% na potência, utilizando a prótese de referência. Para a prótese desenvolvida, a potência máxima produzida pela perna amputada foi de 55,72% da potência total, para os comprimentos de prótese de 143 mm e de pedivela de 170 mm. No entanto, os comprimentos de prótese e de pedivela que proporcionaram maior simetria na produção de potência foram de 143 mm e de 160 mm, respectivamente, que corresponde à 50,08% da potência total para a perna amputada e 49,92% da potência total para a perna sem deficiência. A técnica de pedalada utilizada pelo atleta mudou em alguns testes, verificando-se uma possível tendência da perna sem deficiência puxar o pedal na fase de recuperação, auxiliando a perna amputada na fase de propulsão, para uma cadencia de 50 rpm.

ABSTRACT

The practice of cycling can help rehabilitate people with lower limb amputation, since it does not expose this region to high impact loads, as well as promote greater social inclusion and avoid sedentary lifestyle. However, in general, commercial prostheses are designed for walking or running activities and are costly. Thus, this study aims to evaluate the biomechanical behavior of cyclists with transtibial amputation from the development of a power evaluation equipment, through the analysis of the load applied to the pedals. This system is associated with the development of a transtibial prosthesis of varying length, low cost and that is fixed directly to the pedal through a cycling cleat. The lower articular angles were also analyzed by means of filming. To obtain a comparison parameter, a pilot test was performed with a cyclist without amputation. It was observed that the contribution of the cyclist's legs without amputation in the total power production was approximately symmetric. While for the two cyclists with transtibial amputation, using a reference prosthesis, it was smaller for the amputated leg, contributing at most 39.11%. It was found that reducing the length of the crank can promote an increase of up to 9.53% in power, using the reference prosthesis. For the prosthesis developed, the maximum power produced by the amputated leg was 55.72% of the total power, for prosthesis lengths of 143 mm and of crank of 170 mm. However, the prosthesis and crank lengths that provided greater symmetry in power generation were 143 mm and 160 mm, respectively. These values correspond to 50.08% of the total power to the amputated leg and 49.92% of the total power for the leg without disability. The pedaling technique used by the athlete changed in some tests, with a possible tendency of the non-disabled leg to pull the pedal in the recovery phase, aiding the leg amputated in the propulsion phase, for a cadence of 50 rpm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Diferentes níveis de amputação e quantificação de ocorrência (MEYER, 2012).....	6
Figura 2.2 - Exemplo de uma prótese exoesquelética (MATOS, 2009).....	6
Figura 2.3 - Exemplo de uma prótese endoesquelética (MATOS, 2009).....	7
Figura 2.4 - Componentes de uma prótese de membro inferior (MATOS, 2009).....	7
Figura 2.5 – Planos anatômicos do corpo humano: sagital; coronal ou frontal e transversal (JUNIOR, 2015).....	11
Figura 2.6 – Etapas do ciclo de pedalada (DI ALENCAR, 2010).....	11
Figura 2.7 – Desenho esquemático do vetor força resultante e da atividade muscular, durante as etapas do ciclo de pedalada: (a) curso superior do pedal; (b) fase de propulsão; (c) curso inferior do pedal e (d) fase de recuperação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2009).....	12
Figura 2.8 – Torque médio de 9 ciclistas, sendo denominado membro dominante o pé que inicia o movimento da fase de propulsão e posição angular 0° (CHILDERS, 2011).....	14
Figura 2.9 – Representação dos principais músculos dos membros inferiores envolvidos na pedalada (RANKIN; NEPTUNE, 2008).....	15
Figura 2.10 – Forças aplicadas no pedal durante o ciclo de pedalada (Adaptado de BURKE, 1996).....	16
Figura 2.11 – Ilustração das grandezas físicas medidas nos componentes da bicicleta (Adaptado de CAVANAGH; SANDERSON, 1986).....	17
Figura 2.12 – Forças atuantes em um corpo deformável durante o rolamento (NETO, 2014)....	19
Figura 2.13 – Comparação da assimetria do trabalho e da força em percentual entre ciclistas amputados transtibiais e ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).....	23

Figura 2.14 – Medidas corporais utilizadas no cálculo de dimensionamento da bicicleta: (a) entrepernas, (b) tronco, (c) perna, (d) coxa, (e) antebraço e (f) braço (PEQUINI, 2000).....	25
Figura 2.15 – Componentes da bicicleta com dimensões fixas (Adaptado de PEQUINI, 2000).....	26
Figura 2.16 – Componentes da bicicleta com dimensões variáveis.....	27
Figura 2.17 – Diferença angular entre os membros com e sem amputação, para o quadril e joelho observado para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).....	31
Figura 2.18 – Atividade muscular do membro amputado de um ciclista amputado transtibial para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).....	32
Figura 2.19 – Valores de força exercidas sobre o pedal pelo membro com e sem amputação para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).....	32
Figura 2.20 – Pedal cravejado, modelo BMX (VIRTUALBMX, 2015).....	34
Figura 2.21 – (a) Pedal <i>Look</i> e (b) taquinho <i>Look</i> utilizados para bicicletas de estrada e (c) sistema SPD (<i>Shimano Pedaling Dynamics</i>) e (d) taquinho SPD utilizado para <i>mountain bike</i> (SCHROEDER, 2005).....	35
Figura 2.22 - Espaçador de pedal <i>Shimano SPD</i> (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2009).....	35
Figura 2.23 – Pé protético referente ao pedido de patente PI 1103840-3 A2 (NISSELS; KURTH; KRANNER, 2015).....	36
Figura 2.24 – Pé protético Axtion 1E56 (OTTOBOCK, 2016a).....	37
Figura 2.25 – Pé protético Trias 1C30 (OTTOBOCK, 2016b).....	37
Figura 2.26 – (a) Prótese de ciclismo desenvolvida para um atleta com amputação transtibial composta por uma (b) haste de carbono com dois terminais de liga de alumínio 7075 T651, (c) um pé protético de liga de alumínio 7075 T651 e (d) um conjunto de três sinoblocos (FERREIRA et al., 2013).....	38
Figura 2.27 – Prótese de ciclismo desenvolvida para um atleta com amputação transtibial (AARON, 2016).....	39
Figura 2.28 - Prótese transtibial impressa em PLA (TIRLONE; LUZ, 2017).....	40
Figura 2.29 – Prótese transtibial desenvolvida para a ciclista Denise Schindler competir nas parolimpíadas de 2016.....	40
Figura 2.30: Encaixe de prótese transtibial impressa em poliamida (T4H, 2015).....	41

Figura 2.31 - (a) Sensor de potência, modelo Vector 3 (GARMIM, 2018a) e (b) computador, modelo Edge Budle 1030 (GARMIM, 2018b), ambos do fabricante Garmim.....	42
Figura 2.32 – Sensores de potência do fabricante SRM, modelos: (a) Exakt (EXAKTPOWER, 2018) e (b) Powermeter Original Road (SRM, 2018b).....	43
Figura 2.33 – Sensores de potência do fabricante PowerTap, modelos: (a) P2 Pedals (POWERTAP, 2018b), (b) G3 Hub (POWERTAP, 2018c) e (c) C1 Chainrings (POWERTAP, 2018d).....	43
Figura 2.34 – Rolo de treino do fabricante Elite, modelo Real Turbo Muin B+ (ELITE, 2018).	44
Figura 2.35 - Bicicleta ergométrica do fabricante Lifefitness, modelo IC5 (LIFEFITNESS, 2018).....	44
Figura 2.36 – Testes realizados com um ciclista amputado transtibial em uma bicicleta ergométrica com a finalidade de avaliar as forças aplicadas ao pedal variando-se o comprimento do pedivela (CHILDERS, 2011).....	47
Figura 3.1 – Bicicleta utilizada nos testes (AUDAXBIKE, 2018).....	49
Figura 3.2 – Adaptação realizada no aparato experimental desenvolvido por Vieira (2012)....	49
Figura 3.3 - (a) Sensores de potência, modelo Vector 2 e (b) e o ciclo-computador, modelo Edge Bundle 1000, ambos do fabricante Garmin.....	50
Figura 3.4 – Montagem dos sensores de potência nos pedais da bicicleta.....	50
Figura 3.5 – Desenho simplificado da primeira versão do equipamento.....	51
Figura 3.6 – Desenho esquemático do sistema de resistência eletromagnético utilizado na construção do equipamento para avaliação da potência (Adaptado de Viera, 2012).....	52
Figura 3.7 – Configuração do eixo de entrada do equipamento para avaliação de potência.....	53
Figura 3.8 – Desenho esquemático do acoplamento das rodas dentadas entre o sistema de resistência e a bicicleta.....	53
Figura 3.9 – Posicionamento dos sensores infravermelhos na roda dentada 1, para medição da cadência.....	54
Figura 3.10 – Posicionamento dos sensores infravermelhos, para medição do torque instantâneo à 90° e à 180°.....	55
Figura 3.11 – (a) Estrutura do pedivela cortada e modificada e (b) um desenho esquemático dos encaixes que permitem variar seu comprimento.....	56
Figura 3.12 – Montagem final do equipamento protegido com uma caixa.....	56
Figura 3.13 – Representação da configuração da ponte de Wheatstone.....	57

Figura 3.14 – Circuito projetado para alimentação e amplificação do sinal do torquímetro.....	58
Figura 3.15 – Trilhas, posicionamento dos componentes e furação para os parafusos de fixação.....	59
Figura 3.16 – Desenho esquemático do sistema de calibração do torque.....	61
Figura 3.17 – Calibração estática do torquímetro no eixo do sistema de resistência eletromagnético.	61
Figura 3.18 – Montagem do inversor, motor e redutor no eixo do sistema de resistência eletromagnético, para ajuste do sinal de rotação.....	62
Figura 3.19 – Montagem do sistema para medição da rotação com o tacômetro óptico.....	63
Figura 3.20 – Dimensões do corpo de prova para um material plástico, segundo a norma ASTM D 638 – 02a referente a amostra tipo I (2003).....	65
Figura 3.21 – Interface do software dedicado a impressora 3D, utilizada na impressão dos corpos de prova.....	66
Figura 3.22 - Direção de impressão em Z, com (a) camadas de deposição paralelas ao sentido longitudinal do corpo e (b) camadas de deposição no sentido transversal.....	66
Figura 3.23 – Montagem dos dispositivos e dos corpos de prova na máquina de ensaios, para realização dos testes.....	67
Figura 3.24 – (a) Primeiro modelo proposto para um pé protético articulado e (b) seus respectivos componentes.....	69
Figura 3.25 – Modelo da perna protética de comprimento ajustável, destinada ao ciclismo.....	70
Figura 3.26 – Interface do software utilizado na análise numérica e representação dos carregamentos impostos no (a) tubo roscado e (b) na prótese inteira.....	72
Figura 3.27 – Interface do software dedicado a impressora 3D, utilizada na impressão da prótese de Tritan.....	74
Figura 3.28 – Posicionamento para medição da (a) coxa, (b) da perna e (c) das entrepernas do voluntário.....	75
Figura 3.29 – Medição da altura e do recuo do selim.....	76
Figura 3.30 – Plano sagital (esquerdo) avaliado no teste de videogrametria.....	79
Figura 3.31 – Interface do software Kinovea, utilizado para avaliação bidimensional do ciclismo.....	79
Figura 3.32 – Posicionamento dos marcadores segundo os pontos anatômicos de referência numerados: (1) trocânter maior bilateral; (2) epicôndilo lateral do joelho bilateral; (3) maléolo lateral bilateral; (4) base do 5º metatarso bilateral.....	80

Figura 3.33 – Medidas angulares do tornozelo, joelho e quadril.....	80
Figura 4.1 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, mensurados no aparato experimental (LabVIEW) e nos sensores comerciais para um torque resistivo de 10 N.m e cadência de 90 rpm.....	82
Figura 4.2 – Valores da potência desenvolvida pelas pernas direita e esquerda, mensurados nos sensores de potência para a carga de 10 N.m e cadência de 90 rpm.....	83
Figura 4.3 – Teste piloto para avaliação da potência do ciclista com amputação transtibial.....	83
Figura 4.4 – Montagem final do equipamento para avaliação da potência de paraciclistas: (a) visão geral do equipamento; (b) sensores de cadência; (c) sensores de potência infravermelho e comerciais; (d) painel para controle do torque resistivo, (e) luz de aviso de cadência e (f) pedivela de comprimento variável.....	85
Figura 4.5 – Placa amplificadora e de alimentação, com seus respectivos componentes soldados.....	86
Figura 4.6 - Torque estimado no eixo e os valores coletados no arduíno (a) adicionando-se e (b) removendo-se as cargas.....	87
Figura 4.7 – Valores da rotação adquiridos pelos sensores infravermelho e pelo tacômetro.....	88
Figura 4.8 – Valores de tensão e de deformação na fase elástica nos ensaios de tração com aplicação da carga na direção (a) perpendicular e (b) paralela as camadas depositadas.....	90
Figura 4.9 - Valores de tensão e de deformação nas fases elástica e plástica dos ensaios de tração com aplicação da carga na direção (a) perpendicular e (b) paralela as camadas depositadas.....	91
Figura 4.10 – Pontos selecionados nos filetes de rosca do tubo roscado.....	93
Figura 4.11 – Resultados dos campos de tensões (MPa) para diferentes tamanhos de elementos de malha, para os pontos selecionados no tubo roscado.....	94
Figura 4.12 – Configuração das malhas utilizadas na análise por elementos finitos, referente ao (a) tubo roscado e aos (b) demais os componentes da prótese.....	95
Figura 4.13 – Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no tubo roscado da prótese de Tritan.....	96
Figura 4.14 - Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no conjunto completo da prótese de Tritan.....	97
Figura 4.15 – Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no tubo roscado de latão.....	99

Figura 4.16 - Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no conjunto completo da prótese de alumínio e latão.....	100
Figura 4.17 –Versão final da prótese fabricada em alumínio e latão com (a) o menor e (b) o maior comprimento permitido e (c) a fixação do taquinho na base do pé.....	101
Figura 4.18 – (a) Versão da prótese fabricada em Tritan por manufatura aditiva, com (a) o menor e o (b) maior comprimento permitido e (c) a fixação do taquinho na base do pé...	101
Figura 4.19 – Testes realizados com o ciclista sem amputação.....	103
Figura 4.20 – Potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de 60 e 90 rpm, mensurada pelos sensores de potência comerciais e pelo equipamento desenvolvido, utilizando o pedivela de 170 mm de comprimento.....	104
Figura 4.21 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista sem amputação, mensuradas nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm.....	107
Figura 4.22 – Valores da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm, mensurados no equipamento, para as posições: lado direito (D180°) e esquerdo do ponto morto inferior (E180°); lado direito (D90°) e esquerdo da fase de propulsão (E90°).....	108
Figura 4.23 – (a) Prótese de referência utilizada pelo ciclista amputado transtibial na (b) execução dos testes.....	111
Figura 4.24 – Prótese de pé de silicone utilizada pelo voluntario para revestir a prótese e calçar as sapatilhas de ciclismo.....	112
Figura 4.25 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, mensurados nos sensores de potência comerciais, utilizando a prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....	113
Figura 4.26 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, mensurados nas posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), utilizando uma prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....	115
Figura 4.27 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....	117

- Figura 4.28 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....120
- Figura 4.29 – (a) Prótese desenvolvida utilizada (b) na execução dos testes.....121
- Figura 4.30 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados nos sensores comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....123
- Figura 4.31 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....125
- Figura 4.32 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....127
- Figura 4.33 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....129
- Figura 4.34 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....131
- Figura 4.35 – Valores de potência total para o ciclista amputado transtibial, mensurada nas posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm e pedivela de 160 mm, referente às cadências de (a) 50 rpm e de (b) 70 rpm.....133
- Figura 4.36 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de

- comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....135
- Figura 4.37 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....137
- Figura 4.38 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....139
- Figura 4.39 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm comprimento e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....141
- Figura 4.40 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....143
- Figura 4.41 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....145
- Figura 4.42 – Valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência (133 R) e a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (133 D), 143 mm (143 D) e de 153 mm (153 D), para as cadências de (a) 50 rpm e de (b) 70 rpm.....147
- Figura 4.43 - Contribuição em porcentagem da perna amputada (esquerda) na produção de potência total, relativa ao ciclista utilizando a prótese de referência (R), a prótese desenvolvida (133 mm, 143 mm e 153 mm) e diferentes comprimentos de pedivela (160 mm, 170 mm e 180 mm), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.....148
- Figura 4.44 – Ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela (a e b) de 170 mm e (c e d) de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....150

- Figura 4.45 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d) e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.....152
- Figura 4.46 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d), pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.....154
- Figura 4.47 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 143 mm (a e b) e de 153 mm (c e d), pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....156
- Figura 4.48 – Contribuição da perna sem amputação na produção de potência e de trabalho, para ciclistas amputados transtibiais, utilizando uma prótese flexível (PF) e uma prótese rígida (PR).....158
- Figura 4.49 – Fixação da perna protética ao pedal da bicicleta (Koutny et al, 2013).....159

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Comparação entre as forças resistivas de rolamento e as forças resistivas de arrasto do ar, em função da velocidade do ciclista (HELENE, FRIGERE, 2016).....	21
Tabela 2.2 – Contribuição em porcentagem dos membros inferiores na produção de trabalho e da força total entre ciclistas amputados transtibiais e ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).....	23
Tabela 2.3 – Comprimentos de pedivela em relação ao comprimento das entrepernas (AMBROSINI, 1990).....	29
Tabela 2.4 – Comprimentos de quadro para bicicleta em função da soma do comprimento do tronco e do braço (AMBROSINI, 1990).....	29
Tabela 2.5 – Avaliação da assimetria do trabalho de 3 ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pedivela simétrico e um pedivela reduzido 15 mm no lado usado pela perna protética (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2009).....	31
Tabela 2.6 – Recomendações de protocolo de teste para diferentes condições físicas do ciclista (ÚRSULA et al, 2017).....	45
Tabela 2.7 - Parâmetros de protocolos incrementais para testes utilizando uma bicicleta ergométrica (URSO; VENANCIO; SILVEIRA, 2010).....	46
Tabela 3.1 – Numero de dentes das rodas dentadas que compõe o cassete da bicicleta.....	52
Tabela 3.2 – Especificações do motor e do inversor de frequência, utilizados no ajuste do sinal de rotação.....	62
Tabela 3.3 – Propriedades mecânicas do Tritan Copolyester EX401 (EASTMAN, 2019b).....	65
Tabela 3.4 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise por elementos finitos da prótese: aço 1045 (MATERIAIS, 2019), alumínio 6061 (MAKEITFROM, 2019), latão C36000 (COPPERMETAL, 2019).....	71
Tabela 3.5 – Comprimentos de pedivela em função do comprimento das entrepernas (AMBROSINI, 1990).....	76

Tabela 3.6 – Protocolo de teste desenvolvido para os testes.....	77
Tabela 3.7 – Parâmetros utilizados nos testes com a prótese de referência.....	78
Tabela 3.8 – Parâmetros utilizados nos testes com a prótese desenvolvida.....	78
Tabela 4.1 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência e valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, mensurados no aparato experimental (LabVIEW) e nos sensores comerciais, para a cadência de 90 rpm...	82
Tabela 4.2- Massa das cargas utilizadas na calibração estática do torquímetro.....	86
Tabela 4.3 – Valores de rotação mensurados no tacômetro e nos sensores infravermelhos e seus respectivos erros absolutos (EA) e percentuais (EP).....	88
Tabela 4.4 – Valores do módulo de elasticidade (E), limite de escoamento (S_y) e limite de resistência a tração (S_{ut}) do Tritan, obtidos nos ensaios de tração, com aplicação de carga paralela e perpendicular as camadas de deposição de material dos corpos de prova.....	92
Tabela 4.5 – Medidas corporais do voluntário sem amputação: coxa, perna e entrepernas.....	102
Tabela 4.6 – Comprimento do pedivela, altura e recuo do selim, segundo as medidas corporais do voluntario sem amputação.....	102
Tabela 4.7 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvios-padrão (DP), de erro absoluto (EA) e de erro relativo percentual (EP) da potência total, mensurados no equipamento e nos sensores de potência comerciais, para um ciclista sem amputação, utilizando o pedivela de 170 mm de comprimento.....	104
Tabela 4.8 - Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) de potência e valores da força efetiva do voluntario sem amputação, para as cadências de 60 e 90 rpm, mensurados nos sensores comerciais.....	106
Tabela 4.9 - Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de 60 rpm e 90 rpm, mensurados no equipamento, para as posições: lado direito (D180°) e esquerdo do ponto morto inferior (E180°); lado direito (D90°) e esquerdo da fase de propulsão (E90°).....	109
Tabela 4.10 – Medidas corporais do voluntário com amputação: coxa, perna e entrepernas....	111
Tabela 4.11 – Comprimento do pedivela, altura e recuo do selim, segundo as medidas corporais do voluntario com amputação.....	111
Tabela 4.12 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem de potência e valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a	

prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	113
Tabela 4.13 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), para as cadências de 50 e 70 rpm, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento.....	116
Tabela 4.14 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência total e valores de força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	118
Tabela 4.15 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e de 160 mm de comprimento.....	118
Tabela 4.16 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	120
Tabela 4.17 - Combinação entre os comprimentos do pedivela e da prótese desenvolvida....	121
Tabela 4.18 –Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvios-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.....	122
Tabela 4.19 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	124
Tabela 4.20 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.....	126

Tabela 4.21 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 133 mm e 143 mm de comprimento.....	128
Tabela 4.22 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	130
Tabela 4.23 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	132
Tabela 4.24 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	134
Tabela 4.25 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	134
Tabela 4.26 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção da potência total, utilizando o pedivela de 160 mm e prótese de 133 mm e 143 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	136
Tabela 4.27 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	138
Tabela 4.28 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	140

Tabela 4.29 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando o pedivela de 180 mm e prótese de 143 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	142
Tabela 4.30 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.....	143
Tabela 4.31 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 180 mm e prótese de 143 mm e 153 mm de comprimento.....	144
Tabela 4.32 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	146
Tabela 4.33 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e comprimento de pedivela (CP) de 170 mm e 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.....	149
Tabela 4.34 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 133 mm e de 143 mm, pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.	153
Tabela 4.35 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 133 mm e de 143 mm, pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.	155
Tabela 4.36 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 143 mm e de 153 mm, pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.	155

Tabela 4.37 – Contribuição em porcentagem dos membros inferiores na produção de trabalho, para um grupo de oito ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pé protético rígido e um pé protético flexível, com um grupo de nove ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).	158
--	-----

LISTA DE SÍMBOLOS

IL	Iliopsoas
RF	Reto femoral
VAS	Quadríceps
TA	Tibial anterior
SOL	Sóleo
GAS	Gastrocnêmio
HAM	Grupo dos isquiotibiais
GM	Glúteo máximo
<i>Fr</i>	Força resultante
<i>Fe</i>	Força efetiva
<i>Fy</i>	Força normal
<i>Fx</i>	Força tangencial
<i>IE</i>	Índice de efetividade
<i>FT</i>	Força de tração na corrente
<i>FSP</i>	Força de atrito entre o solo e o pneu
<i>R₁</i>	Comprimento do pedivela
<i>R₂</i>	Raio da roda dentada dianteira
<i>R₃</i>	Raio da roda dentada traseira
<i>R₄</i>	Raio da roda traseira
<i>TP</i>	Torque gerado no pedivela
<i>P_c</i>	Potência do ciclista
<i>ω_P</i>	Velocidade angular do pedivela
<i>dθ</i>	Variação angular
<i>dt</i>	Intervalo de tempo
<i>TD</i>	Torque gerado na roda dentada dianteira

T_T	Torque gerado na roda dentada traseira
T_R	Torque gerado na roda traseira
μ_r	Coefficiente de atrito de rolamento
F_{at}	Força de atrito
N	Força de reação normal
P	Força peso
F_{aero}	Força de arrasto aerodinâmico
ρ	Densidade
C_a	Coefficiente aerodinâmico
A_f	Área frontal do ciclista
v	Velocidade relativa do ar
H	Altura do ciclista
M	Massa do ciclista
F_{RT}	Força resistiva total
F	Força aplicada na roda
a	Altura do quadro
b	Comprimento do quadro
c	Altura do eixo de transmissão central em relação ao solo
d	Recuo do tubo do selim
e	Medida da frente da bicicleta
f	Medida da traseira da bicicleta
g	Curva do garfo
h	Altura do selim
i	Recuo do selim
j	Distância entre o selim e o guidão
k	Desnível entre o selim e o guidador
A	Comprimento do antebraço
B	Comprimento do braço
EP	Comprimento das entrepernas
C	Comprimento da coxa
P_E	Comprimento da perna
T	Comprimento do tronco
T_1	Torque resistivo do sistema de resistência eletromagnético

T_4	Torque resistivo gerado no eixo dos pedais
$z1$	Número de dentes da roda dentada 1
$z2$	Número de dentes da roda dentada 2
$z3$	Número de dentes da roda dentada 3
$z4$	Número de dentes da roda dentada 4
$n1$	Rotação do eixo de entrada
$n4$	Rotação da roda dentada da bicicleta
t_1	Período da roda dentada 1
Δt	Intervalo de tempo
P_M	Potência total instantânea
$f1$	Frequência da roda dentada 1
V_1	Tensão do terminal 1
V_2	Tensão de saída no terminal 2
$V_{entrada}^+$	Tensão proporcional de saída da ponte de Wheatstone no terminal 2
$V_{entrada}^-$	Tensão proporcional de saída da ponte de Wheatstone no terminal 3
R_G	Valor do resistor de ganho selecionado para o circuito
G	Ganho do resistor
ω_1	Velocidade angular da roda dentada 1
dB	Comprimento da barra utilizada na calibração estática do torque
d_A	Comprimento do braço de alavanca
m_s	Massa do suporte utilizado na calibração estática do torque
m_c	Massa das cargas utilizadas na calibração estática do torque
T_c	Torque gerado no eixo da roda dentada 1 devido à força peso das cargas adicionadas
g	Aceleração da gravidade local
T_B	Torque gerado no centro de massa da barra utilizada na calibração estática do torque
m_B	Massa da barra utilizada na calibração estática do torque
T_E	Torque estático total gerado no eixo da roda dentada 1
EA	Erro absoluto
EP	Erro percentual
x	Valor médio de rotação mensurada no tacômetro

x_0	Valor médio de rotação mensurado nos sensores infravermelhos
σ	Tensão
ε	Deformação
E	Módulo de elasticidade
ν	Coefficiente de <i>Poisson</i>
S_y	Limite de Escoamento
S_{ut}	Limite de resistência a tração
DP	Desvio-padrão
D 90°	Posição angular do pedivela direito igual à 90°
D 180°	Posição angular do pedivela direito igual à 180°
E 90°	Posição angular do pedivela esquerdo igual à 90°
E180°	Posição angular do pedivela esquerdo igual à 180°
PP	Ângulo entre a prótese e o pedivela
PR	Prótese Rígida
PF	Prótese Flexível
PD	Prótese desenvolvida
CP	Comprimento do pedivela
FDM	Deposição de Material Fundido
CAD	<i>Computer aided design</i>
3D	Tridimensional
PLA	Poliácido láctico
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
MEF	Método de elementos finitos

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – Introdução	1
1.1. Motivação e inovações da tese	3
 CAPÍTULO II – Revisão Bibliográfica	4
2.1. Esporte adaptado	5
2.2. Prótese para membros inferiores	5
2.2.1. Componentes das próteses.....	7
2.2.2. Materiais utilizados na fabricação de próteses.....	8
2.3. Biomecânica no ciclismo.....	9
2.3.1. Cinemática do ciclismo.....	10
2.3.2. Cinética do ciclismo.....	15
2.4. Biomecânica no ciclismo para amputados transtibiais.....	21
2.5. Regulagens da bicicleta.....	24
2.5.1. Ajuste para ciclistas em geral.....	24
2.5.2. Ajuste para ciclistas com amputação transtibial.....	30
2.6. Próteses existentes para ciclistas amputados transtibiais.....	36
2.7. Sensores de potência para ciclistas amputados transtibiais.....	42
 CAPÍTULO III – Materiais e Métodos.....	48
3.1. Teste Piloto: Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial	48
3.2. Equipamento para avaliação da potência em paraciclistas.....	51
3.2.1. Placa amplificadora de sinal e de alimentação.....	56
3.2.2. Calibração estática do torque.....	59
3.2.3. Calibração da rotação.....	61
3.3. Avaliação da potência com sensores comerciais.....	64

3.4. Propriedades mecânicas do Tritan.....	64
3.4.1. <i>Corpo de prova</i>	65
3.4.2. <i>Ensaio mecânico de tração</i>	66
3.4.3. <i>Determinação das propriedades mecânicas</i>	67
3.5. Projeto da prótese para o ciclismo.....	68
3.5.1. <i>Projeto estrutural – Análise por Elementos Finitos</i>	70
3.6. Fabricação da prótese.....	73
3.6.1. <i>Fabricação por Usinagem</i>	73
3.6.2. <i>Fabricação por manufatura aditiva</i>	73
3.7. Protocolo de teste utilizado no equipamento desenvolvido.....	74
3.7.1. <i>Ajuste da bicicleta</i>	74
3.7.2. <i>Protocolo de teste</i>	76
3.8. Teste de videogrametria.....	78

CAPÍTULO IV – Resultados e Discussões 81

4.1. Teste Piloto: Avaliação da potência para o ciclista amputado transtibial.....	81
4.2. Construção do equipamento para avaliação da potência de paraciclistas.....	84
4.2.1. <i>Calibração do torque estático</i>	86
4.2.2. <i>Calibração da rotação</i>	88
4.3. Propriedades mecânicas do Tritan.....	89
4.4. Projeto estrutural da prótese – Análise por elementos finitos.....	93
4.4.1. <i>Análise da distribuição de tensões na prótese de Tritan</i>	95
4.4.2. <i>Análise da distribuição de tensões na prótese de alumínio e latão</i>	98
4.5. Fabricação da prótese.....	100
4.6. Teste Piloto: Avaliação da potência para um ciclista sem amputação.....	102
4.6.1. <i>Análise dos sinais</i>	103
4.6.2. <i>Comparação entre as pernas esquerda e direita</i>	105
4.6.3. <i>Avaliação da potência total em função da posição</i>	107
4.6.4. <i>Análise global dos testes piloto</i>	110
4.7. Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial utilizando uma prótese de referência.....	110
4.7.1. <i>Testes utilizando o pedivela de 170 mm</i>	112
4.7.2. <i>Testes utilizando o pedivela de 160 mm</i>	116

4.7.3. <i>Análise global da potência para os testes realizados com a prótese de referência.....</i>	120
4.8. Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial utilizando a prótese desenvolvida.....	121
4.8.1. <i>Testes utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 133 mm.....</i>	122
4.8.2. <i>Testes utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 143 mm.....</i>	126
4.8.3. <i>Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 170 mm.....</i>	130
4.8.4. <i>Testes utilizando o pedivela de 160 mm e a prótese com 133 mm.....</i>	130
4.8.5. <i>Testes utilizando o pedivela de 160 mm e a prótese com 143 mm.....</i>	134
4.8.6. <i>Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 160 mm.....</i>	138
4.8.7. <i>Testes utilizando o pedivela de 180 mm e a prótese com 143 mm.....</i>	138
4.8.8. <i>Testes utilizando o pedivela de 180 mm e a prótese com 153 mm.....</i>	142
4.8.9. <i>Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 180 mm.....</i>	146
4.8.10. <i>Análise global dos testes.....</i>	146
4.9. Avaliação dos ângulos articulares.....	149
4.9.1. <i>Utilizando a prótese de referência.....</i>	149
4.9.2. <i>Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 170 mm.....</i>	151
4.9.3. <i>Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 160 mm.....</i>	153
4.9.4. <i>Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 180 mm.....</i>	155
4.10. Discussão dos resultados.....	157
CAPÍTULO V – Conclusão	161
5.1. Sugestões para trabalhos futuros.....	163
Referências Bibliográficas.....	165

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A atividade física, especialmente quando direcionada a algum esporte, tem a função de promover a integração social e melhorar a saúde de seus praticantes, combatendo o sedentarismo e evitando problemas futuros relacionados à uma vida inativa (VIEIRA, 2012). Nesse sentido, os desportos praticados por pessoas com deficiência, principalmente atletas de alto nível, tem sido alvo de vários estudos, a fim de contribuir na melhoria da qualidade de vida dessas pessoas.

O ciclismo, especialmente, pode auxiliar na reabilitação de pessoas com amputação de membro inferior, uma vez que não expõe o membro às elevadas cargas de impacto. Todavia, a aquisição de uma prótese possui um elevado custo, impossibilitando sua obtenção pela maioria da população. Além disso, as próteses disponíveis comercialmente são destinadas ao esporte de modo geral, principalmente, para caminhada e corrida. Estas próteses possuem um mecanismo cuja função é imitar um pé saudável, armazenando energia em um contato inicial com o chão, e liberando-a imediatamente, impulsionado a passada. No ciclismo, este sistema acaba armazenando energia na fase de propulsão e liberando-a na fase de recuperação. Dessa maneira, as forças musculares que deveriam ser utilizadas para empurrar o pedal na fase de propulsão, acabam sendo utilizadas para comprimir o pé protético, enquanto na fase de recuperação, esta energia armazenada é liberada gerando uma força contrária ao movimento do pedal. O resultado deste processo é uma pedalada assimétrica, uma vez que o membro intacto tende a compensar essa perda de energia (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).

Além destas limitações, na literatura existem poucos estudos relativos à biomecânica do ciclismo para pessoas com amputação, restringindo-se ainda, aos atletas com amputação transtibial unilateral. Um destes estudos, foi realizado por Childers (2011), que investigou a

influência de variáveis da bicicleta e da prótese, no gesto motor de amputados transtibiais. O autor também estudou a influência do comprimento do pedivela e da rigidez da prótese, na assimetria do trabalho, e comparou os resultados com os obtidos para pessoas sem deficiência. No entanto, são necessários estudos adicionais acerca do tema, uma vez que diversas variáveis poderiam influenciar nos resultados obtidos.

Neste sentido, foi proposto o desenvolvimento de um equipamento para avaliação de potência para ciclistas amputados, onde é possível variar o comprimento do pedivela e da carga aplicada ao pedal. Com o objetivo de compreender a técnica de pedalada e da aplicação de força nos quatro ciclos de pedalada, também foi sugerido neste equipamento, a medição da potência em função da posição do pedivela. Paralelamente, associado ao equipamento foi projetada e fabricada uma prótese transtibial de comprimento ajustável, de baixo custo e que não necessita calçar uma sapatilha de ciclismo para pedalar com taquinho. O propósito deste equipamento em conjunto com a prótese é determinar os ajustes adequados para qualquer nível de amputação do atleta. No projeto da prótese, foi removido o pé protético e inserido apenas uma base para conexão do taquinho com o pedal, a fim de avaliar a influência da ausência de um pé protético, no desenvolvimento da potência, uma vez que os pés protéticos comerciais, não são articulados ou não promovem de forma integral o movimento do pedal.

Dessa forma, este trabalho tem como objetivo geral, desenvolver uma prótese de baixo custo e um sistema de avaliação da potência no ciclismo, promovendo à inclusão social de pessoas com deficiência por meio do esporte. Esta tese foi dividida em 5 capítulos descritos a seguir:

- Capítulo I: Aborda a introdução ao tema proposto e os objetivos do trabalho em questão.
- Capítulo II: revisão da literatura sobre as próteses de membro inferior desenvolvidas para o ciclismo, bem como estudos relativos à biomecânica de atletas com amputação transtibial. Também foram pesquisados os equipamentos disponíveis comercialmente para avaliação física no ciclismo;
- Capítulo III: metodologia utilizada no projeto da prótese e do equipamento, bem como no desenvolvimento dos sistemas eletrônicos e de programação para leitura do sinal. Nesta etapa também são descritos o planejamento de um protocolo de teste e os processos de medição utilizados (sensores de potência e por imagem);

- Capítulo IV: resultados obtidos com o protótipo, desde sua calibração até os testes finais realizados pelo voluntário, utilizando a prótese de referência e a prótese desenvolvida neste trabalho;
- Capítulo V: conclusões sobre o funcionamento do equipamento e a avaliação da potência do ciclista, utilizando a prótese de referência e desenvolvida, bem como as sugestões para trabalhos futuros.

1.1. Objetivos e inovações da tese

Os principais objetivos do trabalho foram compreender a biomecânica no paraciclismo e melhorar o desenvolvimento da potência em ciclistas com amputação transtibial. Para isto, foi proposto um sistema de avaliação da potência em amputados, composto por um equipamento de medição de potência associado à uma prótese de comprimento ajustável.

Entre as inovações, destacam-se:

- Avaliar a potência total em função da posição angular do pedivela;
- Avaliar a potência para diferentes comprimentos de pedivela;
- Avaliar a potência para diferentes comprimentos de prótese;
- Ajustar o comprimento da prótese, sem a necessidade de fabricar outra prótese.
- Aumentar a produção de potência do membro amputado, utilizando a prótese desenvolvida.
- Fabricar uma prótese de baixo custo destinada ao ciclismo.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A inatividade física após o período de reabilitação de pacientes com amputação, pode agravar o estado funcional do indivíduo e ainda em caso de doença vascular ou neuropática, o sedentarismo pode gerar novas complicações (CARVALHO, 2003). Além das limitações impostas pela deficiência, verifica-se também a ausência de programas voltados para essa população.

Atividades físicas praticadas por pessoas portadoras de deficiência, principalmente atletas de alto nível, tem sido alvo de vários estudos, que buscam contribuir para a melhoria da qualidade de vida e favorecem a integração social destes pacientes (ARONI, 2006 apud PEDRINELLI, 1994).

De acordo com Chin et al. (1997), o ciclismo pode oferecer diversas vantagens na reabilitação de indivíduos com amputação de membros inferiores, principalmente, na conservação da saúde cardiovascular e no condicionamento físico, sem expor qualquer membro às altas cargas de impacto. No entanto, não existe comercialmente próteses específicas para este esporte, cabendo ao atleta, optar por uma específica para caminhadas, ou ainda, pela remoção do pé protético, conectando o membro residual ao pedal por meio de uma haste. Em 2016 a Autodesk desenvolveu uma prótese para a ciclista Denise Schindler competir as paralimpíadas, fabricada por impressão 3D, cujas vantagens foram: menor tempo para projeto e fabricação (5 dias); custo de 25% da versão antiga; quase a metade da massa da antiga prótese de fibra de carbono (GALILEU, 2016).

2.1. Esporte adaptado

Em 1960, surgiram os Jogos Paralímpicos, onde pela primeira vez, atletas com deficiências, tiveram a oportunidade de participar das competições. A ideia foi baseada em uma competição realizada em 1948 em Londres, que reunia veteranos da II Guerra Mundial. Em Toronto, 16 anos depois, foram adicionados na competição outros grupos de pessoas com deficiência. A partir daí, surgiu a ideia de unir estes diferentes atletas em um grande torneio esportivo internacional. Hoje, os Jogos Paralímpicos são um evento de esporte de alto rendimento para atletas com deficiência (CPB, 2015).

O ciclismo, especificamente, até a década de 80, era praticado somente por deficientes visuais. Nas Paraolimpíadas de Nova Iorque, em 1984, foi estendido aos paralisados cerebrais e aos amputados, e nas de Seul, em 1988, incluiu a prova de estrada no programa oficial. Mas foi apenas na edição de Atlanta, em 1996, que as deficiências passaram a ser setorizadas por categorias. Paralisados cerebrais, deficientes visuais, amputados e lesionados medulares (cadeirantes), de ambos os sexos, competem no ciclismo adaptado, seguindo as regras da União Internacional de Ciclismo (UCI), cujas modalidades apresentam apenas algumas diferenças a fim de adequar-se ao programa. Dentre as classificações disponíveis no comitê paralímpico, os atletas com amputação transtibial se enquadram na classe LC2, destinada a atletas com prejuízo físico em uma das pernas, permitindo o uso de prótese para competição (CPB, 2015).

2.2. Prótese para membros inferiores

A prótese é definida como sendo um aparelho ou dispositivo destinado a substituir um membro ou parte do membro destruído ou gravemente acometido. A órtese destina-se a suprir ou corrigir a alteração morfológica de um órgão de um membro ou de um segmento de um membro, bem como a deficiência de uma função (QUEIROZ, 2008).

O uso de próteses para membros superiores e inferiores é constatado desde a antiguidade e possivelmente desde a pré-história. Sabe-se que a prótese mais antiga descoberta até o momento, pertencia à uma múmia que provavelmente viveu entre 1000 a.C. e 600 a.C. e foi fabricada em madeira e couro com a função de substituir o dedo polegar e parte do pé amputado (BBC, 2019).

Elas podem ser classificadas em diferentes tipos, de acordo com vários fatores como a necessidade do amputado, a altura da amputação, o membro amputado, entre outros.

A Figura 2.1 mostra diversos níveis de amputação, bem como sua porcentagem de ocorrência. Verifica-se que a amputação transtibial (abaixo do joelho, 47%) e a amputação transfemorais (acima do joelho, 31%), são os níveis de amputação mais frequentes (MEYER, 2012).

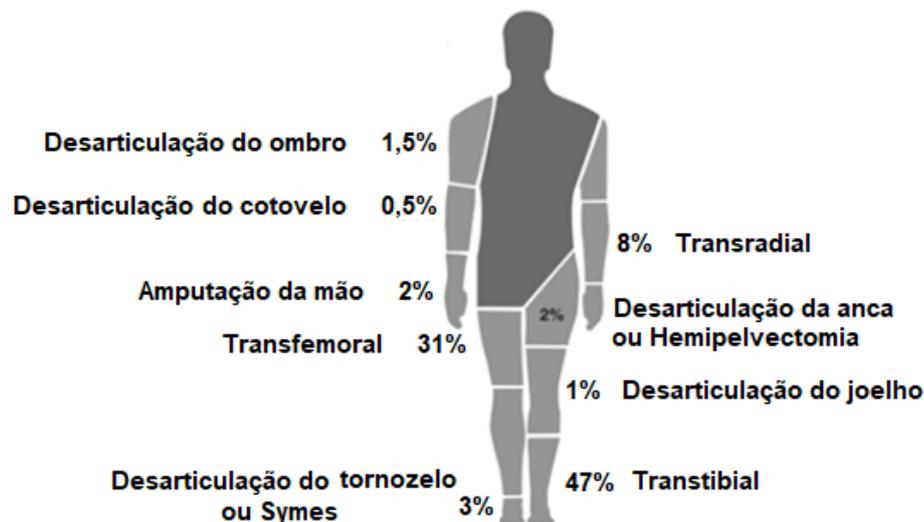


Figura 2.1 - Diferentes níveis de amputação e quantificação de ocorrência (MEYER, 2012).

As próteses são divididas em dois grupos distintos: as exoesqueléticas e as endoesqueléticas.

As próteses exoesqueléticas ou próteses convencionais (Fig. 2.2) geralmente são fabricadas em madeira ou plástico. Estes componentes servem para fazer a ligação entre o encaixe e o pé protético. Apresentam uma grande durabilidade e resistência e não necessitam de manutenção. Todavia possuem uma estética pouco agradável e uma elevada limitação de componentes (CARVALHO, 2003).



Figura 2.2 - Exemplo de uma prótese exoesquelética (MATOS, 2009).

As próteses endoesqueléticas ou modulares são consideradas superiores às exoesqueléticas, uma vez que, apresentam maior funcionalidade e aparência mais agradável e “humana” (Fig. 2.3). Este tipo de dispositivo utiliza tubos para a ligação entre o encaixe e o pé protético e componentes modulares, acabamento final constituído de espuma e meia cosmética. A maior vantagem das próteses modulares deve-se à extensa liberdade de movimentos e conforto durante o uso. Devido à sua confecção, as próteses possibilitam uma troca rápida de componentes sem perder o alinhamento anterior (CARVALHO, 2003).



Figura 2.3 - Exemplo de uma prótese endoesquelética (MATOS, 2009).

2.2.1. Componentes das Próteses

São componentes de uma prótese: os encaixes; as articulações; os tubos de ligação; os adaptadores e os pés, conforme mostrado na Fig. 2.4. Cada componente apresenta uma característica particular de modo a formar um dispositivo que cumpra as exigências do paciente. O peso e o grau da atividade do paciente são fatores importantes na escolha dos componentes protéticos (MATOS, 2009).

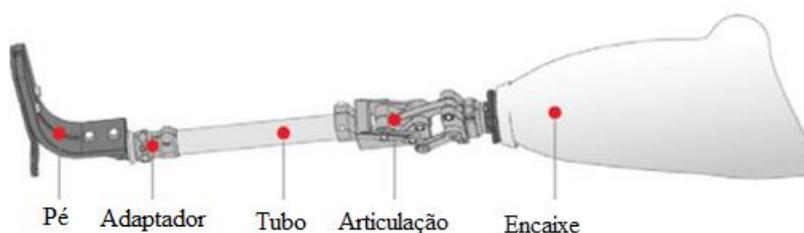


Figura 2.4 - Componentes de uma prótese de membro inferior (MATOS, 2009).

O encaixe é considerado o componente mais importante da prótese e serve para encaixá-la ao membro residual, sem impedir a circulação sanguínea. Tem como objetivo transmitir as forças e controlar os movimentos. Geralmente é fabricado em material termoplástico por meio de um molde negativo do membro residual. Além disso, é utilizado um “*liner*” (revestimento fabricado em silicone ou gel) para revestir este membro, cuja função é proteger a pele, reduzir

os picos de pressão dentro do encaixe e eliminar o movimento entre ele o membro residual (PEREIRA, 2014).

As articulações simulam o movimento de um membro durante a marcha, como por exemplo, o joelho, proporcionando estabilidade na fase de apoio e controle na fase de balanço.

Os tubos de ligação e os adaptadores dependem da configuração da prótese e de seus componentes.

Os pés devem ser selecionados de acordo com a prótese, o joelho e o tipo de atividade do paciente. Hoje em dia, existe uma vasta gama de pés protéticos, entre eles: os pés não articulados, os pés articulados, os pés multiaxiais e os pés de resposta dinâmica (CARVALHO, 2003).

A fim de proporcionar uma estética similar ao membro amputado, a prótese pode ser revestida por uma espuma cosmética.

Há diversas limitações associadas ao uso e ao conforto das próteses, como o aparecimento de edemas, neuromas, contrações articulares, infecção, dor, problemas cutâneos e ósseos (FONSECA, 2011). Alguns deles, como a sensação de desconforto e problemas cutâneos se devem a incorreta adaptação da prótese ao membro residual. O inadequado encaixe da prótese ao membro amputado, pode acarretar a incorreta sustentação do corpo no dispositivo, ou ainda, exercer fortes pressões na zona de encaixe, provocando dores nesta região. A utilização da prótese promove um aumento da transpiração, principalmente na zona do encaixe da prótese ao membro residual, favorecendo a exposição da pele à infecção por bactérias e fungos (FRIEDMANN, 1994).

2.2.2. Materiais utilizados na fabricação de próteses

Atualmente, são utilizados na construção de próteses e de órteses: tubos; barbatanas e armaduras em aço inox; duralumínio e titânio; além dos compósitos em fibra de carbono, devido a sua leveza, flexibilidade, impermeabilidade a água, resistência à umidade, calor, frio e corrosão. Outra característica deste material é a liberação de energia armazenada, ou seja, memória elástica (A.A.C.D., 2002).

O grupo de materiais poliméricos também apresenta propriedades úteis na construção de estruturas, dispositivos e produtos em geral. Geralmente são leves, flexíveis e apresentam boa resistência à corrosão (PADILHA, 1997). A borracha passou a ser utilizada em revestimentos de estruturas órticas metálicas, pois, além de confortar e absorver choques, é um material isolante e protetor, podendo auxiliar na movimentação e no posicionamento de algumas

articulações. A borracha natural tem excelentes propriedades elásticas. As borrachas sintéticas, como por exemplo, a borracha butílica, apesar de não possuir grande resistência ao desgaste, apresenta boa resistência ao calor, à água, ao envelhecimento e alguns produtos químicos (VANALLE, 1987).

A partir da década de 60, o desenvolvimento da indústria polimérica expandiu exponencialmente e, desde então, vêm revolucionando a reabilitação através de órteses plásticas, pois não são tóxicas, não são atacadas por líquidos como a água, urina e óleos, sendo fáceis de manipular e apresentam um grau de modelagem relativamente alto, com um curto tempo de endurecimento. Podem ser divididos em dois grandes grupos: os termoplásticos e os termorrígidos ou termofixos. O primeiro se deforma quando aquecido e endurece quando resfriado. Pode ser moldado e remodelado com o calor e devido à esta característica é frequentemente utilizado. Já os termorrígidos ou termofixos, exibem uma forma acabada quando aquecidos, ou seja, não deformam quando reaquecidos e não podem ser remodelados.

Os termoplásticos de alta temperatura tornam-se moles e moldáveis quando aquecidos em temperaturas entre 149 °C e 177 °C, resultando em uma estrutura forte, rígida e muito resistente quando resfriado. Um material deste grupo, fortemente utilizado na confecção de próteses e órteses é o polipropileno, devido a sua elevada leveza, resistência e plasticidade. Por causa da alta temperatura em que é moldável, a técnica de confecção do polipropileno e de outros termoplásticos deste grupo, consiste basicamente em realizar o engessamento do segmento do corpo que recebera os dispositivos, aquecer a placa do material e revestir o molde positivo já obtido (SILVEIRA, 1981).

Os termoplásticos de baixa temperatura não são utilizados quando se exige altas tensões, mas são frequentemente utilizados em próteses de membro superior e de outros tipos. São aquecidos em água, entre 60 °C e 77 °C, podendo ser moldados diretamente sobre o paciente. Podem ser reaquecidos e reajustados, caso aconteça algum erro ou necessite de reajustes (TOYOFUKU; TOYODA 2000). Estes materiais apresentam as seguintes características: conformabilidade; resistência ao estiramento; memória; acabamento; rigidez e auto-aderência.

2.3. Biomecânica no ciclismo

Através do estudo da biomecânica no ciclismo é possível propor melhorias na técnica de pedalada, com o objetivo de: reduzir as lesões geradas em ciclistas de alto rendimento, devido

ao esforço repetitivo do gesto motor da pedalada; promover a reabilitação e a saúde de pacientes que utilizam cicloergômetros estacionários e melhorar o desempenho de atletas de elite (HULL; JORGE, 1985 apud SCHROEDER, 2005).

O estudo deste movimento pode ser dividido em duas análises, cinemática e cinética, cuja primeira tem a finalidade de avaliar os parâmetros temporais, espaciais e espaço-temporais do gesto motor da pedalada, sem levar em consideração as forças aplicadas, enquanto a cinética, considera o movimento a partir das forças aplicadas.

2.3.1. Cinemática do ciclismo

A descrição correta do movimento humano pode ser obtida através de variáveis como: posição, deslocamento, velocidade e aceleração, tanto para a translação, quanto para a rotação. A reconstrução do movimento humano que não considera as forças aplicadas é definida como cinemática e é geralmente avaliada na biomecânica por meio da análise de imagens (videografia, videogrametria, videofotogrametria), a fim de reconstruir o movimento em duas ou três dimensões (ENOKA, 2000).

O movimento executado durante o ciclo da pedalada, envolve a combinação de movimentos do quadril, joelho e tornozelo, gerando diferentes contribuições de cada uma destas articulações para a propulsão da bicicleta (BINI; DIEFENTHAELER; MOTA, 2008).

Segundo Gregor (2000), a maioria dos estudos relativos à cinemática do ciclismo é realizada no plano sagital (Fig. 2.5) – flexão e extensão do quadril e joelho; flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo – devido, principalmente, às questões de instrumentação. Em contrapartida, outros estudos apontam que a análise da pedalada avaliada pelo plano frontal ou coronal (Fig. 2.5), fornece informações mais importantes sobre a cinemática do movimento (GREGOR; BROKER & RYAN, 1991).

Segundo Hull e Ruby (1996), o gesto motor da pedalada é um movimento tridimensional complexo que envolve, além das flexões e extensões das articulações do tornozelo, do joelho e do quadril, abdução e adução da articulação do quadril, gerando a rotação da tíbia.

No plano sagital, as variáveis físicas, tais como, deslocamento, velocidade e aceleração da perna e do pé, parecem ser mais influenciadas pela cadência de pedalada e regulação de alguns componentes da bicicleta, como por exemplo, altura e ângulo de inclinação do selim, comprimento do pedivela e posição do pé no pedal (GREGOR, 2000). Ainda, a técnica de pedalada pode ser influenciada pela antropometria corporal, que está fortemente relacionado com as variáveis citadas acima. Por exemplo, o comprimento dos segmentos corporais (coxa,

perna e pé) e os alinhamentos articulares dos membros inferiores são fatores que influenciam na altura do selim, bem como na amplitude de adução e abdução da articulação do quadril durante a pedalada (HULL; RUBY, 1996).

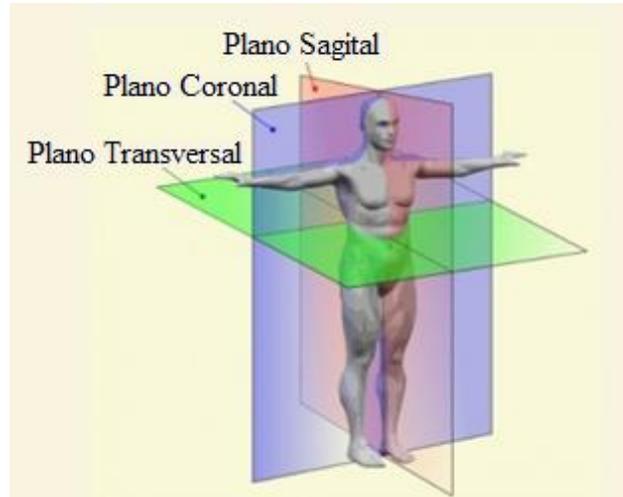


Figura 2.5 – Planos anatômicos do corpo: sagital; coronal ou frontal e transversal (JUNIOR, 2015).

A análise cinemática foi realizada dividindo-se o ciclo de pedalada em quatro etapas (Fig. 2.6 e Fig. 2.7), descritas a seguir: (a) curso superior do pedal; (b) fase de propulsão; (c) curso inferior do pedal e (d) fase de recuperação. O ângulo correspondente a 0° ou 360° do ciclo de pedalada é chamado de ponto morto superior, enquanto que o ângulo equivalente a 180° é chamado de ponto morto inferior.

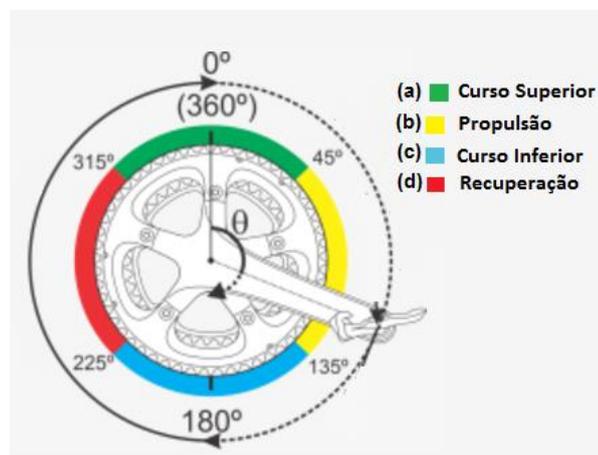


Figura 2.6 – Etapas do ciclo de pedalada (DI ALENCAR, 2010).

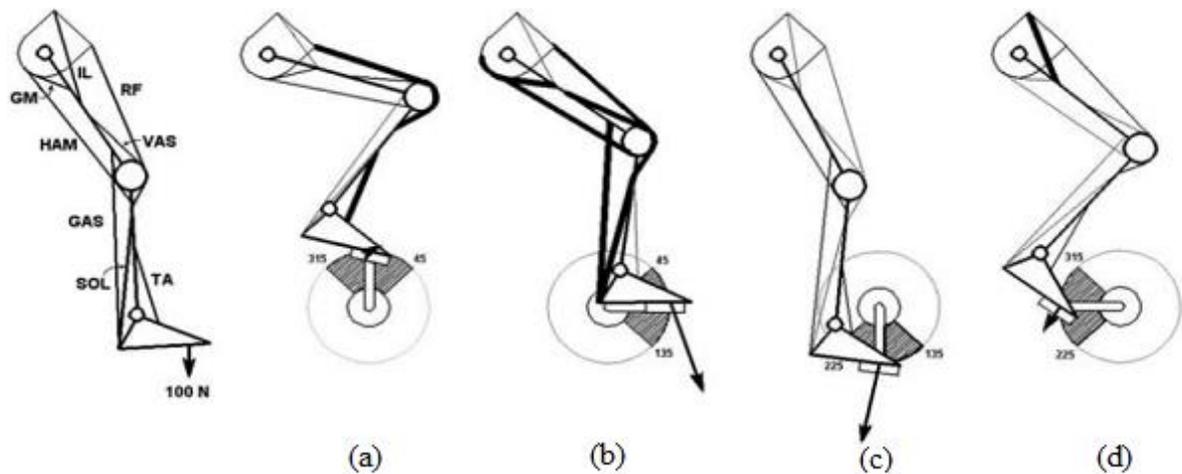


Figura 2.7 – Desenho esquemático do vetor força resultante e da atividade muscular, durante as etapas do ciclo de pedalada: (a) curso superior do pedal; (b) fase de propulsão; (c) curso inferior do pedal e (d) fase de recuperação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2009).

Na Figura 2.7 também é representado o vetor força resultante aplicada no pedal e a atividade muscular em cada etapa do ciclo de pedalada, indicada pela espessura da linha, nas quais as mais espessas representam os músculos mais ativos naquela fase, descritos pelas seguintes abreviações: iliopsoas (IL); reto femoral (RF), quadríceps (VAS), tibial anterior (TA), sóleo (SOL), gastrocnêmico (GAS), grupo dos isquiotibiais (HAM) e glúteo máximo (GM).

(a) Curso superior do pedal

A parte superior do curso do pedal é uma zona de transição que ocorre entre 315° e 45°, em relação a zero ou ao ponto morto superior da pedivela. O reto femoral é ativado, flexionando o quadril e estendendo os joelhos, dirigindo as forças para parte anterior (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2009). Antes do ponto morto superior (0°), os vastos e o glúteo máximo são ativados, auxiliando na extensão do quadril em conjunto com o grupo de ísquio-tibiais, que permanece ativo entre 45° e 180°, até o início da fase de recuperação. A contribuição do glúteo-máximo na extensão do quadril ocorre de 0° a 120°, apresentando pico de atividade aos 55° (SANNER; O'HALLORAN, 2000).

(b) Fase de propulsão

A fase de propulsão (45° a 135°) ocorre quando o corpo precisa produzir forças suficientes para superar a resistência do pedal, bem como ajudar a levantar a perna oposta

durante a fase de recuperação. Nesta fase, cerca de 90% da energia total é transmitida para o pedal, cuja força tangencial produzida nele é gerada principalmente pela ação dos vastos e do glúteo máximo. Os principais flexores plantares também estão ativos durante esta fase, e por mais que não sejam considerados geradores primários de força, são importantes para promover uma ligação estável entre o pedal e as articulações do tornozelo e joelho. Os flexores plantares asseguram que toda a força produzida pela musculatura lombo-pélvica e demais cadeias musculares nos membros inferiores, possa ser transmitida ao pedal na fase de propulsão (BINI; DIEFENTHAELER; MOTA, 2010).

A contração dos quadríceps na fase de propulsão, promove a extensão do joelho, criando uma força descendente no pedal, desde que o glúteo e os isquiotibiais façam a extensão do quadril. De fato, se o pé encontra-se fixado ao pedal por meio de uma sapatilha, o joelho é estendido, mesmo sem ação do quadríceps, porque a extensão do quadril impulsiona o pedal para baixo causando a extensão do joelho (LAMOREAUX, 2000).

(c) *Curso inferior do pedal*

O curso inferior do pedal (135° a 225°) é outra região de transição. Os músculos ativados nessa fase são os isquiotibiais, o gastrocnêmico e o tibial anterior. O tibial anterior tem a função de estabilizar o tornozelo, de modo que a tensão desenvolvida no gastrocnêmico seja transferida para a articulação do joelho, ajudando os isquiotibiais com a flexão (GREGOR; KOMI; JARVINEN, 1987).

(d) *Fase de recuperação*

Esta fase (225° a 315°) é destinada para a recuperação de vários grupos musculares extensores. Durante esta fase, os vastos não mostram uma atividade significativa. Os iliopsoas e o tibial anterior apresentam maior atividade quando o tibial assume duas funções: estabilizar o tornozelo para transferir a força dos músculos flexores do quadril e iniciar a dorsiflexão do tornozelo (RYAN; GREGOR, 1992).

O gastrocnêmico é ativado aos 35°, apresentando máxima atividade média em 107°, reduzindo gradualmente sua atividade durante a fase de recuperação e finalizando-a em aproximadamente 270°. Em conjunto com o sóleo, estes dois músculos contraem-se logo após os extensores do coxo-femoral e do joelho iniciarem suas atividades. O gastrocnêmico apresenta a maior amplitude de atividade de todos os músculos no ciclo da pedalada. A atividade do tibial anterior inicia quando o gastrocnêmico deixa de contribuir, aproximadamente a 270°, por se

tratar de músculos antagonistas. Os isquiotibiais e o gastrocnêmio estão ativos na primeira metade da fase de recuperação, proporcionando uma ação importante na flexão do joelho, contabilizando 10% do trabalho (KELLMANN; KALLUS, 2001). A energia na fase de recuperação é negativa, ou seja, é absorvida, pois as forças durante esta fase são dirigidas para baixo, no sentido contrário ao movimento.

Do ponto de vista biomecânico, a técnica mais eficiente é puxar o pedal para cima na fase de recuperação. No entanto, esta técnica exige um alto custo metabólico, independente da experiência no ciclismo e do tipo de pedal (KORFF et al.; 2007). Isto ocorre porque os grupos flexores do ramo ascendente precisam elevar a atividade muscular, além do desempenho de linha de base e aumentar toda a demanda metabólica do corpo em 9%, a fim de superar as forças gravitacionais e inerciais do conjunto ciclista-bicicleta, com o objetivo de puxar o pé para cima mais rápido do que ele está sendo “empurrado” pelo membro oposto (MORNIEUX et al., 2008).

A seguir é mostrado na Fig. 2.8, um gráfico do torque médio produzido por ambas as pernas de 9 ciclistas, na fase de propulsão e recuperação, em função da posição angular do pé. O pé que começa o movimento na fase de propulsão é denominado membro dominante e inicia no ângulo 0°. Observa-se que na fase de recuperação, o torque produzido é negativo (CHILDERS, 2011).

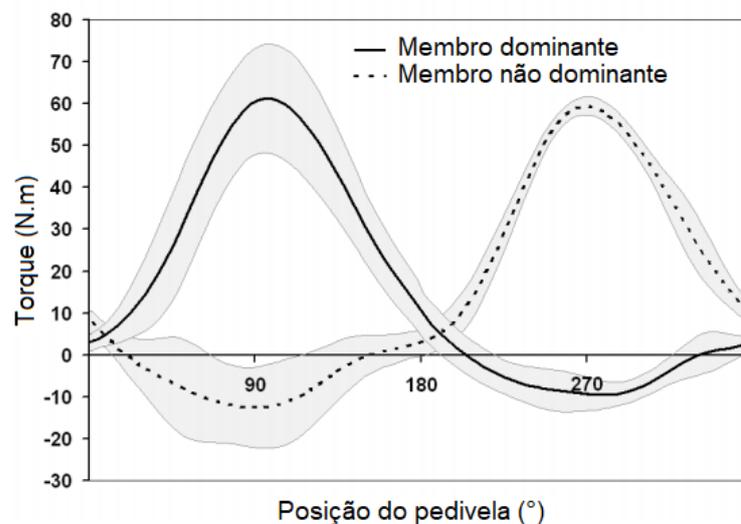


Figura 2.8 – Torque médio de 9 ciclistas, sendo denominado membro dominante o pé que inicia o movimento da fase de propulsão e posição angular 0° (CHILDERS, 2011).

Na Figura 2.9 são representados os principais músculos dos membros inferiores, ativados no ciclo de pedalada, citados anteriormente: (1) iliopsoas, (2) reto femoral, (3) vasto medial,

(4) vasto lateral, (5) tibial anterior, (6) sóleo, (7) gastrocnêmico, (8) bíceps femoral, (9) semitendinoso e (10) glúteo máximo (RANKIN; NEPTUNE, 2008).

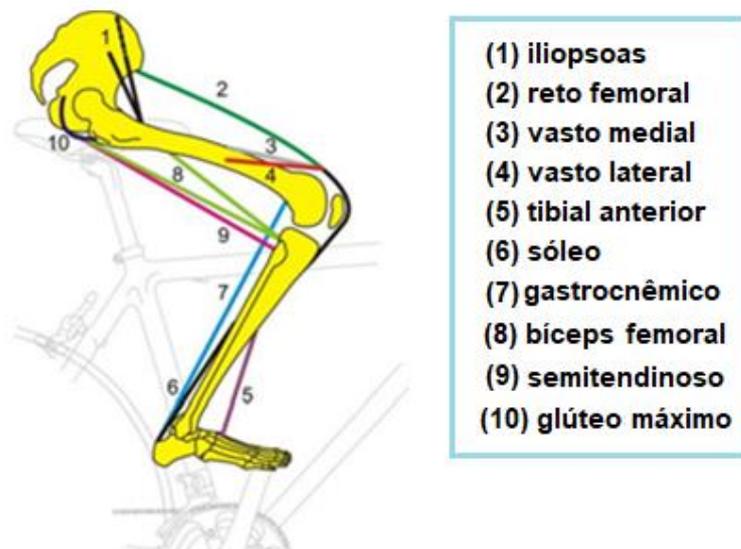


Figura 2.9 – Representação dos principais músculos dos membros inferiores envolvidos na pedalada (RANKIN; NEPTUNE, 2008).

2.3.2. Cinética do ciclismo

A cinética do ciclismo estuda o movimento a partir das forças aplicadas na bicicleta, onde são avaliadas: as forças aplicadas no pedal, as forças inerciais, o torque aplicado no pedivela, a velocidade linear e angular (cadência), a potência desenvolvida em cada perna, as forças resistivas do meio (ar) e dos componentes da bicicleta (rolamentos, rodas).

Geralmente, o estudo das forças aplicadas no pedal é realizado utilizando um pedal instrumentado, que possibilita registrar as forças aplicadas pelo ciclista durante a pedalada, a fim de mensurar sua magnitude, orientação e técnica (CARPES et al., 2005; ETTEMA; LORAS; LEIRDAL, 2009).

Para calcular a força resultante (F_r) e a força efetiva (F_e) desenvolvida no pedal, é comum adotar os componentes de forças vertical (F_y) e horizontal (F_x), apresentadas na Fig. 2.10 (BURKE, 1996).

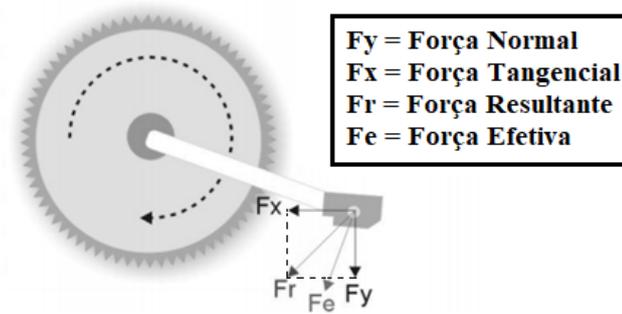


Figura 2.10 – Forças aplicadas no pedal durante o ciclo de pedalada (Adaptado de BURKE, 1996).

A força resultante é obtida por meio da combinação dos componentes de força horizontal e vertical aplicadas no pedal, representando a força total no plano sagital. Além disso, pode-se determinar a força efetiva ou transmitida (força aplicada perpendicular ao pedivela, que produz torque positivo ou torque propulsor) e a componente da força paralela ao pedivela que não produz torque (DIEFENTHAELER et al., 2008).

Através da razão entre a força efetiva e a força resultante, obtém-se o índice de efetividade (Eq. 2.1), que representa a porcentagem de força que está realmente gerando movimento, indicando a qualidade da técnica de pedalada (DAVIS; HULL, 1981).

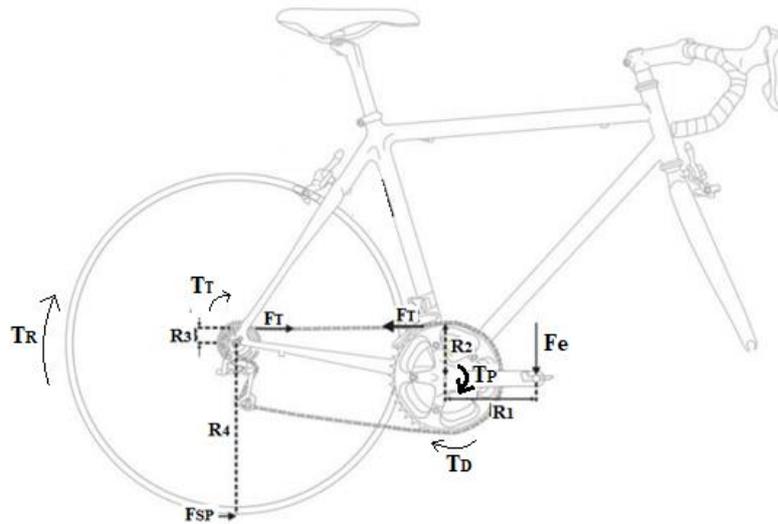
$$IE = \frac{\int_0^{360} Fe(\theta).d\theta}{\int_0^{360} Fr(\theta)d\theta} \quad (2.1)$$

Onde:

- IE : Índice de efetividade de 0° a 360° da revolução do pedivela.
- Fe : Força efetiva ou força normal ao pedivela.
- Fr : Força resultante aplicada ao pedal.
- $d\theta$: Deslocamento ao longo do ciclo.

O índice de efetividade pode assumir valores entre 1 e -1, cujo valor igual a 1, corresponde ao caso mais eficaz, indicando que a força resultante é aplicada perpendicularmente ao pedivela no sentido do movimento (força efetiva), enquanto que o valor igual a -1, indica que esta força é aplicada no sentido contrário ao movimento (CANDOTTI, 2003).

Na Figura 2.11 são ilustradas as forças atuantes nos demais componentes da bicicleta, bem como as grandezas físicas citadas nas equações a seguir.



F_e : Força normal ao pedivela	R_1 : Comprimento do pedivela	T_P : Torque do pedivela
F_T : Força de tração na corrente	R_2 : Raio da roda dentada dianteira	T_D : Torque da roda dentada dianteira
F_{SP} : Força de atrito entre o solo e o pneu	R_3 : Raio da roda dentada traseira	T_T : Torque da roda dentada traseira
	R_4 : Raio da roda traseira	T_R : Torque da roda traseira

Figura 2.11 – Ilustração das grandezas físicas medidas nos componentes da bicicleta (Adaptado de CAVANAGH; SANDERSON, 1986).

O torque gerado no pedivela (T_P) é dado pelo produto da força normal (F_e) pelo comprimento do pedivela (R_1), Eq. 2.2.

$$T_P = F_e \cdot R_1 \quad (2.2)$$

A potência (P_c) transferida ao pedivela (gerada pelo ciclista), pode ser calculada multiplicando-se a velocidade angular (ω_P) do pedivela pelo torque (T_P) do pedivela (Eq. 2.3). Por sua vez, a velocidade angular do pedivela (ω_P) é dada pelo quociente da variação angular ($d\theta$) pelo intervalo de tempo (dt), Eq. (2.4). Substituindo as Eqs. (2.2) e (2.4) na Eq. (2.3), obtém-se a equação para cálculo da potência transferida ao pedivela (Eq. 2.5).

$$P_c = T_P \cdot \omega_P \quad (2.3)$$

$$\omega_P = \frac{d\theta}{dt} \quad (2.4)$$

$$P_c = F_e \cdot R_1 \cdot \frac{d\theta}{dt} \quad (2.5)$$

O torque aplicado à roda dentada dianteira T_D , pode ser calculado pelo produto da força de tração na corrente F_T pelo raio da roda dentada dianteira R_2 (Eq. 2.6), Neste caso, considera-se somente a componente tangencial na corrente no contato dos elos com os dentes da coroa. O torque gerado na coroa traseira T_T , pode ser calculado multiplicando-se a força de tração na corrente F_T pelo raio da roda dentada traseira R_3 (Eq. 2.7). O torque positivo empregado à roda traseira T_R é dado pelo produto da força entre o solo e o pneu F_{SP} pelo raio da roda traseira R_4 (Eq. 2.8), desprezando-se as perdas da transmissão.

$$T_D = F_T \cdot R_2 \quad (2.6)$$

$$T_T = F_T \cdot R_3 \quad (2.7)$$

$$T_R = F_{SP} \cdot R_4 \quad (2.8)$$

Considerando as rodas dentadas dianteiras e traseiras em equilíbrio de rotação (velocidade angular constante), os torques horários e anti-horários serão sempre iguais e a força de tração F_T em todos os pontos da corrente pode ser considerada constante. Assim sendo, o torque aplicado ao pedivela T_P , será igual ao torque aplicado à roda dentada dianteira T_D (Eq. 2.9), obtendo-se a Eq. (2.10) que permite calcular o valor da força de tração na corrente. De acordo com as considerações iniciais, o torque aplicado a roda traseira T_R será igual ao torque aplicado na roda dentada traseira T_T (Eq. 2.11), obtendo-se a Eq. (2.12), que permite calcular a força entre o solo e o pneu F_{SP} . Esta força F_{SP} deve ser no mínimo igual a força de atrito da roda com o solo, para ocorrer o movimento.

$$F_e \cdot R_1 = F_T \cdot R_2 \quad (2.9)$$

$$F_T = \frac{F_e \cdot R_1}{R_2} \quad (2.10)$$

$$F_{SP} \cdot R_4 = F_T \cdot R_3 \quad (2.11)$$

$$F_{SP} = \frac{F_e \cdot R_1}{R_2} \cdot \frac{R_3}{R_4} \quad (2.12)$$

Cabe ainda considerar as forças resistivas devido ao arrasto aerodinâmico e de rolamento. Vários autores relatam que dois terços do arrasto aerodinâmico durante competição de ciclismo de estrada é criado pela resistência do ar à área frontal do corpo humano, enquanto que um terço deve-se à bicicleta (GREGOR; BROKER; RYAN, 1991).

A resistência de rolamento ocorre devido à deformação dos pneus em relação ao solo durante o movimento de rotação da roda, dissipando parte da energia do sistema. Esta resistência é proporcional à calibragem e tipo do pneu, ao diâmetro da roda e a superfície do solo. Embora exista o atrito de rolamento entre as partes móveis da bicicleta, eles não são considerados porque contabilizam menos de 5% de toda a força resistiva de atrito (GREGOR; BROKER; RYAN, 1991).

Para que a bicicleta se mova, é necessário que a força aplicada nas rodas (F) seja maior que a força de atrito estático do solo (F_{at}). No entanto, é necessário considerar a deformação provocada no pneu. Desprezando-se a resistência do ar e devido ao achatamento do corpo, o ponto de aplicação da força normal N será deslocado para direita, à uma distância x em relação ao ponto em que esta força atuaria no corpo indeformável, Fig. 2.12 (NETO, 2014; WERLANG, 2013).

De acordo com Neto (2014), o coeficiente de atrito de rolamento μ_r pode ser dado pelo quociente da força de atrito F_{at} pela força de reação normal N (Eq. 2.13).

$$\mu_r = \frac{F_{at}}{N} \quad (2.13)$$

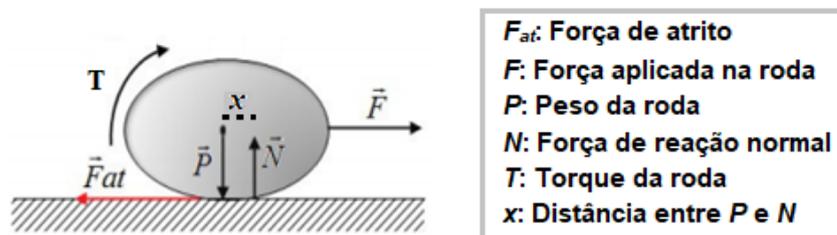


Figura 2.12 – Forças atuantes em um corpo deformável durante o rolamento (NETO, 2014).

A força de arrasto aerodinâmico F_{aero} pode ser determinada pela metade do produto entre a densidade do ar (ρ), o coeficiente aerodinâmico (C_a), a área frontal (A_f) exposta e o quadrado da velocidade relativa do ar (v), conforme mostrado na Eq. (2.14) (GREGOR; BROKER; RYAN, 1991).

$$F_{aero} = \frac{1}{2} \rho \cdot C_a \cdot A_f \cdot v^2 \quad (2.14)$$

Basset et al. (1999) desenvolveram um método para estimar a área frontal do ciclista (A_f) em uma posição aerodinâmica, utilizando sua altura (H) e sua massa corporal (M) como parâmetros (Eq. 2.15).

$$A_f = 0,0293 H^{0,725} M^{0,425} + 0,0604 \quad (2.15)$$

A força resistiva total F_{RT} do conjunto ciclista-bicicleta pode ser determinada pela soma das forças de arrasto aerodinâmico F_{aero} e de atrito F_{at} (Eq. 2.16), que pode ser reescrita conforme mostrado na Eq. (2.17), onde a representa a metade do produto entre a densidade do ar ρ , o coeficiente aerodinâmico C_a e a área frontal A_f (Eq. 2.18), enquanto b refere-se ao produto da força de reação normal N versus o coeficiente de atrito de rolamento μ_r (Eq. 2.19).

$$F_{RT} = F_{aero} + F_{at} = \frac{1}{2} \rho \cdot C_a \cdot A_f \cdot v^2 + N \cdot \mu_r \quad (2.16)$$

$$F_{RT} = av^2 + b \quad (2.17)$$

$$a = \frac{1}{2} \rho \cdot C_a \cdot A_f \quad (2.18)$$

$$b = N \cdot \mu_r \quad (2.19)$$

Outra maneira de determinar a força resistiva total F_{RT} do conjunto é efetuando a razão entre a potência desenvolvida e a velocidade Eq. (2.20), que podem ser obtidas utilizando-se sensores de potência (GRAPPE et al., 1997).

$$F_{RT} = \frac{P_c}{v} \quad (2.20)$$

Verifica-se na Eq. (2.17) que a força resistiva total varia linearmente com o quadrado da velocidade. Portanto, através da análise de regressão linear, é possível determinar os valores de a e b (GRAPPE, 2009). Utilizando-se a Eq. (2.15) para calcular a área frontal, é possível estimar o valor do coeficiente aerodinâmico pela Eq. (2.18).

A Tabela 2.1 mostra uma comparação entre as forças resistivas de rolamento e as forças resistivas de arrasto do ar, em função da velocidade do ciclista (HELENE, FRIGERE, 2016). Verifica-se, que para velocidades a partir de 50 km/h a força resistiva passa a ser determinada pela força de arrasto do ar.

Tabela 2.1 – Comparação entre as forças resistivas de rolamento e as forças resistivas de arrasto do ar, em função da velocidade do ciclista (HELENE, FRIGERE, 2016).

	Velocidade do ciclista (km/h)				
	2	5	10	20	50
Força de arrasto do ar (N)	0	1	2	9	56
Força resultante do atrito de rolamento (N)	5	5	5	5	5
Força total (N)	5	6	7	14	61
Força media nos pedais (N)	10	12	14	28	122

2.4. Biomecânica no ciclismo para amputados transtibiais

Foram avaliados os trabalhos relacionados com a biomecânica no ciclismo, para amputados de membro inferior. No entanto, até o momento, foram encontrados apenas trabalhos de dois autores. Estes estudos limitam-se à amputados transtibiais unilaterais, demonstrando a necessidade de mais estudos sobre o tema.

Childers, Kistenberg e Gregor (2009), propuseram recomendações de ajustes para a bicicleta de ciclistas com amputação transtibial, destacando-se entre elas, a redução do comprimento do pedivela. A limitação do movimento do membro amputado durante a pedalada, devido ao uso do pé protético, eleva a amplitude do joelho e aumenta a articulação do quadril.

Koutney et al. (2013) também realizaram testes, a fim de verificar a influência da redução do braço do pedivela, obtendo uma redução da atividade dos músculos do membro amputado e da assimetria geométrica entre as duas pernas, corroborando os resultados obtidos por Childers, Kistenberg e Gregor (2009).

Segundo Childers (2011), existe uma influência relevante da rigidez do pé protético no desempenho do ciclismo para intensidades elevadas (90% da frequência cardíaca máxima). Todavia, o mesmo não é observado para baixas intensidade (70% da frequência cardíaca máxima), ou seja, atividades de lazer. O movimento da pedalada envolve a ativação dos músculos tríceps sural e tibial anterior, a fim de estabilizar o tornozelo, de modo que a energia gerada pelos extensores do joelho e do quadril, possa ser transferida para o pedal. No entanto, os pés protéticos são projetados para imitar um pé saudável durante a caminhada, ou seja, permitindo-lhe compactar e armazenar energia em um contato inicial e em seguida, descomprimir e libera-la em *toe-off*, instante no qual os dedos do pé perdem contato com o chão (SOUSA, 2014). Assim, na fase de propulsão, as forças musculares utilizadas para girar o pedivela acabam sendo utilizadas para comprimir o pé protético, absorvendo a energia que deveria ser transferida ao pedal. Em seguida, no curso inferior do pedal, as forças verticais são removidas a fim de permitir que o pé descomprima e libere energia. O resultado disso é uma pedalada assimétrica, uma vez que o membro intacto tende a compensar a perda de energia do membro amputado (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).

Na Figura 2.13 é apresentada a comparação da assimetria do trabalho e da força, em percentagem, para oito ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pé protético rígido e um pé protético flexível, com um grupo de nove ciclistas sem amputação. Na Tabela 2.2 é mostrada a contribuição média de cada membro inferior na produção de trabalho e força total, onde o termo, membro dominante, refere-se ao que apresentou maiores valores de contribuição.

Verifica-se que a assimetria do trabalho para o grupo de ciclistas com amputação foi aproximadamente seis vezes maior do que para o grupo de ciclistas sem amputação (Fig. 2.13). No entanto, a assimetria da força foi aproximadamente apenas duas vezes maior para o grupo de ciclistas com amputação. Este fato pode ser explicado, analisando o direcionamento das forças aplicadas no pedal (Fig. 2.10). Mesmo que a força resultante F_R desenvolvida por ambos os grupos sejam iguais, somente a força efetiva F_e realizara trabalho. A perda de um membro, ou seja, a perda da sensibilidade em conjunto com o uso de uma prótese, pode reduzir o controle sobre o direcionamento das forças aplicadas no pedal, afastando a força resultante da força efetiva e, conseqüentemente, aumentando a assimetria do trabalho. De acordo com os

resultados, os valores dessa assimetria são elevados quando utiliza-se uma prótese flexível, corroborando os resultados obtidos por Childers (2011).

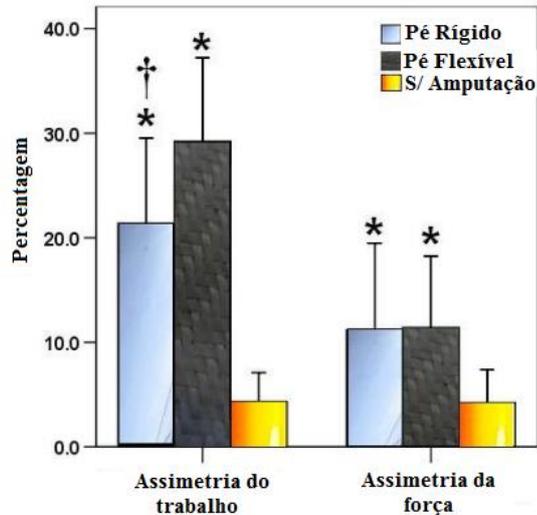


Figura 2.13 – Comparação da assimetria do trabalho e da força em percentual entre ciclistas amputados transtibiais e ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).

Tabela 2.2 – Contribuição em porcentagem dos membros inferiores na produção de trabalho e da força total entre ciclistas amputados transtibiais e ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).

	Contribuição no trabalho total (%)		Contribuição na força total (%)	
	Membro Dominante	Membro não-Dominante	Membro Dominante	Membro não-Dominante
Pé Rígido	60,7 ± 4,1	39,3 ± 4,1	55,6 ± 4,2	44,4 ± 4,2
Pé Flexível	64,6 ± 4,0	35,4 ± 4,0	55,7 ± 3,4	44,3 ± 3,4
S/ amputação	52,1 ± 1,3	47,9 ± 1,3	52,1 ± 1,5	47,9 ± 1,5

Constata-se na Tabela 2.2 que a contribuição média na produção de trabalho total para o grupo de ciclistas utilizando a prótese flexível foi menor para o membro amputado e igual a (35,4 ± 4,0) %, comparado ao grupo que utilizou a prótese rígida, que apresentou contribuição de (39,3 ± 4,1) %. Já para o grupo de ciclistas sem amputação, a contribuição das pernas foi aproximadamente simétrica, cujo menor valor foi de (47,9 ± 1,3) %. Conforme justificado

anteriormente, a contribuição na produção de força total foi similar para os dois grupos de ciclistas amputados, uma vez que nem toda força aplicada gera trabalho. Dessa maneira observou-se a contribuição de $(44,4 \pm 4,2) \%$ para o grupo que utilizou um pé rígido e uma contribuição de $(44,3 \pm 3,4) \%$ para o grupo de utilizou um pé flexível (Tab. 2.2). A perna que menos contribuiu do grupo sem amputação, apresentou uma porcentagem de $(47,9 \pm 1,5) \%$.

Além disso, verifica-se que durante a marcha, as pessoas com amputação transtibial tendem a aumentar o momento do quadril e reduzir o do joelho, a fim de auxiliar na propulsão do tronco sobre a prótese. Essas mudanças podem estar associadas à perda dos flexores plantares do tornozelo, responsáveis pela propulsão e pela estabilização do joelho (SILVERMAN et al., 2008).

2.5. Regulagens da bicicleta

Existem vários protocolos de ajuste da bicicleta, porém, de acordo com a literatura, nenhum deles leva em consideração deficiências ou limitações físicas de um paratleta. São cálculos realizados considerando a simetria antropométrica e amplitudes de movimento comum às pessoas sem deficiência. Neste sentido, são apresentados, os cálculos para ajuste da bicicleta de um modo geral, e as recomendações de ajuste propostas por Childers, Kistenberg e Gregor (2009) para ciclistas com amputação transtibial.

2.5.1. Ajuste para ciclistas em geral

O ajuste da bicicleta, também chamado de *bike fit* tem o objetivo de avaliar as condições morfológicas do ciclista, a fim de adequar as dimensões da bicicleta às suas características antropométricas. Baseado nos princípios da cinesiologia e da biomecânica, este procedimento visa a maximização do desempenho do ciclista, bem como o conforto e prevenção de lesões musculoesqueléticas (DI ALENCAR; MATIAS, 2009).

Para isto, são necessárias algumas medidas corporais, mostradas na Fig. 2.14, usadas para definir as dimensões da bicicleta. São elas: (a) entrepernas *EP*, (b) tronco *T*, (c) perna *PE*, (d) coxa *C*, (e) antebraço *A* e (f) braço *B* (PEQUINI, 2000).

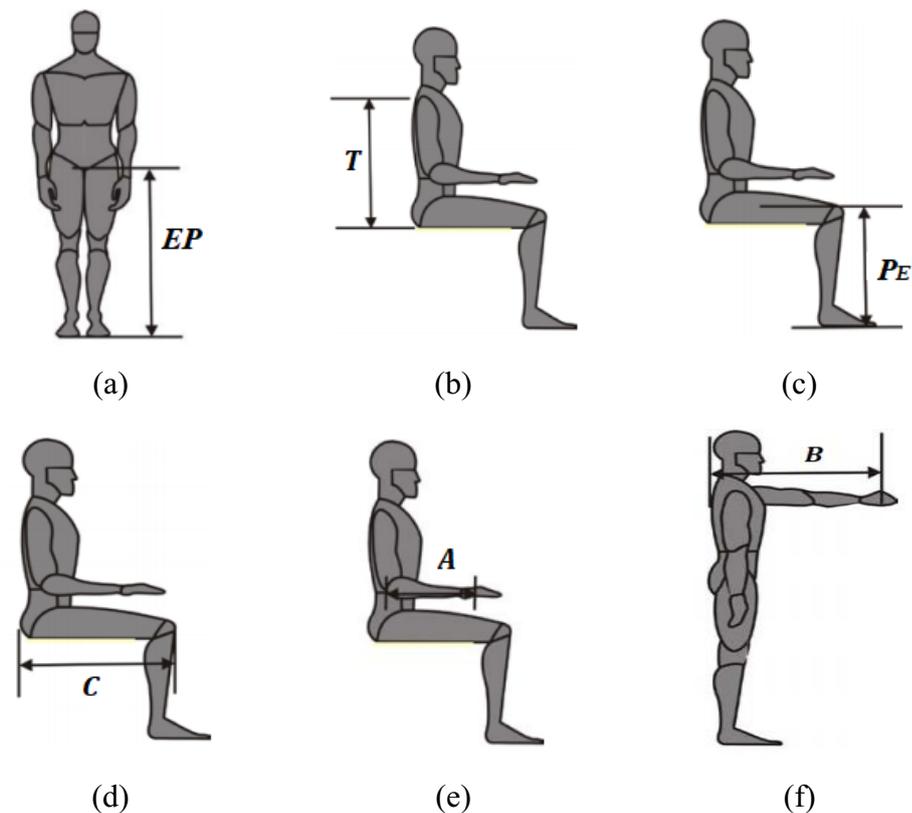


Figura 2.14 – Medidas corporais utilizadas no cálculo de dimensionamento da bicicleta: (a) entrepernas, (b) tronco, (c) perna, (d) coxa, (e) antebraço e (f) braço (PEQUINI, 2000).

O comprimento das entrepernas (EP) corresponde à distância entre a região corporal que fica apoiada no selim até a planta dos pés (Fig. 2.14 a).

O comprimento do tronco (T), da perna (PE) e da coxa (C), é mensurado com o atleta sentado e a coluna ereta, de modo que, a pélvis fique rígida e em contato com a parede. Os membros inferiores devem ficar alinhados de modo que a coxa e a perna fiquem paralelas e a perna perpendicular ao chão.

Para a medição do comprimento do tronco, o instrumento de medição deve ser posicionado a partir da superfície em que o atleta encontra-se sentado até a nível de sua articulação acromioclavicular, localizada no ombro (Fig. 2.14 b). O comprimento da coxa é determinado a partir da parede até o joelho, que pode ser delimitado com um auxílio de uma barra posicionada na frente dos joelhos (Fig. 2.14 d). Já a perna, é medida do solo até a superfície acima dos joelhos (Fig. 2.14 c).

O comprimento do antebraço (A) é mensurado segurando-se um bastão cilíndrico posicionado perpendicular ao antebraço, e este, dobrado, perpendicular ao tronco. A medição é

efetuada partir do centro do objeto cilíndrico até a protuberância óssea (epicôndilo) do cotovelo do atleta (Fig. 2.14 e).

A determinação do comprimento do braço (*B*) é feita de maneira semelhante ao método anterior, estendendo-se o membro superior e medindo-se do centro do objeto até o pivô do braço (Fig. 2.14 f).

Para alguns membros, como a perna, coxa, braço e antebraço, é necessário medir o comprimento de ambos os lados e efetuar uma média aritmética.

Algumas medidas da bicicleta precisam ser definidas antes de sua aquisição (Fig. 2.15), pois serão utilizadas no dimensionamento, determinando de forma definitiva sua estrutura, como por exemplo: (*a*) altura e (*b*) comprimento do quadro; (*c*) altura do eixo da transmissão central em relação ao solo; (*d*) recuo do tubo do selim; (*e*) medida da frente da bicicleta (distância entre o eixo da transmissão central e a roda da frente); (*f*) medida da traseira (distância entre o eixo da transmissão central e a roda traseira) e (*g*) curva do garfo (MARIÑO; MORAES; PEQUINI, 2010).

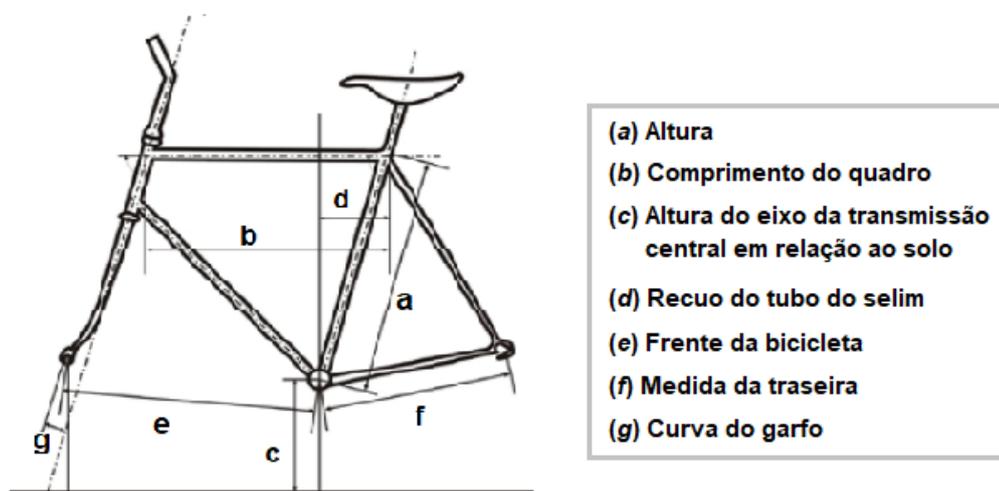


Figura 2.15 – Componentes da bicicleta com dimensões fixas (Adaptado de PEQUINI, 2000).

No entanto, há outros componentes, cujas medidas podem ser variadas (Fig. 2.16): (*h*) altura e (*i*) recuo do selim; (*j*) distância entre o selim e o guidão; (*k*) desnível entre o selim e o guidão (diferença entre as alturas do selim e do guidão) e (*l*) comprimento do pedivela.

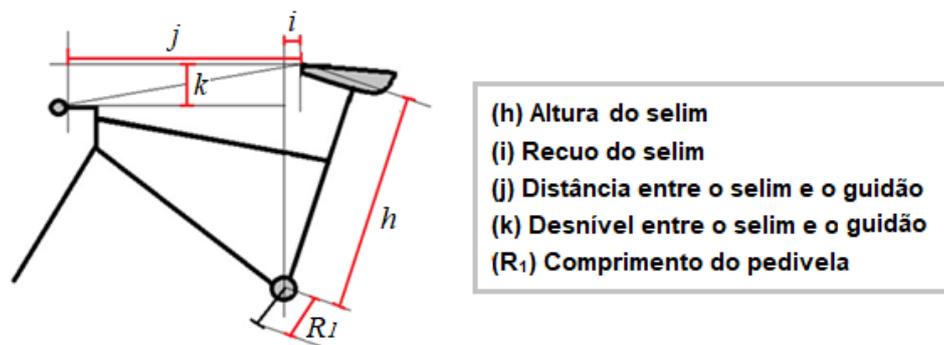


Figura 2.16 – Componentes da bicicleta com dimensões variáveis.

Alguns destes componentes são definidos a seguir, de acordo com a literatura.

I. Altura do selim (h)

Apesar da altura do selim (h) ser umas das medidas mais importantes no desempenho do ciclista, ainda não existe um consenso sobre o melhor modo de calculá-la. As maneiras mais utilizadas são: método Hell, método de Holmes e o método de LeMond ou dos 109% (PEVELER, 2005).

O método Hell realiza o ajuste da altura do selim com o ciclista sentado na bicicleta, posicionando o pedal no curso inferior, e regulando o selim de modo que as pernas estejam totalmente estendidas, assegurando que a pélvis esteja na horizontal. Este ajuste é criticado pelo fato de não possuir rigor científico e não considerar variações antropométricas.

Mais recente, o método de LeMond, é uma variação do método de 109%. Enquanto o primeiro indica que a altura do selim deve corresponder a 88,3% do comprimento das entrepernas, o segundo afirma que deve corresponder à 109%.

Por último, o método de Holmes, é realizado com o auxílio de um goniômetro, cujo ângulo do joelho deve estar entre 25° e 35°, com os pedais no curso inferior (COELHO, 2016).

II. Recuo do selim (i)

O recuo do selim (i) corresponde a distância entre a ponta do selim e o centro do eixo da transmissão central. De acordo com o Método LeMond (LEMOND; GORDIS, 1990 apud COELHO, 2016), esta distância (i) pode ser obtida pela Eq. 2.21, por meio das medidas das (EP) entrepernas, (C) coxa e (P_E) pernas.

$$i = \left(\frac{EP}{3} - 21 \right) + \left(\frac{C}{P_E} - 1,11 \right) \cdot P_E \cdot 0,25 \quad (2.21)$$

III. Distância entre o selim e o guidão (j)

Esta medição é efetuada a partir da ponta do selim até o espigão do guidão. Pode ser afetada pelas medidas de outros componentes, como a altura do selim, comprimento do quadro e desnível entre o selim e o espigão do guidão. A distância entre o selim e o guidão (j) pode ser calculada pela Eq. 2.22, definida pelos comprimentos do (T) tronco, (EP) entrepernas e (A) antebraços (LEMOND; GORDIS, 1990 apud COELHO, 2016).

$$j = \left(\left((13 \cdot EP) - 270 \right) / 15 \right) + \left(\left(\frac{T}{EP} - 0,76 \right) \cdot EP \cdot 0,66 \right) + \left(\left(\frac{A}{EP} - 0,4 \right) \cdot E \cdot 0,9 \right) \quad (2.22)$$

IV. Desnível entre o selim e o guidão (k)

Corresponde à diferença entre as alturas do selim e do guidão (k) e pode ser determinado pela Eq. 2.23, a partir dos comprimentos do (T) tronco, (A) antebraços e (EP) entrepernas (LEMOND; GORDIS, 1990 apud COELHO, 2016).

$$k = \left(\left(\frac{EP}{15} \cdot 4 \right) - 15 \right) + \left(\left(\left(\left(\frac{T}{EP} - 0,87 \right) \cdot EP \right) - \left(\left(\frac{A}{EP} - 0,4 \right) \cdot EP \right) \right) \cdot 0,9 \right) \quad (2.23)$$

V. Comprimento do pedivela (R_l)

Comercialmente, os comprimentos de pedivela (R_l) podem variar de 160 mm até 180 mm de comprimento. Mas geralmente, o comprimento mais utilizado é de 170 mm, já que medidas maiores podem ocasionar dores articulares, enquanto as menores são adotadas a fim aumentar a velocidade.

Cientificamente, não existe comprovação de um método eficaz para definir este parâmetro. No entanto, há duas formas utilizadas pelos ciclistas, para realizar este cálculo, onde o comprimento do pedivela (R_l) será igual à (BIKEDYNAMICS, 2019):

- 125% da altura das entrepernas (em cm) mais 65;
- 9,5% da altura total do ciclista.

O comprimento do pedivela (R_l) também pode ser determinado pelo comprimento das entrepernas, conforme recomendado por Ambrosini (1990) e apresentado na Tab. 2.3.

Tabela 2.3 – Comprimentos do pedivela em relação ao comprimento das entrepernas (AMBROSINI, 1990).

Entreperna (mm)	Pedivela (mm)
830	165
840	166
850	167
860	168
870	169
880 a 930	170
Até 940	171
Até 950	172
Até 960	172
Até 970	174
De 980 em diante	175

VI. Altura do quadro (a)

A altura do quadro (*a*) deve corresponder a 65% do comprimento das entrepernas, podendo variar para 66% para ciclistas que não tem como objetivo aumentar a aerodinâmica (MARIÑO; MORAES; PEQUINI, 2010).

VII. Comprimento do quadro (b)

Esta medida (*b*) pode ser obtida pela soma dos comprimentos do tronco e braço, verificando-se o comprimento do quadro correspondente na Tab. 2.4 (AMBROSINI, 1990).

Tabela 2.4 – Comprimentos de quadro em função da soma do comprimento do tronco e do braço (AMBROSINI, 1990).

Tronco/Braço (cm)	Comprimento do quadro (cm)
100	53
101	53,4
102	53,8
103	54,1
104	54,4

105	54,7
106	55,0
107	55,3
108	55,6
109	55,9
110	56,2
111	56,5
112	56,8
113	57,1
114	57,4
115	57,7
116	58,0
117	58,3
118	58,6
119	58,8
120	59,0
121	59,2
122	59,4
123	59,6
124	59,8
125	60,0

2.5.2. Ajuste para ciclistas com amputação transtibial

Childers, Kistenberg e Gregor (2009) propuseram um conjunto de ajustes na bicicleta, baseado em estudos teóricos e experimentais, que podem ser divididos em oito partes: (a) redução do pedivela; (b) influência do pé protético no ciclismo; (c) combinação da redução do pedivela com o pé protético rígido; (d) interface entre o pé e o pedal; (e) distância entre o pé protético e o pedivela.

(a) Redução do pedivela

Os tornozelos protéticos não são capazes de reproduzir efetivamente os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar na parte superior e inferior do pedal, respectivamente, resultando

num aumento da amplitude do movimento no joelho e /ou um aumento da articulação no quadril deste membro, a fim de compensar este movimento. Consequentemente, verifica-se uma assimetria geométrica entre os membros. A fim de verificar a influência do comprimento do pedivela na assimetria do trabalho, Childers, Kistenberg e Gregor (2011) simularam três ciclistas amputados transtibiais unilaterais, pedalando em duas situações: utilizando um pedivela com ambos os lados com comprimentos iguais e, posteriormente, reduzindo 15 mm o pedivela usado pela perna protética. Os resultados são apresentados na Tab. 2.5, onde é possível verificar uma redução da assimetria para dois ciclistas.

Tabela 2.5 – Avaliação da assimetria do trabalho de 3 ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pedivela simétrico e um pedivela reduzido 15 mm no lado usado pela perna protética (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2009).

Assimetria do trabalho (%)		
Ciclista	Pedivela simétrico	Pedivela reduzido 15 mm
1	15,0	7,0
2	30,0	20,8
3	20,8	20,8

De maneira similar, Koutny et al. (2013) realizaram testes variando o comprimento do pedivela em três comprimentos (160,00 mm, 167,5 mm e 175 mm), a fim de verificar os ângulos do quadril e do joelho (Fig. 2.17), a atividade muscular por meio de eletromiografia (Fig. 2.18) e as forças aplicadas ao pedal (Fig. 2.19).

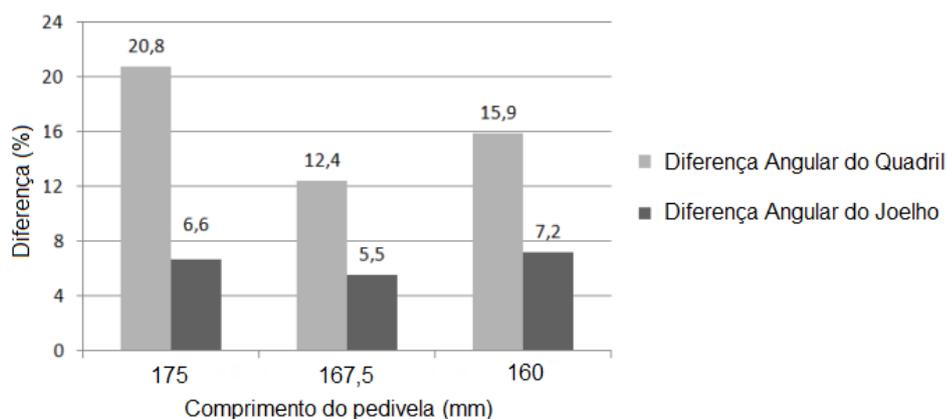


Figura 2.17 – Diferença angular entre os membros com e sem amputação, para o quadril e joelho observado para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).

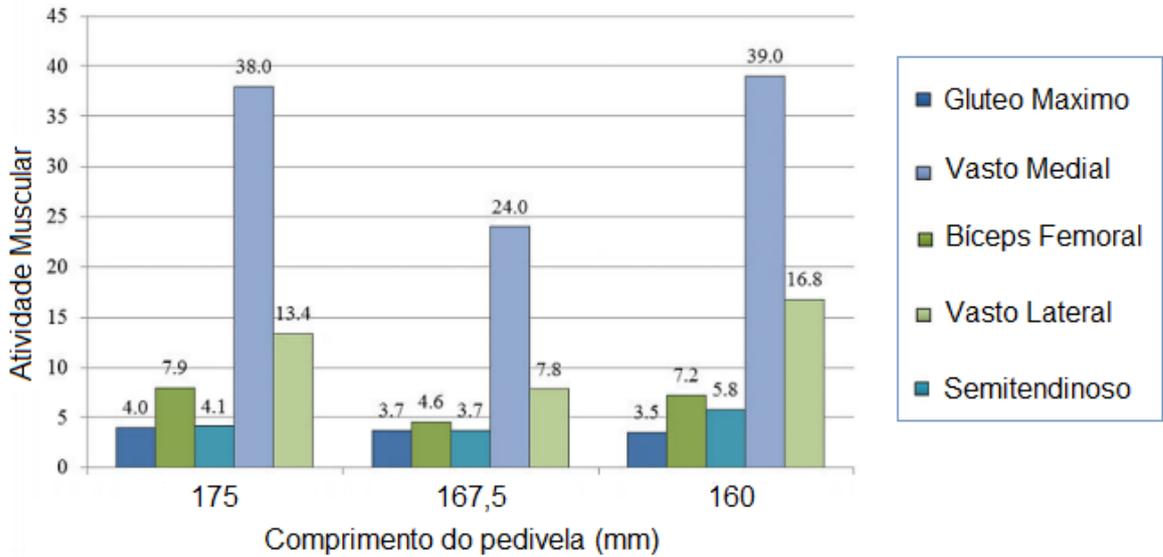


Figura 2.18 – Atividade muscular do membro amputado de um ciclista amputado transtibial para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).

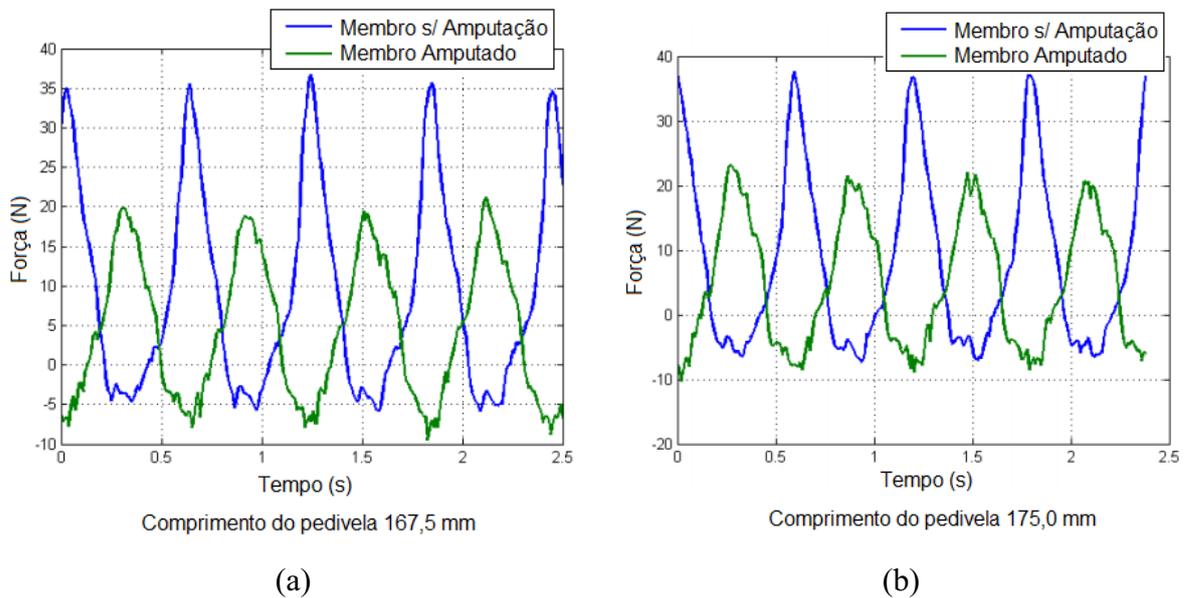


Figura 2.19 – Valores de força exercidas sobre o pedal pelo membro com e sem amputação para diferentes comprimentos de pedivela (KOUTNY et al., 2013).

De acordo com seus resultados, o movimento mais simétrico, ou seja, com menor diferença angular entre os membros com e sem amputação (Fig. 2.17) e com menor atividade muscular (Fig. 2.18), foi obtido para o comprimento de pedivela igual a 167,5 mm. No entanto, esta redução não proporcionou uma mudança significativa nos valores de força aplicadas ao pedal (Fig. 2.19). Do exposto, o autor concluiu que a redução do pedivela, pode proporcionar

melhorias no desempenho do atleta em longas corridas, uma vez que gera uma menor exaustão muscular.

No entanto, encontra-se disponível na literatura apenas essas duas referências a respeito desta abordagem, demonstrando a necessidade de explorar melhor estes resultados.

(b) *Influência do pé protético no ciclismo*

Verifica-se uma influência significativa da rigidez do pé protético no desempenho do ciclismo para intensidades elevadas. Para girar o pedivela é necessária a ativação dos músculos tríceps sural e tibial anterior, a fim de estabilizar o tornozelo, de modo que a energia gerada pelos extensores do joelho e do quadril possa ser transferida para o pedal. No entanto, os pés protéticos flexíveis são projetados para armazenar energia em um contato inicial e em seguida, descomprimir e libera-la em *toe-off*. Portanto, faz-se necessário a projeção de um pé que atenda as demandas específicas do ciclismo.

As forças de compressão utilizadas para armazenar energia em um pé protético, são obtidas a partir de fontes musculares utilizadas para girar a pedivela durante a fase de propulsão. Em seguida, na parte inferior do curso, estas forças verticais são removidas, para permitir que o pé descomprima e libere energia. Portanto, o pé protético flexível remove parcialmente a energia que deveria ser transferida para os pedais, aumentando a assimetria do trabalho, sendo consideráveis para intensidades mais elevadas do ciclismo, como em competições, cuja resposta dinâmica apresenta um retorno negativo em seu desempenho (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2011).

(c) *Combinação da redução do pedivela com o pé protético rígido*

Um trabalho piloto foi realizado por Childers, Kistenberg e Gregor (2011) com o objetivo de otimizar o desempenho e minimizar a assimetria do trabalho de um ciclista. O pé protético flexível foi removido e o taquinho foi conectado na extremidade da haste da prótese, por meio de um suporte de alumínio. A diferença inicial da assimetria do trabalho foi de 30% entre os membros inferiores, indicando que a perna sem amputação contribuía com 65% do trabalho, enquanto que a perna amputada contribuía com 35%. Em seguida, o pedivela no lado amputado foi reduzido 15 mm, gerando uma redução do trabalho para uma diferença de 7% entre os membros, apresentando também uma diminuição das atividades musculares dos isquiotibiais e gastrocnêmico.

Este resultado é equiparável ao de um ciclista sem amputação para este nível de elite. No entanto, não se sabe se estes resultados podem ser generalizados para os ciclistas mais recreativos (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2011).

(d) *Interface entre o pé e o pedal*

Diversos métodos podem ser utilizados para fixar o pé ao pedal, cuja seleção do pedal é um equilíbrio entre o nível de segurança em relação a capacidade do ciclista de remover o pé em caso de emergência. O método mais fácil, porém, menos seguro é utilizar um pedal BMX cravejado (Fig. 2.20) com um sapato de solado macio.



Figura 2.20 – Pedal cravejado, modelo BMX (VIRTUALBMX, 2015).

Outros métodos incluem o uso do velcro entre o pedal e o sapato, uma correia de neopreno ou sistemas de pedais *clipless* (Fig. 2.21a), que possuem um sistema para fixar os pés do ciclista de forma segura, através de um taquinho posicionado na sola do calçado (Fig. 2.21b). Outro sistema similar é o de *mountain bike* (Fig.2.21c), que permite a utilização de uma sapatilha de ciclismo com uma trava embutida (Fig. 2.21d), grampeando ambos os lados do pedal, enquanto a maioria dos sistemas de pedais de estrada, permitem apenas acesso de um lado.

O sistema do pedal deve requerer 20° ou menos de rotação axial (conhecido como *float*), a fim de facilitar o desengate do grampo. O formato cilíndrico do membro residual (coto) não permite um adequado controle de rotação, limitando a capacidade do ciclista de desengata-lo do pedal. Para o uso de um sistema de pedal *clipless*, recomenda-se que conecte o pé protético previamente, e em seguida, empurre o chão com o outro pé, conectando-o ao pedal durante o movimento. Para desprender o grampo, recomenda-se primeiramente soltar o pé sem amputação, a fim de apoiá-lo no chão, inclinando o corpo para frente e girando o quadril, de modo a liberar o pé protético (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2009).

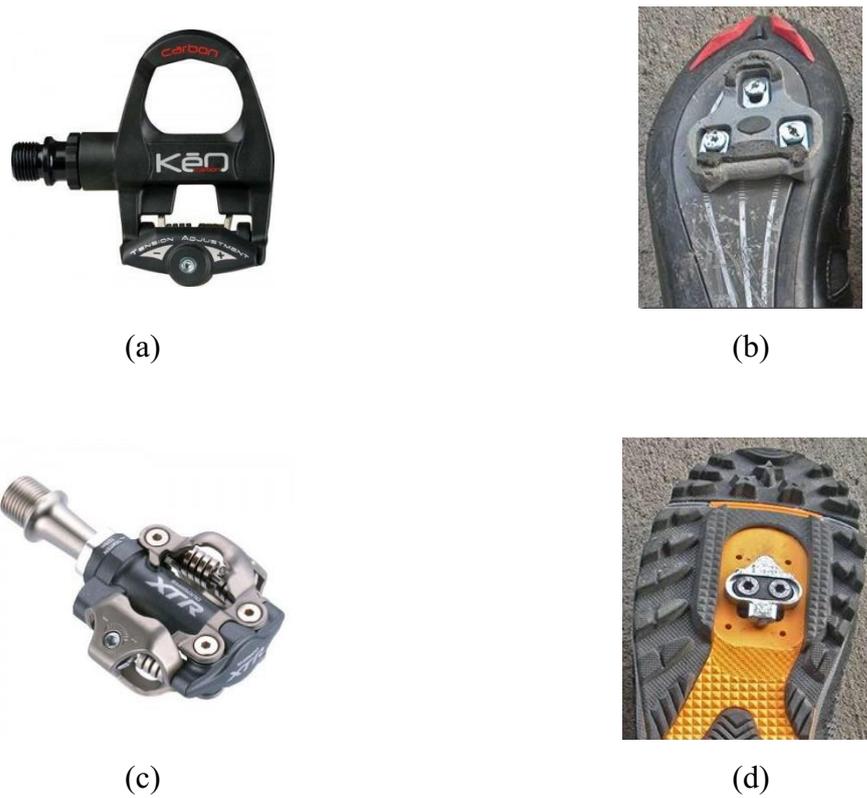


Figura 2.21 – (a) Pedal *Look* e (b) taquinho *Look* utilizados para bicicletas de estrada e (c) sistema SPD (*Shimano Pedaling Dynamics*) e (d) taquinho SPD utilizado para *mountain bike* (SCHROEDER, 2005).

(e) *Distância entre o pé protético e o pedivela*

O pé protético deve estar alinhado com o pedal sem que seus dedos fiquem para fora, pois pode criar uma folga entre o calcanhar da prótese e o braço da pedivela. Se o amputado utiliza sua prótese de caminhada para o ciclismo, cujos dedos ficam alinhados para fora, é sugerido que utilize lateralmente um espaçador de pedal, Fig. 2.22.

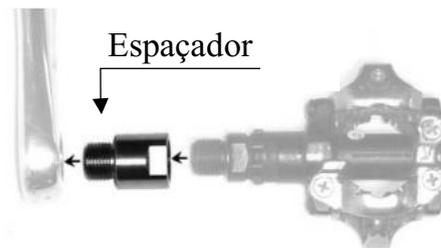


Figura 2.22 - Espaçador de pedal *Shimano SPD* (CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR; 2009).

Estes espaçadores também podem ser utilizados para alterar algum desvio medial-lateral do joelho, no plano frontal, podendo ocasionar dores no joelho ou no membro residual devido à um aumento de seu momento (GREGOR, FOWLER, 1996).

2.6. Próteses existentes para ciclistas amputados transtibiais

Foi realizado um levantamento sobre os pedidos de patentes existentes e de próteses comercializadas para amputados transtibiais. Até o presente momento, foram encontradas apenas patentes relacionadas às próteses de caminhada, corrida e esportes em geral. A seguir são apresentados os modelos mais relevantes que servem como referência para esta tese.

O pedido de patente PI 1103840-3 A2 (NISSELS; KURTH; KRANNER, 2015), descreve uma prótese de pé, composta por um amortecedor elástico localizado na área do “calcanhar”, cujo formato da parte dianteira corresponde a uma mola (Fig. 2.23). Uma peça de preenchimento é inserida entre as partes superior e inferior, aumentando a rigidez a flexão.

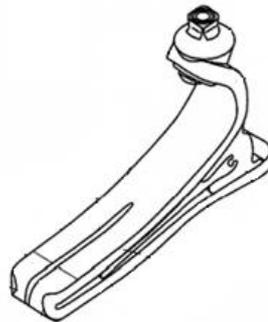


Figura 2.23 – Pé protético referente ao pedido de patente PI 1103840-3 A2 (NISSELS; KURTH; KRANNER, 2015).

Na Figura 2.24 é mostrada uma prótese de pé indicada para esportes em geral, modelo Axtion 1E56, fabricada por uma empresa internacional (respectiva patente não foi encontrada). Projetada para absorver o impacto do calcanhar e fabricada com carbono e poliuretano, a prótese é composta por uma placa de fibra de carbono que se estende do calcanhar até a região dos dedos a fim de garantir o retorno de energia no antepé (OTTOBOCK, 2016a).



Figura 2.24 – Pé protético Axtion 1E56 (OTTOBOCK, 2016a).

A seguir é apresentada a atual prótese utilizada pelo atleta paralímpico, avaliado neste trabalho. O modelo de pé protético Trias 1C30 (Fig. 2.25), fabricado por uma empresa internacional, é projetado para promover um alto amortecimento e um eficiente retorno de energia durante a marcha, adaptando-se a diferentes velocidades e superfícies (OTTOBOCK, 2016b).



Figura 2.25 – Pé protético Trias 1C30 (OTTOBOCK, 2016b).

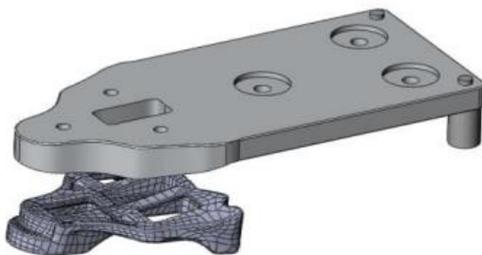
Ferreira et al. (2013) desenvolveram uma prótese (Fig. 2.26a) para um ciclista amputado transtibial, formada por uma haste de carbono/kevlar com dois terminais em liga de alumínio 7075 T651 (Fig. 2.26b), para conectar o soquete e o pé protético (Fig. 2.26c) à haste. O pé protético também foi fabricado com esta liga de alumínio. O sistema de ligação haste-pé é composto por um conjunto de três sinoblocos (Fig. 2.26d), posicionado de modo a garantir a rigidez dinâmica e a compensação angular durante a pedalada.



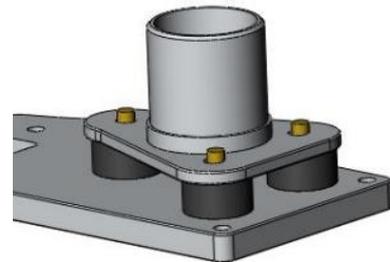
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 2.26 – (a) Prótese de ciclismo desenvolvida para um atleta com amputação transtibial composta por uma (b) haste de carbono com dois terminais de liga de alumínio 7075 T651, (c) um pé protético de liga de alumínio 7075 T651 e (d) um conjunto de três sinoblocos (FERREIRA et al., 2013).

Outra prótese de ciclismo para amputados transtibiais (Fig. 2.27) foi desenvolvida por Aaron (2016). As dimensões da prótese foram projetadas, a fim de assemelhar-se ao pé intacto do ciclista e realizar o mesmo posicionamento do taquinho. Esta prótese permite ajustar: o comprimento da perna e o ângulo desta com o pé, de modo a reproduzir a flexão plantar do pé.



Figura 2.27 – Prótese de ciclismo desenvolvida para um atleta com amputação transtibial (AARON, 2016).

Cabe ressaltar que as próteses apresentadas requerem um extenso tempo de projeto, bem como para sua confecção. Com o intuito de amenizar esses fatores e reduzir o custo da mão de obra, pesquisas estão sendo desenvolvidas utilizando a impressão tridimensional (3D) para a sua fabricação. Para isto, é necessário desenvolver um desenho tridimensional da prótese em um *software* CAD (*Computer aided design*), que posteriormente, é fabricado em uma impressora 3D, cujos parâmetros podem ser selecionados em seu *software* dedicado.

Entre todas as tecnologias de impressão 3D, a mais usual e acessível é a impressão por Deposição de Material Fundido (FDM), que se utiliza da deposição em camadas de materiais poliméricos para a construção da peça. Os materiais mais utilizados na impressão são o poli (ácido láctico) ou PLA e o poli (acrilonitrila-butadieno-estireno) ou ABS, principalmente por possuírem uma baixa temperatura de transição vítrea, o que facilita a sua moldagem (OSEJOS, 2016; ABREU, 2015).

Todavia, esta tecnologia ainda apresenta algumas objeções quando se refere à fabricação de dispositivos que exijam uma boa resistência mecânica, como é o caso de próteses. Uma das principais dificuldades enfrentadas é a em realizar simulações numéricas computacionais precisas, devido a presença de vazios no interior da peça (OSEJOS, 2016). Estas simulações tem um papel fundamental no projeto, pois é através dela que se definirá a melhor geometria para a prótese, buscando uma otimização sem prejudicar a sua resistência mecânica. Isso é

possível graças à criação de um ambiente virtual capaz de simular fenômenos físicos, utilizando um sistema de equações diferenciais parciais, aproximados pelo método de elementos finitos (MEF). Isso permite melhorar o sistema como um todo, a geometria, o material e a aplicabilidade (AZEVEDO, 2003).

Na Figura 2.28 é exibida uma prótese transtibial fabricada em PLA, por meio da impressão 3D. Esta prótese foi projetada para uma criança de 5 anos, suportando uma carga máxima de 550 N (TIRLONE; LUZ, 2017).



(a)



(b)

Figura 2.28 - Prótese transtibial impressa em PLA (TIRLONE; LUZ, 2017).

Em 2016, conforme citado anteriormente, a ciclista Denise Schindler foi a primeira ciclista no mundo a competir utilizando uma prótese impressa em 3D (Fig. 2.29), desenvolvida pela Autodesk, especificamente para o ciclismo (GALILEU, 2016).



Figura 2.29 – Prótese transtibial desenvolvida para a ciclista Denise Schindler competir nas parolimpíadas de 2016.

Além destas aplicações, também há pesquisas utilizando esta tecnologia para projetar e fabricar o encaixe, componente responsável por acomodar o membro residual e conecta-lo a

prótese. Atualmente, este componente é fabricado manualmente por meio de instrumentos de baixa precisão, cujo processo de fabricação demanda um elevado tempo. Na Figura 2.30 observa-se um (a) encaixe personalizado desenvolvido para um amputado transtibial e impresso em poliamida, (b) cujo desenho tridimensional do membro residual foi projetado com o auxílio de um scanner a laser e imagens de tomografia (T4H, 2015).



(a)



(b)

Figura 2.30: (a) Encaixe de prótese transtibial impressa em poliamida e (b) desenho tridimensional do membro residual realizado com o auxílio de um scanner a laser e imagens de tomografia (T4H, 2015).

Do exposto, verifica-se que existem poucos modelos de próteses projetadas para o ciclismo, cujos pedidos de patente não foram encontrados, e que nenhum estudo relativo à biomecânica neste esporte foi realizado com o uso delas. Ainda, observa-se que estes modelos foram desenvolvidos em pesquisas e que comercialmente, até o presente momento, não há próteses específicas para o esporte disponíveis.

Dessa maneira, pode-se concluir que:

- Até o momento não foram encontrados modelos de próteses de membro inferior específicas para o ciclismo comercializadas;
- Também não foram encontradas avaliações biomecânicas relacionadas com próteses no ciclismo;
- Os modelos das próteses encontradas em geral são padronizados;
- Custo das próteses, de modo geral, são elevados tornando-as inacessíveis à maior parte da população.

2.7. Sensores de potência para ciclistas amputados transtibiais

A avaliação da potência durante os treinos é importante para replicar as condições enfrentadas nas provas. Por exemplo, se durante a execução de uma prova, houver vento contrário ao deslocamento do ciclista, e este despende uma determinada potência a qual pode ser utilizada como base para tal esforço, esse valor é o valor base para seus treinamentos, uma vez que os valores de potência dependem da velocidade e da força (FRIEL, 2012). Nesse sentido, o desempenho do atleta depende das condições em que ele está inserido como: aerodinâmica, clima e relevo, sendo o controle da potência despendida pelo ciclista fundamental para estratégias de treinamento e de competições a fim de armazenar energia nos pontos cruciais da prova (EBERT et al., 2006).

Uma pesquisa efetuada por Vieira et al. (2015) constatou que os medidores de potência disponíveis no mercado são desenvolvidos por empresas americanas e europeias, inviabilizando a aquisição do mesmo por ciclistas brasileiros devido ao alto custo. Além disso, atualmente não há equipamentos dedicados ao treinamento e avaliação de potência no ciclismo para atletas com amputação de membro inferior.

A seguir, são apresentados alguns medidores de potência e equipamentos para treinamento comercialmente disponíveis mais utilizados por ciclistas em geral.

O fabricante Garmim oferece diversos modelos de sensores de potência, sendo a última versão o Vector 3 (Fig. 2.31 a), com base nos pedais e sensor duplo, possibilitando verificar o equilíbrio da potência entre as pernas esquerda e direita (GARMIM, 2018a). A coleta de dados também pode ser realizada por um computador específico do fabricante, o Edge (Fig. 2.31 b), aumentando o custo de aquisição desse equipamento, para aproximadamente R\$ 12.400,00 (GARMIM, 2018b).



Figura 2.31 - (a) Sensor de potência, modelo Vector 3 (GARMIM, 2018a) e (b) computador, modelo Edge Bundle 1030 (GARMIM, 2018b), ambos do fabricante Garmim.

O fabricante Schoberer Rad Messtechnik (SRM) é o pioneiro dos medidores de potência. Patenteado em 1987, foi o primeiro a fabricar um medidor de potência para o ciclismo. Em conjunto com o fabricante Look, a empresa desenvolveu em 2018 os sensores de potência Exact Power (Fig. 2.32a), que realizam a medição pelo movimento central (EXAKTPOWER, 2018).

O fabricante também disponibiliza, o sensor de potência PowerMeter SRM, composto por um conjunto de até 16 *strain gages* localizados entre o pedivela e a roda dentada (Fig. 2.32b).

Ainda, estão disponíveis modelos específicos deste sensor para estrada, *mountain bike*, *Bicicross* (BMX) e pista (SRM, 2018).



Figura 2.32 – Sensores de potência do fabricante SRM, modelos: (a) Exakt (EXAKTPOWER, 2018) e (b) Powermeter Original Road (SRM, 2018b).

Outro fabricante muito utilizado entre os atletas devido ao custo-benefício é o PowerTap. A empresa disponibiliza modelos (POWERTAP, 2018a) com sensores nos pedais (2.33a), no cubo da bicicleta (2.33b) ou entre o pedivela e a coroa (2.33c).



Figura 2.33 – Sensores de potência do fabricante PowerTap, modelos: (a) P2 Pedals (POWERTAP, 2018b), (b) G3 Hub (POWERTAP, 2018c) e (c) C1 Chainrings (POWERTAP, 2018d).

Além destes sensores de potência, também há equipamentos específicos para treino *indoor*, como rolos de treinamento ou bicicletas ergométricas e *spinning*. Há diversos modelos, inclusive equipamentos com sensores de potência embutido. Na Figura 2.34 é mostrado um rolo de treino do fabricante Elite, modelo Real Turbo Muin B+, que possibilita simular diferentes níveis de dificuldade, medindo a potência, a cadência, a frequência cardíaca, a velocidade, o tempo e a distância pedalada pelo ciclista (ELITE, 2018).



Figura 2.34 – Rolo de treino do fabricante Elite, modelo Real Turbo Muin B+ (ELITE, 2018).

Já as bicicletas ergométricas, apesar de apresentarem um custo menor, são menos utilizadas para treinamento por ciclistas. Na Figura 2.35 é exibido uma bicicleta ergométrica modelo IC5, do fabricante Lifefitness, cujo sistema também possui sensores de potência embutidos (LIFEFITNESS, 2018).



Figura 2.35 – Bicicleta ergométrica do fabricante Lifefitness, modelo IC5 (LIFEFITNESS, 2018).

O preço desses sensores podem variar de R\$4.000 à R\$8.000,00. Já o preço dos equipamentos de treino, podem variar de R\$400,00 a R\$10.000,00. Além do elevado custo, os

valores de potência são dados em função do tempo, não permitindo a avaliação da força aplicada nas quatro fases do ciclo de pedalada. Ademais, estes dispositivos foram construídos para uso de ciclistas em geral, não permitindo uma avaliação mais completa para atletas com deficiência.

2.8. Protocolo de teste no ciclismo

Existem dois tipos de testes aplicados para avaliação do condicionamento físico, Wingate e Incremental. O primeiro, Wingate, foi desenvolvido em 1970 em Israel no Instituto Wingate, com o objetivo de obter informações sobre o desempenho anaeróbio, já que em atividades diárias e esportivas faz-se necessário a realização de movimentos de grande potência instantaneamente ou em poucos segundos. O teste tem duração de 30 segundos, onde o indivíduo gera a maior potência possível contra uma resistência fixa (FRANCHINI, 2002).

O teste incremental objetiva indicar a melhoria da capacidade cardiorrespiratória, devido a relação positiva entre potência produzida e aptidão aeróbia, de modo que, durante o teste a carga seja aumentada progressivamente até a exaustão do atleta.

Júlio et al. (2017) fez algumas recomendações para avaliar a potência no ciclismo, utilizando uma bicicleta ergométrica para diferentes condições físicas do ciclista. Essas recomendações são apresentadas na Tab. 2.6.

Na Tabela 2.7 são exibidos parâmetros de alguns protocolos tradicionais incrementais voltado para testes com ciclistas. No entanto, estes testes não são efetuados na bicicleta do atleta, impedindo que este simule as condições mais próximas da realidade (URSO; VENANCIO; SILVEIRA, 2010).

Tabela 2.6 – Recomendações de protocolo de teste para diferentes condições físicas do ciclista (JÚLIO et al., 2017).

	Sedentário	Fisicamente Ativo	Alto rendimento
Carga Inicial (W)	55	70	85
Duração (min)	1	1	1
Carga adicional (W)	15 para mulher 25 para homem	25 mulher e homem	45 para mulher 55 para homem
Cadência (rpm)	70 - 90	70 – 90 – ou livre	70 – 100 – ou livre

Tabela 2.7 - Parâmetros de protocolos incrementais para testes utilizando uma bicicleta ergométrica (URSO; VENANCIO; SILVEIRA, 2010)

Protocolo	Potência Inicial (W)	Incremento (W)	Cadência (rpm)	Tempo de estágio (min)	Tempo total do teste (min)
Teste submáximo de Astrand em cicloergômetro	50	50	50	ND	5-6
Teste máximo de Balke	50	25	50	2	ND
Teste máximo de Bruce	0	50	ND	3	ND
Teste máximo da ACSM	0		60	2	ND
Teste máximo de Astrand e Rodahi	50	25	60	3	ND
Teste Incremental Denadai	105	35		3	ND
Protocolo de rampa Denadai & Balikian	80	40	90 e 100	3	ND
Protocolo de rampa (Neder e Stein)	15	15-30	>50	1	14

Em contrapartida, outros autores, como por exemplo Diefenthaler et al. (2008), definiram um protocolo de teste realizado diretamente na bicicleta do atleta, a fim de avaliar as forças aplicadas no pedal, para diferentes ajustes do selim da bicicleta. Este protocolo consistiu em alterar o selim (10 mm), em quatro posições diferentes (deslocado para cima, para baixo, para frente e para trás), a partir da posição de referência (aquela adotada para treinamento pelo ciclista). O atleta pedalava em sua bicicleta que estava acoplada à um ciclo-simulador magnético, por três minutos, em cada uma das cinco posições avaliadas até atingir e estabilizar o critério fisiológico adotado no estudo (segundo limiar ventilatório). As forças normal e

tangencial foram registradas por meio de um pedal bidimensional instrumentado, calculando a média do impulso angular da força efetiva. O protocolo mostrou-se simples e eficaz, podendo ser aplicado periodicamente e/ou em momentos específicos do treinamento de ciclistas e triatletas.

De maneira similar, Childers, Kistenberg e Gregor (2011), também desenvolveram um protocolo de teste utilizando a bicicleta do atleta, com o objetivo de avaliar a assimetria da pedalada em ciclistas com amputação transtibial unilateral. Para tanto, sensores de torque foram colocados nos pedais e a bicicleta foi acoplada em um rolo de treino, cujo torque resistivo aplicado a roda traseira podia ser ajustado. O atleta efetuou um aquecimento de 5 minutos para uma cadência e carga escolhidas pelo atleta como de baixa dificuldade. Já os testes tiveram duração de 5 minutos, para uma cadência aproximadamente constante e uma carga definida pela porcentagem da máxima frequência cardíaca para a idade do ciclista. Em outros trabalhos do autor (CHILDERS, 2011), os testes foram realizados em bicicletas ergométricas com o objetivo de avaliar a influência do comprimento do pedivela nas forças exercidas sobre o pedal (Fig. 2.36), aplicando-se um torque resistivo de 15 N.m e variando a cadência em 60, 90 e 120 rpm. Atualmente, encontram-se apenas trabalhos deste autor utilizando um protocolo de teste para ciclistas com amputação transtibial, e por esse motivo, o presente trabalho o utilizou como referência para os testes desenvolvidos.

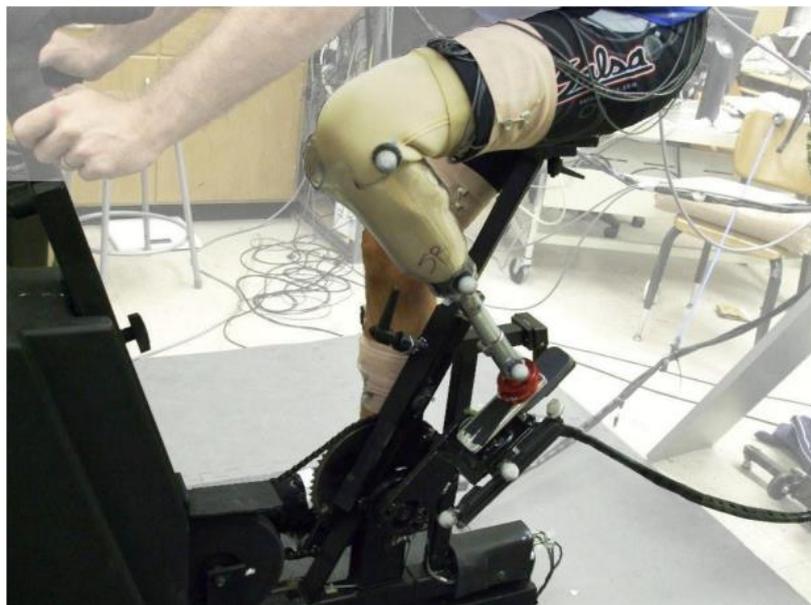


Figura 2.36 – Testes realizados com um ciclista amputado transtibial em uma bicicleta ergométrica (CHILDERS, 2011).

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os testes iniciais que motivaram o desenvolvimento deste trabalho. Em seguida, são apresentadas as etapas realizadas para o desenvolvimento e construção de um equipamento para avaliação da potência de ciclistas amputados, bem como, os procedimentos para ajustes e regulagens da bicicleta. E por fim, são descritas as etapas do projeto da prótese e da metodologia para avaliação cinética e cinemática do ciclista, utilizando a prótese de referência e a prótese desenvolvida.

3.1. Teste Piloto: Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial

Este teste piloto, foi realizado com o intuito de verificar a potência desenvolvida pelas pernas, separadamente, de um ciclista com amputação transtibial, referente ao primeiro voluntário, utilizando uma prótese de referência, que neste caso, foi a prótese utilizada no dia-a-dia pelo atleta (fabricante OTTOBOK, modelo TRIAS 1C30). Esta prótese é flexível e apropriada para caminhadas, conforme as especificações do fabricante (OTTOBOCK, 2016b).

Para a realização dos testes, foi adquirida uma bicicleta específica para estrada, do fabricante Audax, modelo Ventus 2000 e quadro de 54 cm (Fig. 3.1). A avaliação do torque resistivo nos pedais da bicicleta e da potência desenvolvida pelo ciclista, foi feita em uma adaptação de um ergômetro para cadeirantes (Vieira, 2012). Este equipamento permite, por meio de um aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW, selecionar um torque resistivo aplicado à um eixo, que contém duas rodas de propulsão, e calcular a potência (Fig. 3.2).



Figura 3.1 – Bicicleta utilizada nos testes (AUDAXBIKE, 2018).



Figura 3.2 – Adaptação realizada no aparato experimental desenvolvido por Vieira (2012).

Com o objetivo de transmitir o torque resistivo ao cubo traseiro da bicicleta, as rodas de propulsão foram removidas e acopladas ao eixo de uma roda dentada e transmissão por corrente (Fig. 3.2).

A potência aplicada pelas pernas, isoladamente, foi monitorada através de dois sensores de potência comerciais, modelo Vector 2, do fabricante Garmim (Fig. 3.3a), resolução de 1W.

Os sensores foram montados diretamente nos pedais da bicicleta (Fig. 3.4), adquirindo-se o sinal por meio de um ciclo-computador, modelo Edge Bundle 1000, que acompanha um sensor de velocidade e um sensor de cadência (Fig. 3.3b), ambos do fabricante Garmin. Os dados de saída dos sensores são informados em função do tempo (por segundo).



Figura 3.3 - (a) Sensores de potência, modelo Vector 2 e (b) e o ciclo-computador, modelo Edge Bundle 1000, ambos do fabricante Garmin.



Figura 3.4 – Montagem dos sensores de potência nos pedais da bicicleta.

Durante os testes, o ciclista não alterou a relação de transmissão e a cadência foi mantida aproximadamente constante em 60 rpm, cujo controle da cadência foi realizado pelo próprio ciclista, monitorando-se o ciclo-computador. O teste foi repetido duas vezes, com duração de 30 segundos, para os torques de 10 e 20 N.m, selecionados no aplicativo LabVIEW. Os dados de saída do aplicativo forneceram 248 valores de potência para 30 segundos de teste, enquanto os sensores forneceram valores de potência por segundo, ou seja, 30 valores de potência média. A fim de compara-los e considerando a cadência da pedalada constante, realizou-se uma média para cada 8 valores de potência obtidos no aplicativo LabVIEW. Em seguida, efetuou-se a comparação da potência média fornecida entre os sensores e o aplicativo, tomando o aparato experimental como padrão de medição.

3.2. Equipamento para avaliação da potência em paraciclistas

Em geral, sensores comerciais possuem limitações para avaliar os níveis de potência em intervalos de tempo reduzidos, bem como, mensurar a potência em determinadas posições do pedivela. Para resolver isto, foi desenvolvido um equipamento que analisasse os níveis de potência, durante o ciclo completo de pedalada. O equipamento deve ser capaz de avaliar a potência desenvolvida pelo ciclista, nas quatro fases do ciclo de pedalada, e analisar a influência do comprimento do pedivela, tanto na potência, quanto na assimetria geométrica. Um desenho simplificado da primeira versão do equipamento (parte estrutural) realizado no *software* Autodesk Inventor Professional 2017 é mostrado na Fig. 3.5.

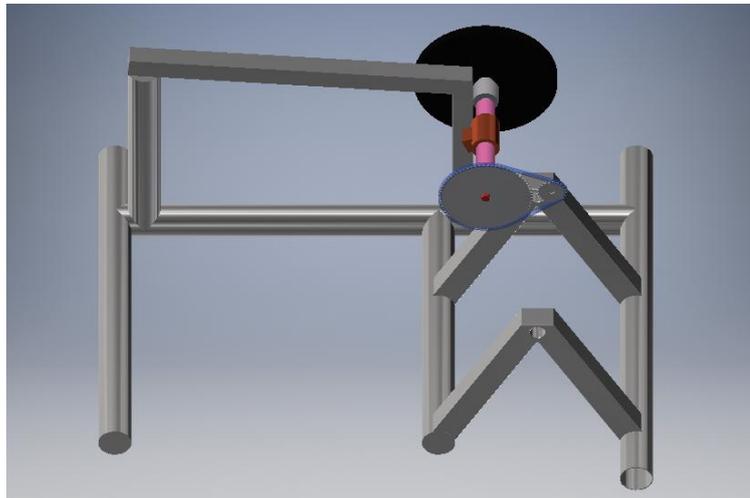


Figura 3.5 – Desenho simplificado da primeira versão do equipamento.

A fim de gerar um torque resistivo nos pedais, um sistema de resistência eletromagnético (Fig. 3.6) composto por um freio eletromagnético (1) foi adaptado, sendo responsável por gerar um torque resistivo com nível de frenagem pré-determinado e pré-selecionado, discretizado de 5 N.m por nível, alcançando o valor máximo de 40 N.m. Na Figura 3.6, a saída do sistema de frenagem (2) é acoplada à um sistema de transmissão de potência por correias (3) através de um eixo, com a finalidade de amplificar o torque resistente gerado e transmiti-lo até o eixo de entrada (4). Um desenho esquemático deste sistema é mostrado na Fig. 3.6, onde o “Eixo de Entrada” (4), corresponde ao eixo que irá transmitir o torque resistivo ao cubo da bicicleta, enquanto o “Eixo de Saída” (2), refere-se ao eixo que estão instalados o gerador e o freio eletromagnético.

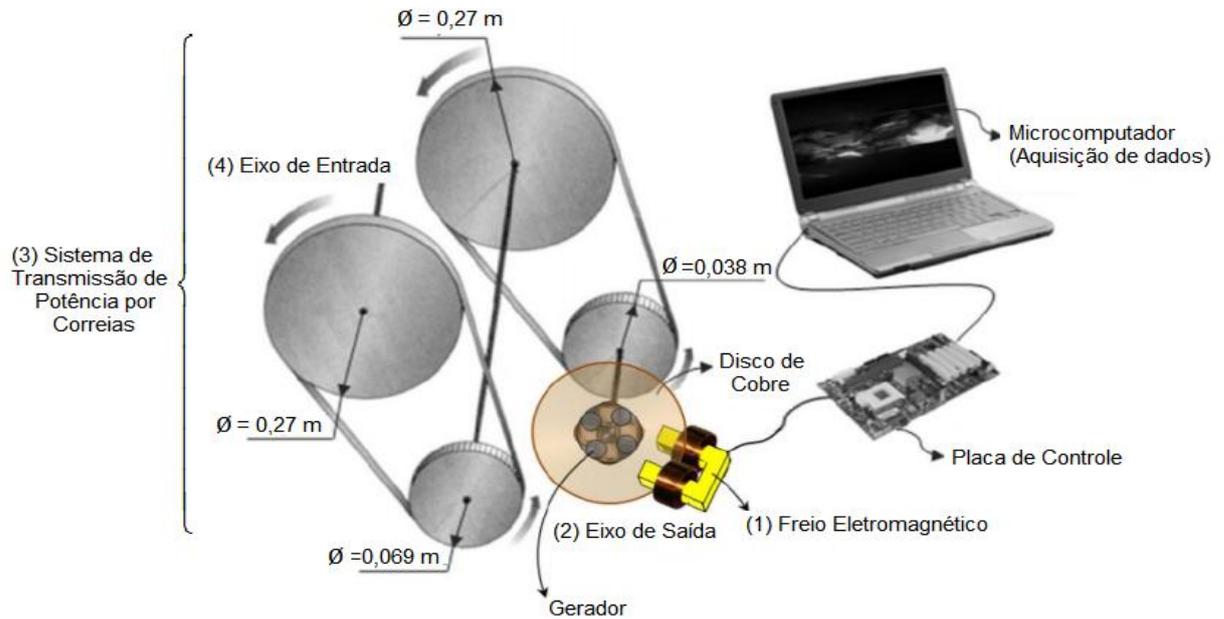


Figura 3.6 – Esquema do sistema de resistência eletromagnética utilizado na construção do equipamento para avaliação da potência (Adaptado de Viera, 2012).

No eixo de entrada foi acoplado um torquímetro de faixa nominal 100 N.m, precisão de 1N.m, do fabricante MKcontrole, modelo MKDC-100N.m e uma roda dentada com número de dentes igual a 46 (roda dentada 1). Essa roda foi ligada à outra roda dentada de 15 dentes (roda dentada 2) acoplada ao cubo da bicicleta, por meio de uma corrente, com o intuito de transmitir o torque resistivo para a roda da bicicleta (Fig. 3.7). Esta corrente foi estendida por meio de um esticador de corrente. A fim de evitar que o eixo de entrada sofresse qualquer influência devido a flexão, foi construído um suporte composto por uma mancal e rolamentos, evitando a mobilidade do mesmo. A roda traseira da bicicleta foi removida e a mesma foi suspensa com o auxílio de um rolo de treino, acoplado ao equipamento por meio de um sistema de regulagens, construído para esta finalidade.

O cassete da bicicleta utilizado é composto por 10 rodas dentadas, cujo número de dentes é apresentado na Tab. 3.1. A roda dentada selecionada no cassete, é denominada de roda dentada 3. O pedivela apresenta apenas uma roda dentada de 39 dentes (roda dentada 4), devido à uma adaptação realizada neste conjunto.

Tabela 3.1 – Número de dentes das rodas dentadas que compõe o cassete da bicicleta.

Roda Dentada	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Nº de dentes	28	25	23	21	19	17	15	14	13	12

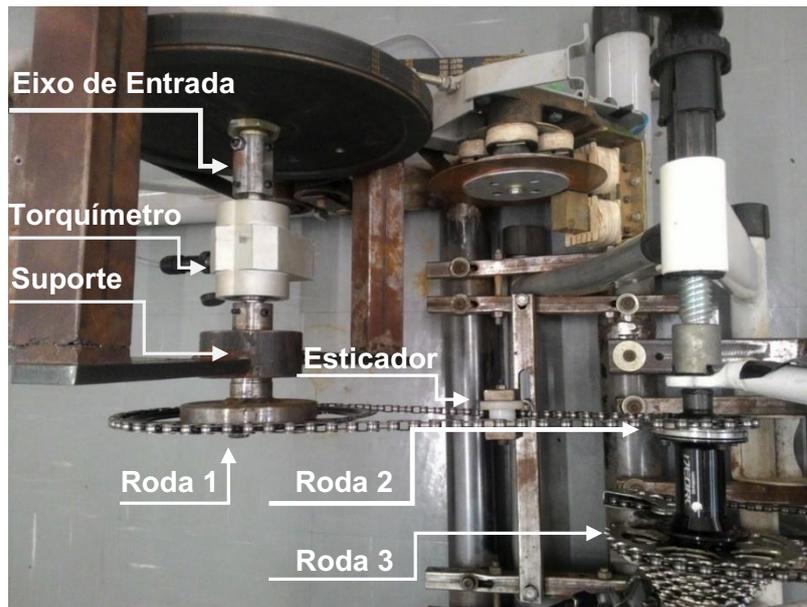


Figura 3.7 – Configuração do eixo de entrada do equipamento para avaliação de potência.

A relação de transmissão entre o torque resistivo do sistema de resistência (T_1) e o torque resistivo gerado no eixo dos pedais (T_4) é dada pela Eq. 3.1. Onde z_1, z_2, z_3, z_4 representam o número de dentes das rodas dentadas 1, 2, 3, e 4, respectivamente. Um esquema representativo dessas rodas é mostrado na Fig. 3.8. Já a relação entre as rotações do eixo de entrada (n_1) e da roda dentada da bicicleta (n_4), é determinada pela Eq. 3.2.

$$T_4 = T_1 \frac{z_2 z_4}{z_1 z_3} \quad (3.1)$$

$$n_4 = n_1 \frac{z_1 z_3}{z_2 z_4} \quad (3.2)$$

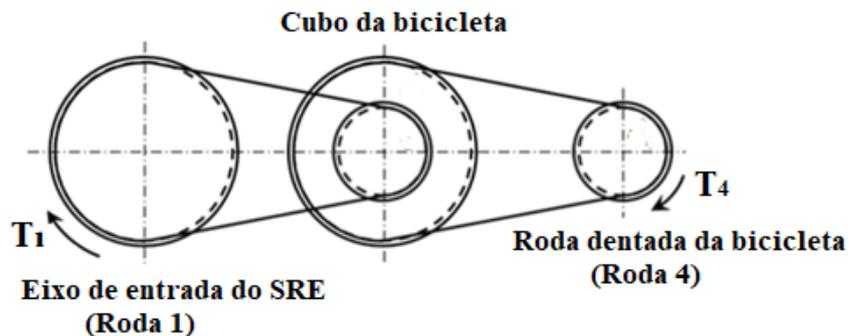


Figura 3.8 – Esquema do acoplamento das rodas dentadas entre o sistema de resistência e a bicicleta.

Para verificar a potência e a cadência nas quatro posições do ciclo de pedalada, utilizou-se 5 sensores infravermelhos. Cada sensor é composto por um diodo emissor de luz (LED) e um receptor (fotodiodo). Com o objetivo de medir a cadência, utilizou-se um sensor, posicionando-se o receptor e o emissor de frente um para o outro, entre os dentes da roda 1 (Fig. 3.9), de modo que a medição fosse efetuada durante a interrupção do feixe de luz, ou seja, sempre que um dente passar pelo sensor. Dessa maneira, o período (t_1) da roda 1, será igual ao intervalo de tempo (Δt) entre dois dentes, multiplicado pelo número de dentes (z_1) desta roda (Eq. 3.3). Consequentemente, a frequência (f_1) será o inverso do período (Eq. 3.4), permitindo calcular a velocidade angular instantânea (ω_1) por meio da Eq. 3.5.

$$t_1 = \Delta t \cdot z_1 \quad (3.3)$$

$$f_1 = \frac{1}{t_1} = \frac{1}{\Delta t \cdot z_1} \quad (3.4)$$

$$\omega_1 = 2\pi f_1 = 2\pi \frac{1}{\Delta t \cdot z_1} \quad (3.5)$$

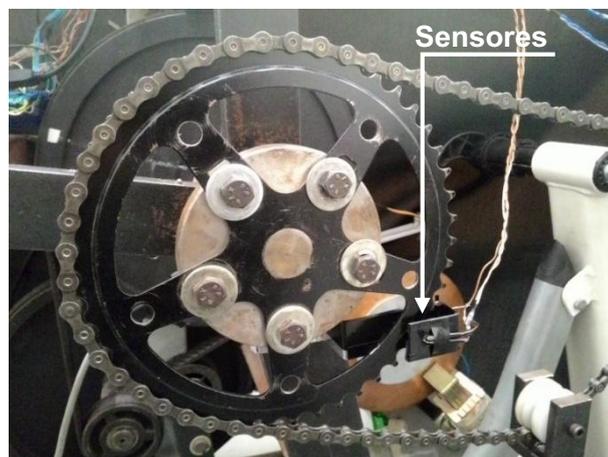


Figura 3.9 – Posicionamento dos sensores infravermelhos na roda dentada 1, para medição da cadência.

Já os demais sensores foram posicionados atrás do pedivela esquerdo e direito, nas posições correspondentes à 180° (Sensor 180°) e à 90° (Sensor 90°). Os emissores e os receptores foram posicionados lado a lado, efetuando a medição do torque instantâneo toda vez que o pedal passasse por eles, refletindo o feixe emitido para o receptor (Fig. 3.10). Essas

posições foram escolhidas, com o objetivo de verificar a potência total instantânea em um dos pontos do curso inferior/superior (180°) e da fase de propulsão/recuperação (90°).

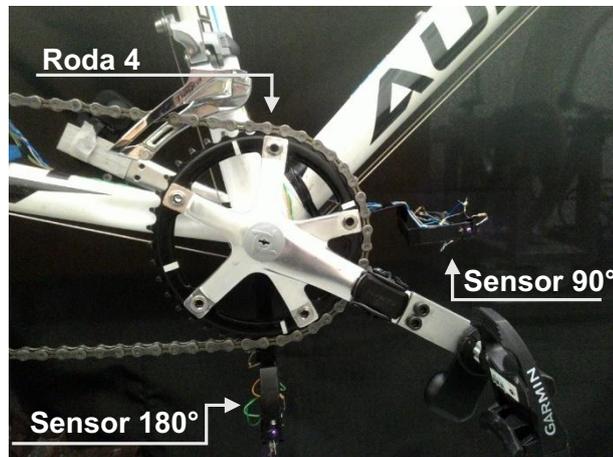


Figura 3.10 – Posicionamento dos sensores infravermelhos, para medição do torque instantâneo à 90° e à 180°.

A potência total instantânea (P_M) das pernas do atleta, em cada posição, pode ser determinada através dos níveis de torque (T_1) e velocidade angular (ω_1), Eq. 3.6.

$$P_M = T_1 \cdot \omega_1 \quad (3.6)$$

A aquisição dos níveis de torque e de cadência foram realizadas com o auxílio de uma placa do tipo Arduino, implementando-se um código para leitura do sinal, executado em um *software* dedicado, cujos dados de saída foram coletados para posterior análise. Cabe ressaltar que foi necessário projetar uma placa amplificadora de sinal e de alimentação, descrita a seguir, devido à pequena ordem do sinal de saída (milivolts) do torquímetro e às baixas tensões necessárias para alimentar os sensores.

Com o objetivo de avisar o atleta se ele está na cadência desejada, foi acrescentado um código para acender uma lâmpada de aviso, caso o atleta ultrapasse ou pedale abaixo dessa rotação, cujo valor é pré-determinado no programa no início do teste.

O “braço” do pedivela foi cortado (Fig. 3.11a) e três encaixes foram fabricados em alumínio e adaptados (Fig. 3.11b), a fim de variar o comprimento deste em três comprimentos, ou seja, 160 mm, 170 mm e 180 mm.

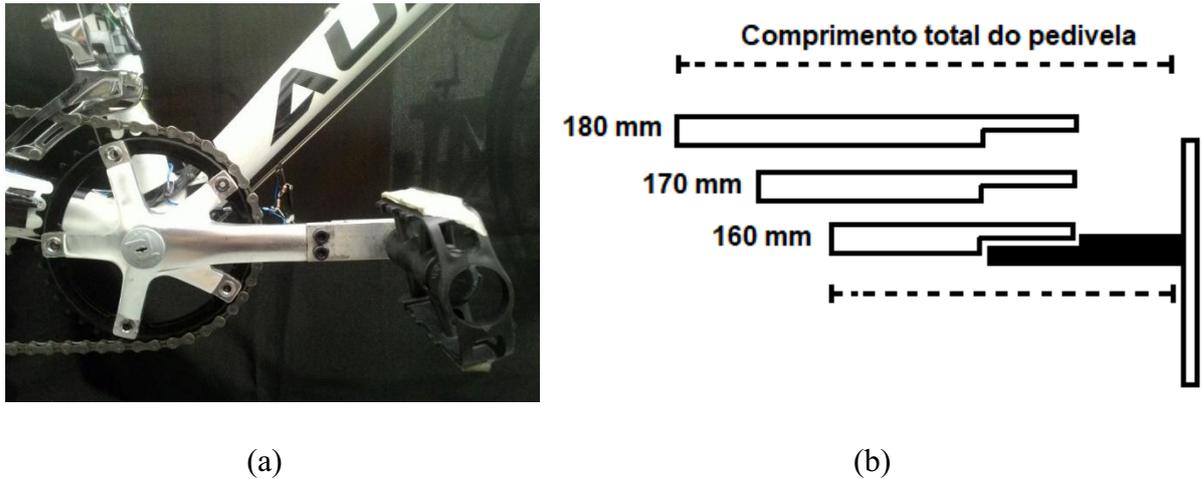


Figura 3.11 – (a) Estrutura do pedivela cortada e modificada e (b) um desenho esquemático dos encaixes que permitem variar seu comprimento.

Com o objetivo de proporcionar segurança ao usuário durante os testes e proteger o aparato, considerando os aspectos de segurança, o equipamento foi protegido por uma caixa de madeira (Fig.3.12).



Figura 3.12 – Montagem final do equipamento protegido com uma caixa.

3.2.1. Placa amplificadora de sinal e de alimentação

Para que o cálculo da potência exercida pelo usuário possa ser efetuado, é necessário fazer a aquisição do torque desenvolvido durante o exercício. O torquímetro utilizado possui em seu interior um circuito do tipo ponte de Wheatstone, como visto na Fig.3.13. Este circuito é

alimentado por uma tensão V_1 nos terminais 1 e 4 e, devido ao desbalanceamento das resistências elétricas, produz uma tensão de saída V_2 nos terminais 2 e 3.

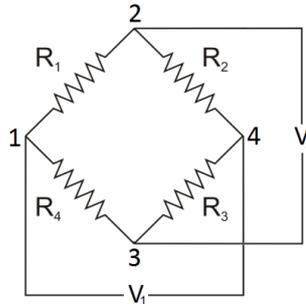


Figura 3.13 – Representação da configuração da ponte de Wheatstone.

No caso do torquímetro, essas resistências elétricas do circuito correspondem a extensômetros, que consistem em condutores elétricos cuja resistividade do material é alterada quando estes sofrem deformação mecânica, alterando assim o valor de sua resistência elétrica.

O sinal proporcional de tensão na saída da ponte de Wheatstone deste circuito é da ordem de milivolts e necessita ser amplificado para que o sistema de aquisição seja capaz de adquiri-lo. Com este propósito, um circuito dedicado para amplificação do sinal foi projetado e pode ser visto na Fig. 3.14.

O funcionamento do circuito começa com a alimentação de 110 V ou 220 V, fornecida pela rede que é transformada em duas saídas, +15 V e -15 V, e uma linha de neutro por um transformador simétrico. Cada uma destas linhas passa por um capacitor eletrolítico de 1000 μF para filtragem de ruídos e um regulador de tensão para obtenção de +12V e -12V, para posterior alimentação do amplificador operacional. A tensão positiva de +15V é utilizada também como entrada para um regulador de tensão de precisão (AD581), para obtenção de +10V para alimentação do torquímetro. Os sinais de saída do torquímetro e as alimentações de 12V foram conectadas ao amplificador operacional de instrumentação INA122, de acordo com as especificações do fabricante. São conectados também ao amplificador operacional, dois capacitores cerâmicos, um de 100 nF e outro de 220 nF, para estabilização da alimentação. A amplificação realizada por este componente é do tipo diferencial e o sinal de saída ($V_{saída}$) pode ser calculado pela Eq. 3.7, onde $V_{entrada}^+$ e $V_{entrada}^-$ são as tensões proporcionais de saída da ponte de Wheatstone nos terminais 2 e 3. A variável G , representa o ganho, determinado pela Eq. 3.8, sendo R_G o valor do resistor de ganho selecionado para o circuito. Neste caso, foi utilizado um resistor de 100 Ω .

Segundo a Eq. 3.8 de ganho, fornecida pelo fabricante, esta configuração de resistor produz um ganho de aproximadamente 2005 vezes em relação ao sinal de entrada.

$$V_{saída} = (V_{entrada}^+ - V_{entrada}^-) \cdot G \quad (3.7)$$

$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (3.8)$$

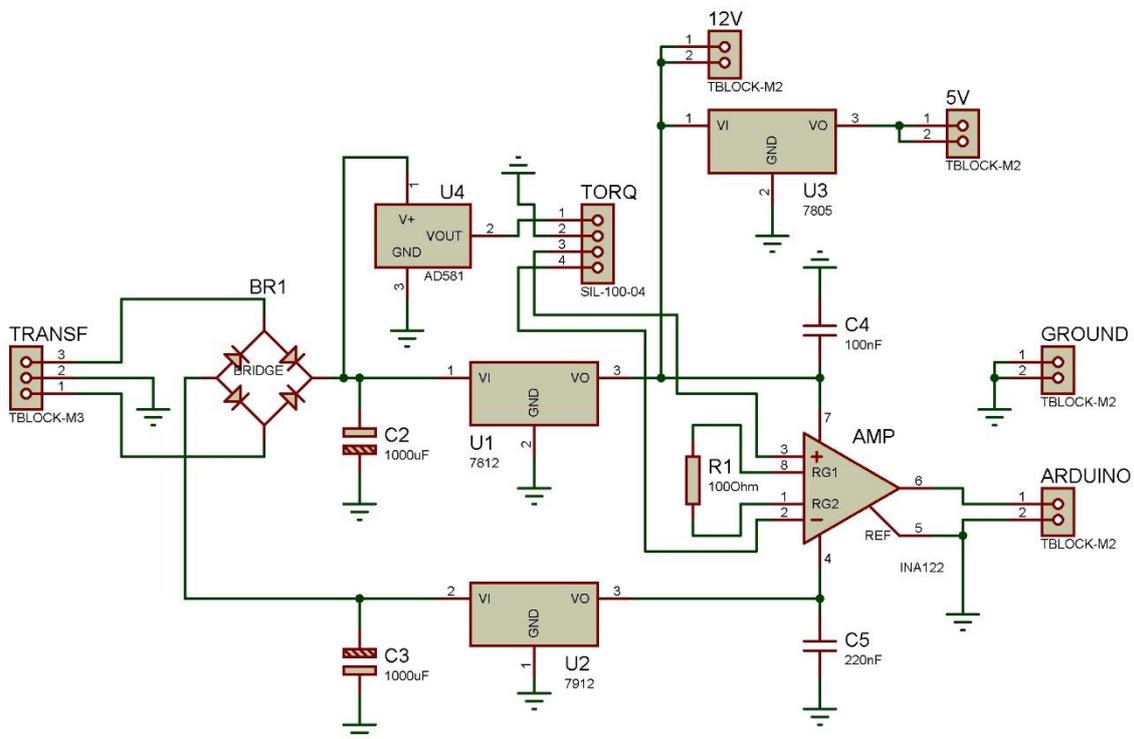


Figura 3.14 – Circuito projetado para alimentação e amplificação do sinal do torquímetro.

O sinal de saída amplificado é levado a um conector, juntamente com o neutro do sistema, para ser então conectado ao sistema de aquisição, que neste caso, é uma placa do tipo Arduino.

Adicionalmente, há duas outras saídas de alimentação auxiliares no circuito: uma de +12V e uma de +5V, feita através de um regulador de tensão conectado a uma linha de +12V. Estas saídas servem para alimentação da lâmpada de aviso e dos sensores infravermelhos.

Na Figura 3.15 é mostrado o projeto da placa referente ao circuito descrito.

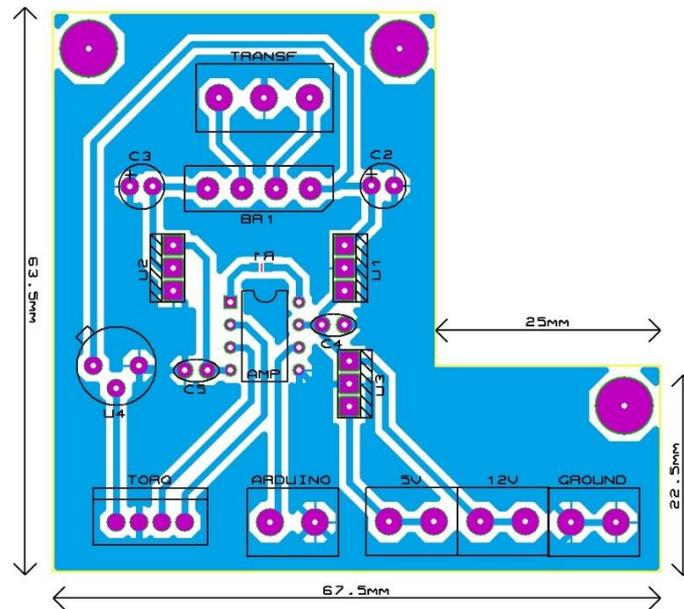


Figura 3.15 – Trilhas, posicionamento dos componentes e furação para os parafusos de fixação.

3.2.2. Calibração estática do torque

Como o sinal de saída do torquímetro é analógico (tensão), realizou-se uma calibração estática do mesmo, para conversão deste sinal em torque. O Arduino possui um conversor analógico-digital com resolução de 10 bits que permite mapear tensões entre 0 V e a tensão operacional (5V), para valores inteiros entre 0 e 1023 (ARDUÍNO, 2019). A leitura destes valores foi realizada para cada carga adicionada e seu respectivo torque foi estimado a partir da montagem descrita a seguir.

Uma das extremidades do eixo do sistema de resistência foi fixado e na roda dentada 1 foi acoplado uma barra de comprimento d_B . Na extremidade desta barra, colocou-se um suporte de massa m_s , para adicionar uma carga conhecida. O suporte e a carga foram posicionados de modo que a direção da força peso exercida por eles fosse perpendicular ao “braço de alavanca” (Fig. 3.16). A distância entre centros do eixo do sistema de resistência e do furo da barra, onde é fixado o suporte, é denominado como braço de alavanca d_A , Fig. 3.16. Também foi utilizado um nível de bolha para verificar se a barra estava paralela ao solo. As cargas foram adicionadas gradativamente ao suporte, totalizando cinco massas diferentes (m_c), previamente mensuradas em uma balança de precisão, do fabricante Instrutherm, modelo BD 650, resolução 0,1g e faixa nominal 6.000g. A montagem final deste sistema pode ser verificada na Fig. 3.17. Em seguida foi calculado o torque (T_c) gerado no eixo por essas cargas, por meio da Eq. 3.9, onde g representa a aceleração da gravidade local.

$$T_c = (m_s + m_c) \cdot g \cdot d_A \quad (3.9)$$

Além disso, calculou-se o torque (T_B) gerado no centro de massa da barra (Eq. 3.10), uma vez que, ela apresenta uma massa apreciável (m_B). Para tanto, considerou-se a distribuição de massa uniforme e o braço de alavanca igual a metade do comprimento da barra ($\frac{d_B}{2}$).

$$T_B = m_B \cdot g \cdot \frac{d_B}{2} \quad (3.10)$$

Logo, o torque estático total (T_E) no eixo será igual à soma do torque gerado pelas cargas e pela barra (Eq. 3.11).

$$T_E = T_c + T_B \quad (3.11)$$

Esse processo foi realizado adicionando-se e removendo-se as cargas, a fim de verificar a histerese do torquímetro. Coletou-se 30 valores de torque no Arduíno para cada carga adicionada/removida e calculou-se a média aritmética.

Dois gráficos foram gerados a partir dos valores mensurados, após a adição, e outro, após a remoção da carga. Para cada um, traçou-se a curva de regressão linear, permitindo converter o sinal do torquímetro em torque, por meio equação genérica de regressão linear (Eq. 3.12), estimada no *software* Excel.

$$Y = a + bX \quad (3.12)$$

As variáveis X e Y , representam as variáveis independente (sinal do arduíno) e dependente (torque), respectivamente, enquanto b e a são os coeficientes e podem ser calculados por meio das equações Eq. 3.13 e 3.14.

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i Y_i - n \bar{X} \bar{Y})}{\sum_{i=1}^n X_i^2 - n \bar{X}^2} \quad (3.13)$$

$$a = \bar{Y} - b \bar{X} \quad (3.14)$$

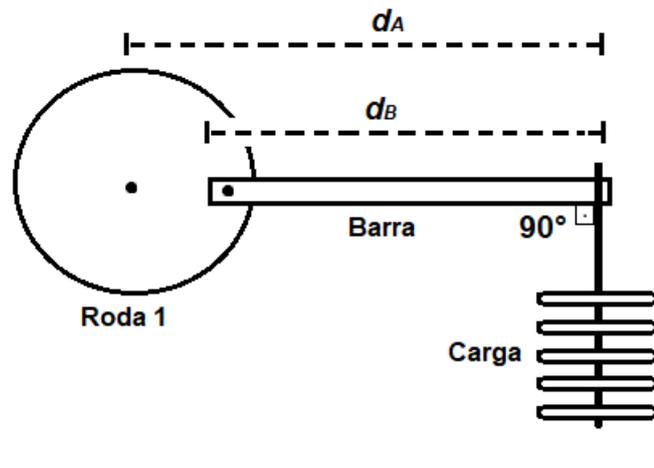


Figura 3.16 – Esquema do sistema de calibração do torque.

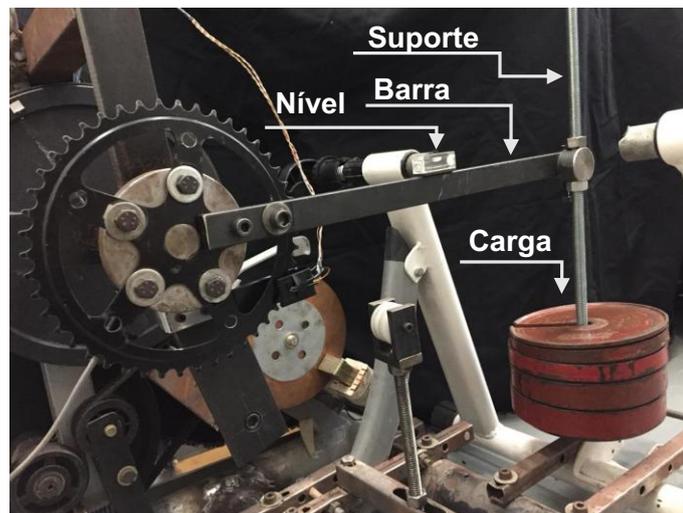


Figura 3.17 – Calibração estática do torquímetro no eixo do sistema de resistência eletromagnético.

3.2.3. Calibração da rotação

A fim de avaliar o sinal da rotação adquirido pelos sensores infravermelhos, foi realizada uma montagem experimental, utilizando um inversor de frequência e um motor de indução, conectado a um redutor de velocidade do tipo sem-fim/corona, com relação de transmissão de 1:11, acoplado ao eixo de entrada do sistema de resistência eletromagnético (Fig. 3.18). Estes equipamentos foram utilizados com o objetivo de controlar e reduzir a rotação do motor às 5 faixas de valores impostas nos testes.

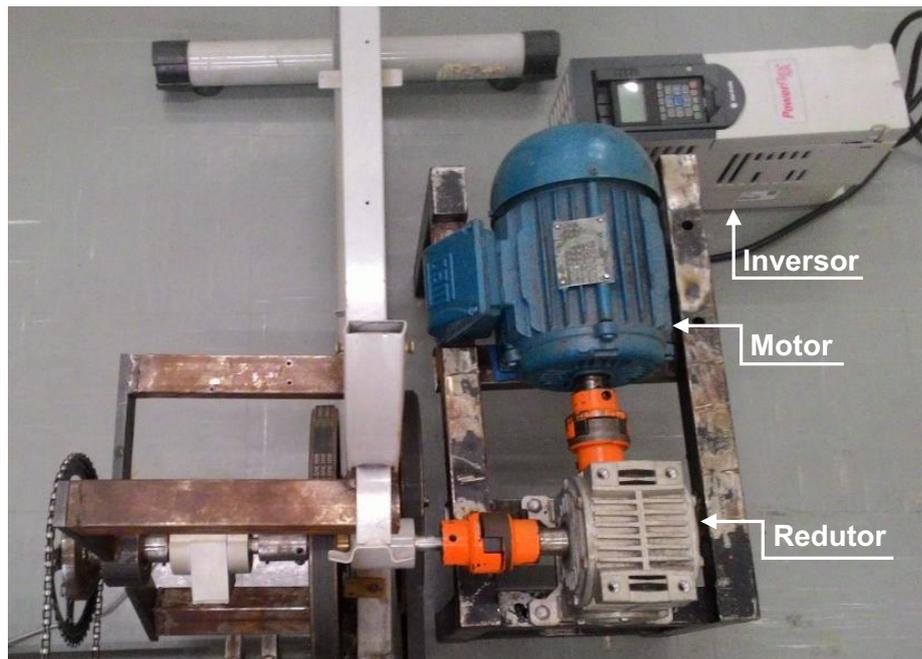


Figura 3.18 – Montagem do inversor, motor e redutor no eixo do sistema de resistência eletromagnético, para ajuste do sinal de rotação.

Na Tabela 3.2 são apresentadas as especificações do motor de indução e do inversor de frequência utilizados no ajuste do sinal de rotação.

Tabela 3.2 – Especificações do motor e do inversor de frequência.

	Motor	Inversor
Fabricante	Weg	Allen-Bradley
Modelo	W22 Plus	PowerFlex 753
Potência (HP)	3	5
Rotação (rpm)	1735	-
Tensão (V)	220/380	380
Corrente (A)	8,18/4,47	8,7
Fator de serviço	1,15	-

A medição da rotação imposta, também foi efetuada com o auxílio de um tacômetro ótico de faixa nominal de 2,5 à 99,9 rpm e precisão de 0,1 rpm, do fabricante Instrutherm, modelo TD-713. O mesmo foi posicionado à uma distância de 250 mm da polia do sistema de resistência eletromagnético, localizada no eixo de entrada do sistema, onde foram coladas 4 fitas reflexivas, com 10 mm de comprimento, perpendiculares entre si, responsáveis por acionar

a medição do tacômetro, usado no modo laser (Fig. 3.19). Segundo o fabricante, quando utilizado mais de um quadrado de fita reflexiva, o valor indicado no visor do tacômetro deve ser dividido pelo número de fitas para obtenção do valor real de rotação.



Figura 3.19 – Montagem do sistema para medição da rotação com o tacômetro óptico.

Efetuu-se 5 medições, simultaneamente, tanto nos sensores, quanto no tacômetro, com duração de 15 segundos, para cada faixa de rotação (50 à 90 rpm). Desprezou-se os primeiros e últimos cinco segundos de cada teste, devido as forças inerciais do sistema. Em seguida, estimou-se a curva de regressão linear, por meio da Eq. 3.12, de maneira similar à efetuada para o torque.

Também foram estimados os erros absoluto (EA) e relativo percentual (EP) de cada medição. O primeiro foi calculado, fazendo-se o modulo, da subtração entre o valor médio obtido pelo tacômetro (x) e o valor médio observado nos sensores (x_0), Eq. 3.15. O segundo, foi determinado pelo quociente do erro absoluto (EA) pelo modulo do valor médio verificado no tacômetro (x), multiplicado por cem (Eq.3.16).

$$EA = |x - x_0| \quad (3.15)$$

$$EP = \frac{EA}{|x|} \cdot 100 \quad (3.16)$$

3.3. Avaliação da potência com sensores comerciais

Além do equipamento desenvolvido, também foram utilizados os sensores de potência comerciais, descritos na primeira etapa, com o objetivo de avaliar a potência desenvolvida pelas pernas separadamente, uma vez que, a atual versão do equipamento desenvolvido neste trabalho não fornece este dado.

A medição destes sensores foi sincronizada manualmente com a medição do equipamento. As variáveis mensuradas foram: potência total das pernas; potência das pernas direita e esquerda, cadência, ângulo de início e fim da produção de potência. Os resultados obtidos pelos sensores foram comparados com os resultados do equipamento.

Cabe ressaltar que os sensores de potência comerciais forneceram valores de potência em função do tempo, em intervalos de um segundo, enquanto no equipamento desenvolvido, obtém-se valores em função da posição. Para compara-los, foi necessário efetuar uma média aritmética dos valores de potência fornecidos pelo equipamento, em um intervalo de tempo de um segundo.

3.4. Propriedades mecânicas do Tritan

O material denominado Tritan é um copoliéster, lançado no mercado em 2007, que de acordo com seu fabricante (Eastman), oferece uma alta resistência mecânica, até três vezes maior que a do ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), é livre de bisfenol (A) e tem sido utilizado amplamente em eletrônicos de consumo, eletrodomésticos, mercadorias de alimentação, dispositivos médicos e embalagens (EASTMAN, 2019a). Devido às qualidades deste material, aliada a manufatura aditiva, que engloba tecnologias de prototipagem rápida, ferramental rápido e manufatura rápida, optou-se em fabricar uma das versões da prótese por meio da impressão 3D, utilizando filamentos de Tritan.

No entanto, o fabricante disponibiliza, somente algumas propriedades mecânicas deste material, sem considerar a direção, resolução e preenchimento de impressão. Na Tabela 3.3 é apresentado as propriedades disponíveis no site do fabricante, para o Tritan Copolyester EX401.

A fim de determinar essas propriedades para o Tritan impresso, efetuou-se o ensaio mecânico de tração em corpos de prova, modificando-se a orientação da peça na plataforma de impressão.

Tabela 3.3 – Propriedades mecânicas do Tritan Copolyester EX401 (EASTMAN, 2019b).

Propriedade	Método de teste	Valor típico
Tensão de escoamento	ISO 527	45 MPa
Tensão de ruptura	ISO 527	49 MPa
Deformação na fase elástica	ISO 527	7 %
Deformação na fase plástica	ISO 527	130 %
Modulo de elasticidade	ISO 527	1624 MPa
Modulo de elasticidade a flexão	ISO 178	1531 MPa

3.4.1. Corpo de prova

As dimensões do corpo de prova foram definidas de acordo com a norma ASTM D 638 - 02a (2003) para materiais plásticos, selecionando-se a amostra tipo I, cujas dimensões são exibidas na Fig. 3.20.

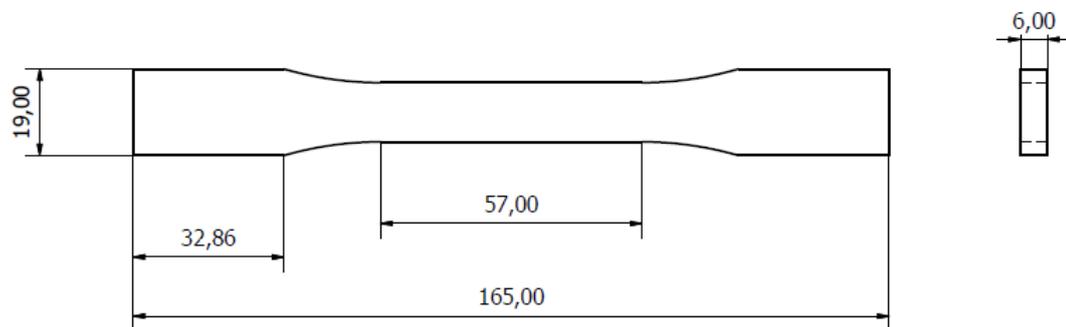


Figura 3.20 – Dimensões do corpo de prova para um material plástico, segundo a norma ASTM D 638 – 02a referente a amostra tipo I (2003).

Os corpos de prova foram desenhados no *software* Inventor e fabricados em uma impressora 3D, do fabricante GTMAX, modelo Core H4, cuja interface do *software* dedicado à impressora é mostrado na Fig. 3.21.

Foram impressos 6 corpos de prova com preenchimento total, resolução de 0,15 mm, velocidade de impressão 4200 mm/min, com deposição do filamento à 45°/-45°. O controle das direções de deposição do material foi realizado pelo posicionamento da peça na plataforma de impressão, conforme pode ser observado na Fig. 3.21. Metade dos corpos de prova foram impressos de modo que, as camadas de deposição fiquem paralelas ao sentido longitudinal do corpo (Fig. 3.22a). Já na outra metade, as camadas ficaram no sentido transversal (Fig. 3.22b).

A mudança na orientação da peça na plataforma de impressão, foi realizada a fim de verificar a influência do sentido de deposição das camadas, nas propriedades mecânicas do material.

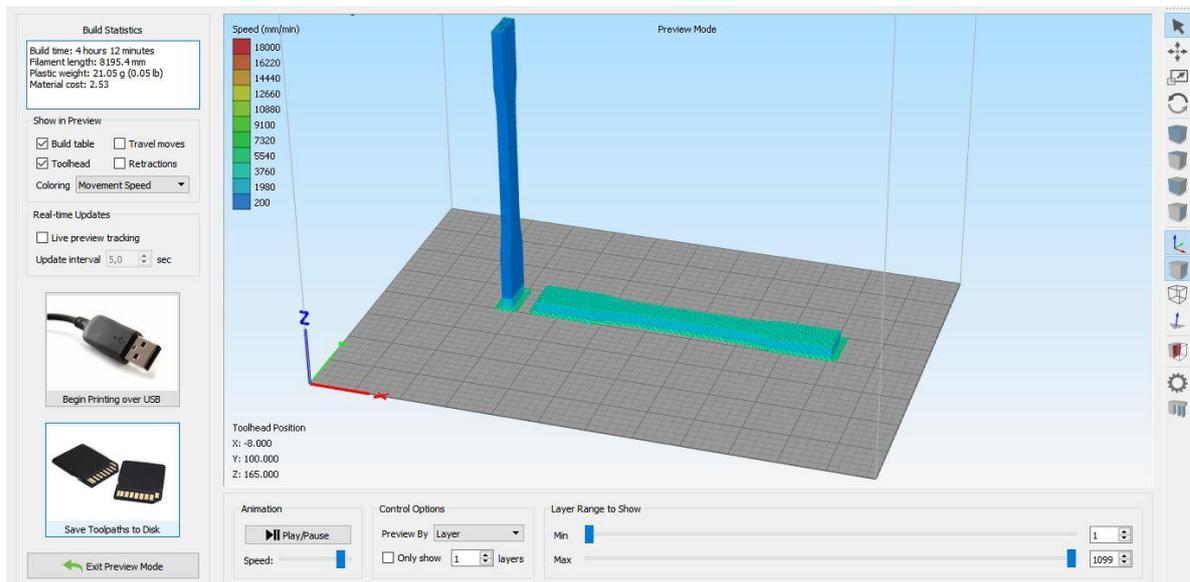


Figura 3.21 – Interface do *software* dedicado a impressora 3D, utilizada na impressão dos corpos de prova.

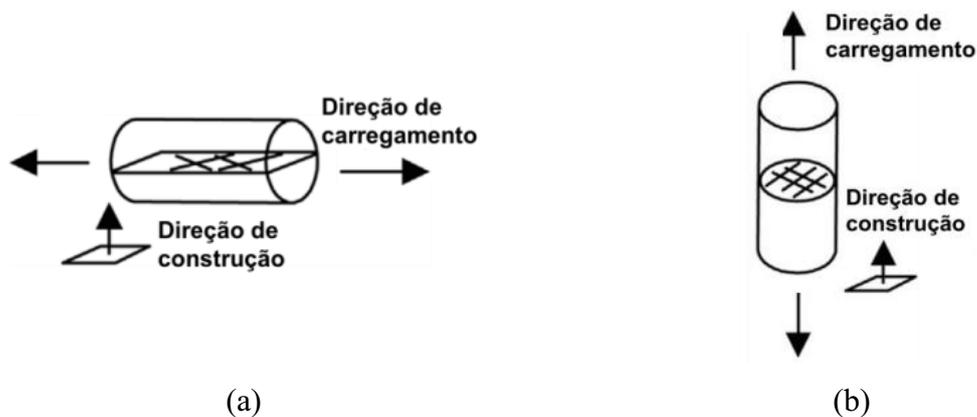


Figura 3.22 - Direção de impressão em Z, com (a) camadas de deposição paralelas ao sentido longitudinal do corpo e (b) camadas de deposição no sentido transversal.

3.4.2. Ensaio mecânico de tração

Foram realizados ensaios de tração em uma máquina universal de ensaios, do fabricante MTS, modelo MTS 647, carregada com uma célula de carga de capacidade 1000 kgf. As garras foram fixadas à 2/3 do comprimento das extremidades do corpo de prova, com pressão de 325 psi.

A velocidade dos ensaios foi de 1 mm/min. A largura e a espessura do centro do corpo de prova, foram medidas com o auxílio de um paquímetro e inseridas no *software* dedicado à máquina de ensaios. As deformações foram mensuradas por meio de um extensômetro, tipo “*clip cage*”, dedicado a máquina e fixado no centro da superfície da amostra. Os ensaios foram realizados no Laboratório de Mecânica de Estruturas (LMEst) da Universidade Federal de Uberlândia.

As propriedades mecânicas do material foram calculadas a partir dos dados de deformação versus tensão, ou seja, o modulo de elasticidade, o limite de escoamento e o limite de resistência a tração.

A montagem final dos dispositivos e dos corpos de prova na máquina de ensaios usada nos testes é mostrada na Fig. 3.23.



Figura 3.23 – Montagem dos dispositivos e dos corpos de prova na máquina de ensaios.

A análise dos testes foi dividida em duas etapas, levando em consideração a direção de aplicação da carga, em relação as camadas de deposição: paralela e perpendicular. Em todos os testes, fixou-se na superfície do corpo de prova, um extensômetro dedicado à máquina, removendo-o com 80% de deformação. Após este procedimento, foi avaliada a fase plástica do material até a ruptura.

3.4.3. Determinação das propriedades mecânicas

Para cada corpo de prova foi gerada uma curva de tensão (σ) versus deformação (ϵ). Analisou-se os pontos centrais da fase elástica e efetuou-se uma regressão linear, visando obter

a reta de proporcionalidade entre a tensão e a deformação, permitindo determinar o módulo de elasticidade (coeficiente angular) por meio da inclinação da reta.

O limite de escoamento é determinado pela região do gráfico em que se observa o limite entre a fase elástica e a fase plástica. A resistência a tração, corresponde ao valor máximo de tensão suportada.

Não foi possível estabelecer um método para determinar a deformação longitudinal do corpo de prova, a fim de calcular o coeficiente de Poisson. Por este motivo, foi utilizado na simulação, o valor do coeficiente de Poisson do nylon, de 0,41 (GOODFELLOW, 2019).

3.5. Projeto da prótese para o ciclismo

Conforme descrito na revisão bibliográfica, a articulação do tornozelo realiza o movimento de flexão plantar na fase de propulsão e de dorsiflexão na fase de recuperação. Este movimento não pode ser executado por um pé protético, uma vez que, as próteses destinadas a marcha humana, em geral, apresentam um sistema para armazenar energia em um contato inicial e em seguida, libera-la. Com isso, no ciclismo, resulta em uma perda da energia que deveria ser transferida aos pedais e uma pedalada assimétrica.

A fim de reduzir estes problemas, alguns modelos foram sugeridos inicialmente, com o intuito de articular o pé protético, usando o movimento de um membro sem amputação, descartando assim, o problema das próteses atuais utilizadas no ciclismo.

O primeiro modelo proposto era composto por um mecanismo de quatro barras ligado à coxa do ciclista. Conforme pode ser observado na Fig. 3.24a, o pé protético foi alongado anterior ao calcanhar (elemento lateral) e conectado à uma segunda barra (barra 1), fixada à coxa do atleta, por meio de uma cinta, de modo que a força exercida pela coxa movimentasse o conjunto de barras. Assim, os movimentos de flexão e de dorsiflexão do tornozelo ficam definidos a partir dos movimentos de extensão e flexão do joelho.

A estrutura deste pé protético é composta por uma base (pé), um elemento central, elementos laterais e molas (articulação) conectados por um eixo central, conforme mostrado nas Fig. 3.24b.

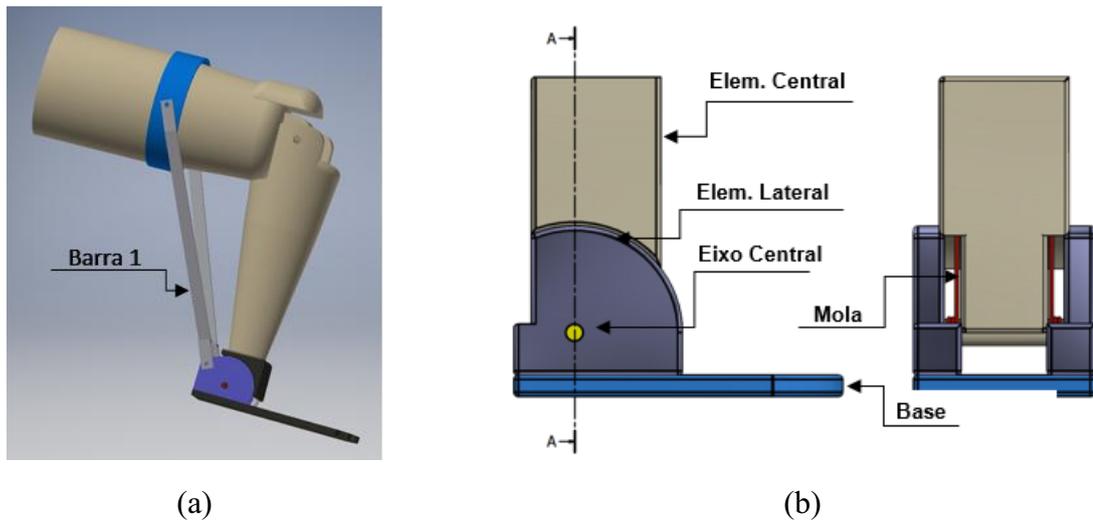


Figura 3.24 – (a) Primeiro modelo proposto para um pé protético articulado e (b) seus respectivos componentes.

Todavia, este modelo apresentava alguns problemas, como a fixação da cinta à coxa, uma vez que esta deveria permanecer totalmente estática, a fim de garantir a transferência de energia da perna para as barras. Além disso, poderia haver um desconforto considerável devido à pressão da cinta exercida sobre a coxa.

Este modelo foi modificado com o intuito de remover esta barra da coxa, porém não foi possível obter uma transferência de energia considerável. Em todos os modelos estudados havia redução de força aplicada ao pedal.

Considerando a dificuldade de articular o pé protético sem um sistema de armazenamento de energia e baseando-se nos resultados obtidos por Childers (2011), em que foram observadas reduções da assimetria geométrica e da assimetria do trabalho, em ciclistas amputados transtibiais, utilizando uma prótese rígida e reduzindo o comprimento do pedivela, o modelo foi modificado para uma perna protética de comprimento variável, fixada diretamente ao pedal, por meio de uma base, cuja função é acoplar o taquinho, similar ao solado de uma sapatilha de ciclismo (Fig. 3.25). A estrutura do conjunto é rígida, impedindo qualquer armazenamento de energia devido à flexibilidade do material.

A perna é composta por: uma base (1), uma bucha inferior (2) e superior (4); um tubo roscado (3), um encaixe (5). Metade do tubo foi projetado para ser rosca direita e a outra esquerda, bem como as buchas inferior e superior, respectivamente. Essa configuração permite que o usuário ajuste o comprimento da perna, girando apenas o tubo. Também foram utilizadas contra-porcas para fixar o tubo no comprimento desejado. O encaixe foi projetado de acordo

com as medidas comerciais, para que possa ser utilizado com qualquer adaptador. A base representa o pé e possui os furos e contra-porcas para encaixe do taquinho. A parte frontal foi arredondada, a fim de impulsionar o passo, quando o usuário for caminhar até a bicicleta. Cabe ressaltar que os comprimentos máximos e mínimos são baseados nas medidas antropométricas do atleta.

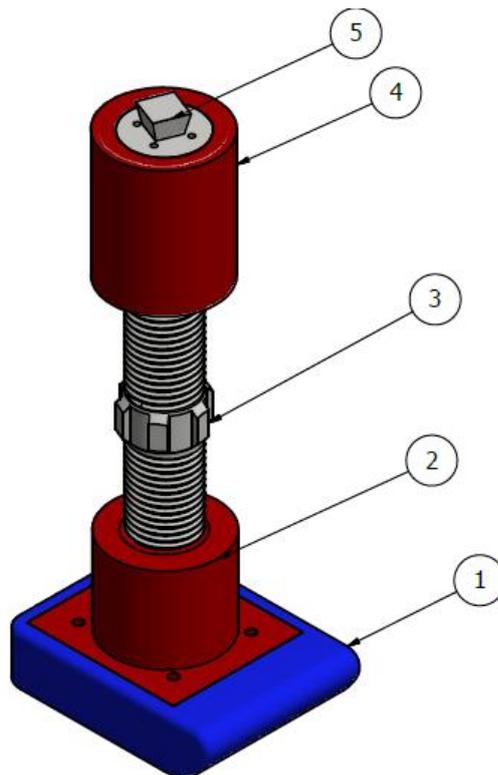


Figura 3.25 – Modelo da perna protética de comprimento ajustável, destinada ao ciclismo.

3.5.1. Projeto estrutural – Análise por Elementos Finitos

Com o intuito de avaliar a resistência estrutural da prótese diante dos carregamentos impostos, efetuou-se uma modelagem tridimensional por elementos finitos. O modelo utilizado na simulação numérica (Fig. 3.25) foi projetado no *software* Autodesk Inventor Professional 2017 e importado para o *software* Ansys 2018.

Em uma primeira avaliação, foram atribuídos para todas as partes da prótese o material Tritan, com exceção do encaixe que foi considerado o aço 1045. Em uma segunda análise, utilizou-se: o latão para o tubo roscado; o aço 1045 para o suporte; o alumínio para as buchas e a base.

As propriedades mecânicas destes materiais utilizadas na análise numérica, são definidas pelo fabricante e apresentadas na Tab. 3.4, com exceção do Tritan, que foi determinado por meio de ensaios mecânicos descritos na etapa anterior. Na Tabela 3.4 são mostradas as propriedades de densidade (ρ), modulo de elasticidade (E), coeficiente de *Poisson* (ν), limite de escoamento (S_y); limite de resistência a tração (S_{ut}) para os materiais adotados nas análises por elementos finitos.

Tabela 3.4 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise por elementos finitos da prótese: aço 1045 (MATERIAIS, 2019), alumínio 6061 (MAKEITFROM, 2019), latão C36000 (COPPERMETAL, 2019).

Material	ρ (g/cm³)	E (GPa)	ν	S_y (MPa)	S_{ut} (MPa)
Aço 1045	7,87	190	0,30	450	585
Alumínio 6061	2,71	70	0,33	270	310
Latão C36000	8,50	97	0,35	170	380

Foram efetuadas duas simulações a fim de avaliar a resistência ao cisalhamento do filete de rosca e outra para avaliar a resistência a tração. Na primeira condição, foi analisado somente o tubo roscado, fixando uma das extremidades e aplicando uma força de 1200 N, paralela ao tubo e na metade dos filetes (Fig. 3.26a). Este valor foi tomado como referência, considerando a situação mais crítica possível: um ciclista pedalando em pé, cuja massa corporal máxima seja de 100 kg e força normal aplicada ao pedivela de 200 N, onde a força peso do atleta é somada à força normal. Este valor de força foi constatado por Diefenthaeler (2009) em uma análise da força muscular de membros inferiores, durante o ciclismo, até a exaustão de atletas competitivos e, por Carpes et al (2005), no estudo das forças aplicadas ao pedal durante uma simulação de 40 km contra-relógio. Ferreira, Maranhã e Roseiro (2013) também avaliaram a força máxima de um ciclista, correspondente à um treino com subida íngreme, pedalando em pé, cujo valor de força resultante foi de 666 N. Todavia neste caso, a massa do ciclista não foi informada e a prótese utilizada foi desenvolvida por estes autores.

Na segunda condição, foi analisado o conjunto inteiro, considerando os contatos como colados e fixando os furos da base (pé), onde é colocado o taquinho. A carga usada foi similar à anterior e aplicada na superfície superior do encaixe (Fig. 3.26b). O tubo roscado foi inserido 270 mm de cada lado da bucha.

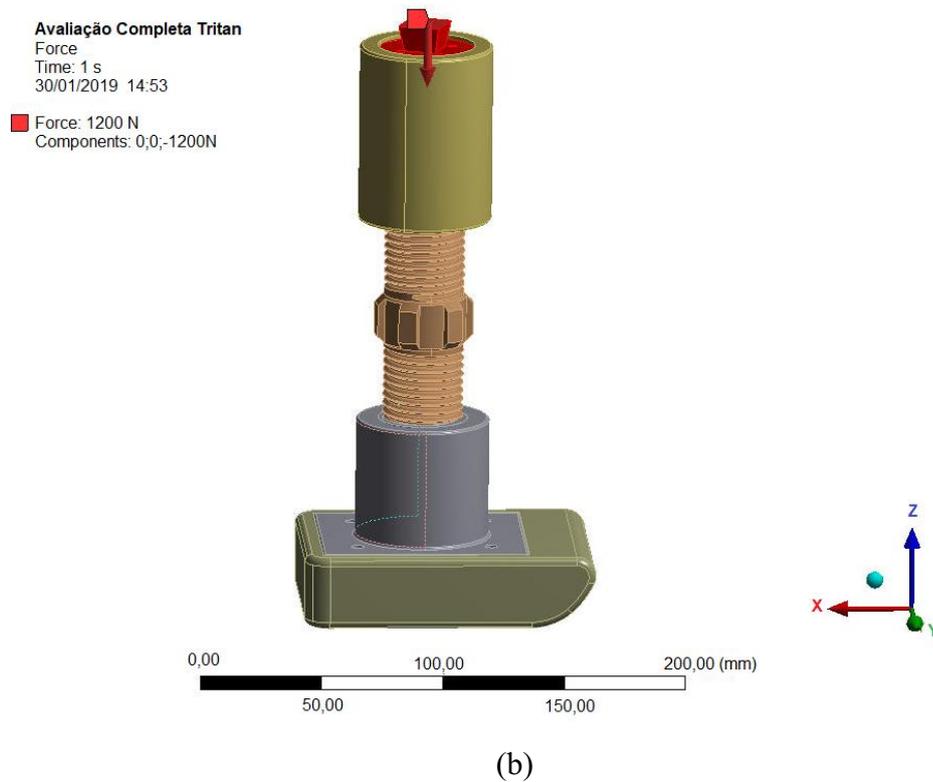
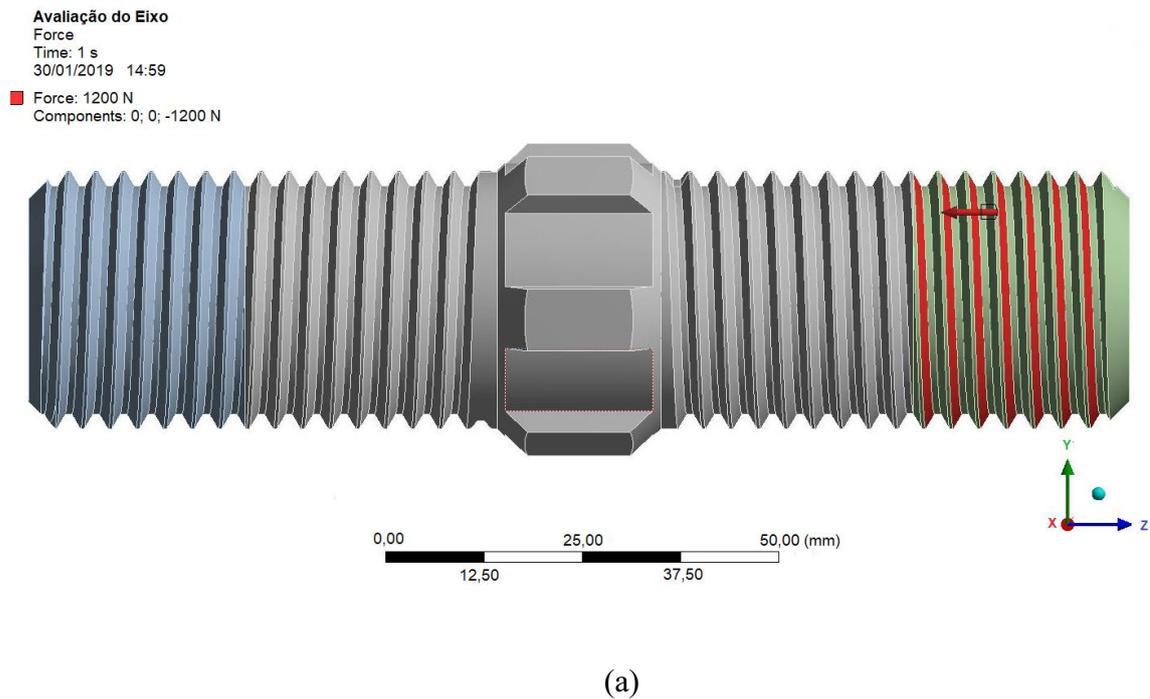


Figura 3.26 – Interface do *software* utilizado na análise numérica e representação dos carregamentos impostos no (a) tubo roscado e (b) na prótese inteira.

O tubo roscado corresponde a região mais crítica perante os carregamentos e por este motivo, a malha deste componente foi refinada, a fim de analisar a tensão de cisalhamento nos

filetes de rosca. Para realizar tal procedimento, uma linha foi traçada na metade do tubo, avaliando-se a tensão de Von-Mises em 14 pontos distribuídos uniformemente nos vales dos filetes de rosca e variando o tamanho do elemento de malha. O tamanho de elemento mais adequado, é determinado pela uniformidade dos resultados, ou seja, cuja tensão analisada (Von-Mises) permanece constante para qualquer tamanho de elemento menor que este.

3.6. Fabricação da prótese

Dois modelos de prótese foram fabricados após as análises por elementos finitos, um por usinagem e um por manufatura aditiva. As fabricações foram realizadas no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner Alberto Gomide (LPM) da Universidade Federal de Uberlândia.

3.6.1. Fabricação por Usinagem

Os materiais utilizados na fabricação por usinagem, são descritos na Tab. 3.4. O latão foi usado para fazer o tubo roscado e as contra-porcas; o aço 1045 para fabricar o suporte, e o alumínio para fazer as buchas e a base.

Com o intuito de reduzir a massa da peça, a espessura de alguns componentes da prótese foi reduzida.

Os filetes de roca do tubo roscado foram usinados com um macho 9/16", com passo de 20 fios por polegada. Na bucha superior foi usinado uma rosca direita e na inferior uma rosca esquerda. Um manipulou foi colocado no centro do tubo roscado para ajudar as mãos a gira-lo.

A extremidade da base foi fresada em 45°, com o intuito de arredonda-la.

3.6.2. Fabricação por manufatura aditiva

Neste processo foi utilizada uma impressora 3D, do fabricante GTMAX, modelo Core H4, cuja interface do *software* dedicado à impressora é mostrada na Fig. 3.27.

O material utilizado foi o Tritan, de cor transparente, onde as condições de impressão foram: preenchimento total, resolução de 0,15 mm, velocidade de impressão 4200 mm/min e deposição do filamento à 45°/-45°.

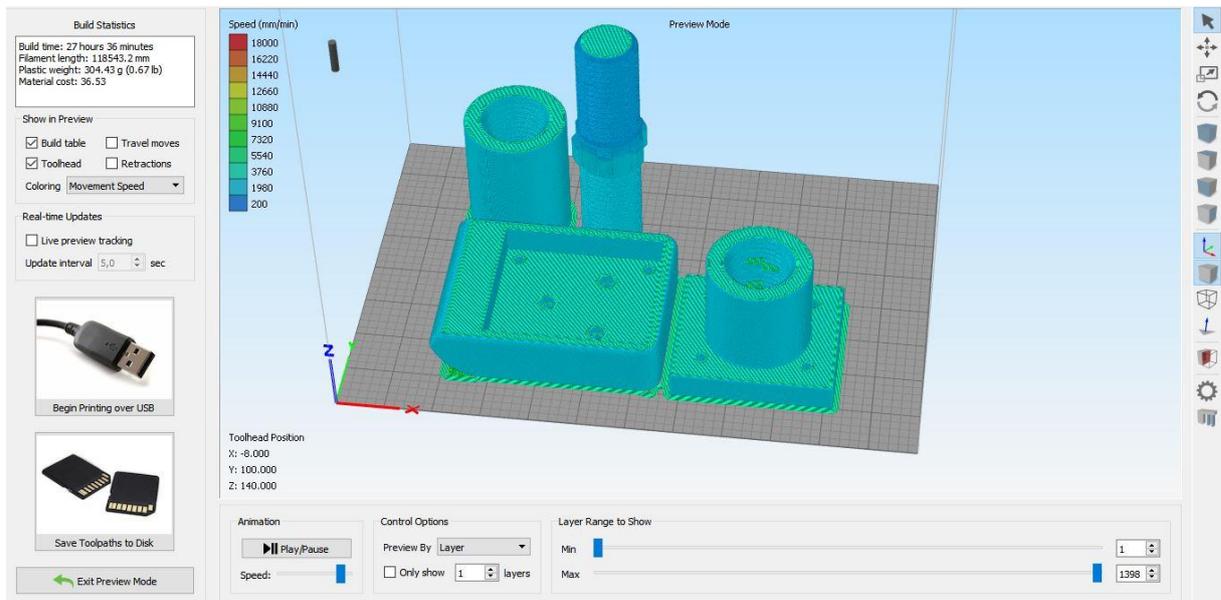


Figura 3.27 – Interface do *software* dedicado a impressora 3D, utilizada na impressão da prótese de Tritan.

3.7. Protocolo de teste utilizado no equipamento desenvolvido

Conforme citado nas referências bibliográficas, o protocolo de teste utilizado neste trabalho, foi desenvolvido usando como referência o trabalho de Childers (2011). É do tipo incremental e também foi baseado nas recomendações de Júlio et al. (2017).

Antes de realizar os testes é necessário efetuar um ajuste da bicicleta, de acordo com as medidas antropométricas do ciclista a ser avaliado.

3.7.1. Ajuste da bicicleta

Visto que a estrutura da bicicleta faz parte do equipamento, é possível ajustar apenas as medidas dos componentes variáveis. Para tanto, foi necessário mensurar as seguintes medidas corporais: coxa, perna e entrepernas.

A medição do comprimento da coxa (C) e da perna (P_E) foram efetuadas com o voluntário sentado e a coluna ereta, de modo que a pélvis ficasse rígida e em contato com a parede. As pernas foram dispostas paralelas entre si e na condição perpendicular ao chão. O comprimento da coxa foi estimado a partir da parede até o joelho, delimitando esta região com o auxílio de uma barra posicionada à frente dos joelhos (Fig. 3.28a). Já o comprimento da perna, foi medido do solo até a superfície acima dos joelhos (Fig. 3.28b).

O comprimento das entrepernas (EP) foi determinado com o voluntário em pé e os pés afastados entre si de 200 mm, medindo-se da região corporal que apoia-se no selim até a planta dos pés (Fig. 3.28c).

Ambas as medições foram realizadas com o auxílio de uma trena, com o atleta descalço e utilizando uma roupa de ciclismo.

Dessa maneira, determinou-se: (a) altura do selim; (b) recuo do selim e (c) comprimento do pedivela

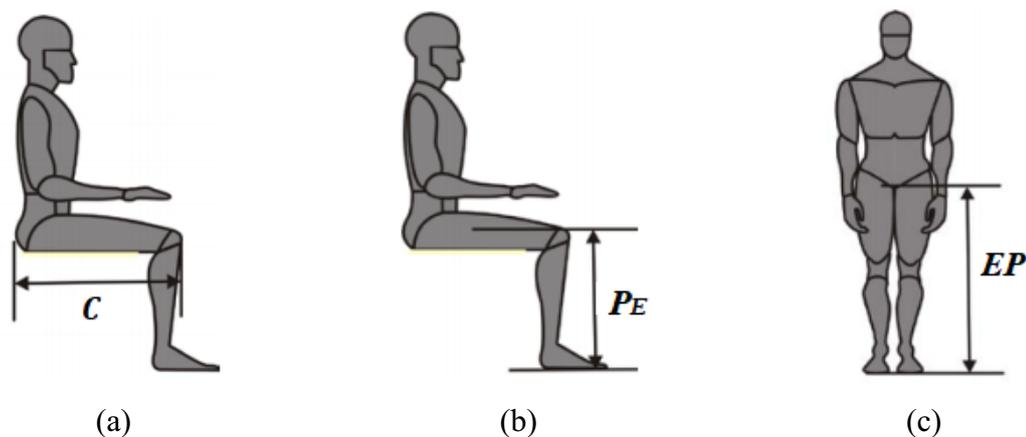


Figura 3.28 – Posicionamento para medição da (a) coxa, (b) da perna e (c) das entrepernas do voluntário.

(a) Altura do selim

Este parâmetro foi determinado pelo método LeMond, cuja altura do selim (h), será igual à 88,3% do comprimento das entrepernas (EP), determinado pela Eq. 3.17. Compreende-se como altura do selim, a distância axial entre o topo deste até o centro do eixo de transmissão central (Fig. 3.29).

$$h = 0,883 \cdot EP \quad (3.17)$$

(b) Recuo do selim

O recuo do selim (i) também foi calculado pelo método LeMond, por meio da Eq. 3.18. Esta medida corresponde à distância entre a ponta do selim e o centro do eixo da transmissão central (Fig. 3.29). As variáveis EP , C e PE , representam os comprimentos das entrepernas, coxa e perna, respectivamente, cujo valor deve ser inserido em centímetros na Eq. 3.18.

$$i = \left(\frac{EP}{3} - 21\right) + \left(\frac{C}{PE} - 1,11\right) \cdot P \cdot 0,25 \quad (3.18)$$



Figura 3.29 – Medição da altura e do recuo do selim.

(c) *Comprimento do pedivela*

O comprimento do pedivela (R_I) foi selecionado utilizando a Tab. 3.5, proposta por Ambrosini (1990), que usa como referência o comprimento das entrepernas do ciclista.

Tabela 3.5 – Comprimentos de pedivela em função do comprimento das entrepernas (AMBROSINI, 1990).

Entreperna (mm)	Pedivela (mm)
830	165
840	166
850	167
860	168
870	169
880 a 930	170
Até 940	171
Até 950	172
Até 960	172
Até 970	174
De 980 em diante	175

3.7.2 . *Protocolo de teste*

O protocolo é do tipo incremental e foi desenvolvido baseado nos estudos efetuados por Childers (2011) e adaptado para as condições físicas do voluntário.

Os requisitos para ser voluntario foram: ter uma amputação transtibial unilateral; praticar o ciclismo há pelo menos um ano; utilizar prótese há pelo menos um ano; não apresentar risco cardíaco ou de saúde para os testes.

As especificações do protocolo são mostradas na Tab. 3.6. Um aquecimento de 5 minutos foi realizado previamente, à uma cadência predileta do atleta. Os testes foram efetuados no Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide”.

Tabela 3.6 – Protocolo de teste desenvolvido para os testes.

Cadência (rpm)	Torque resistivo (N.m)	Tempo (s)
50	2,54	60
70	2,54	60

Foram desprezados os primeiros e últimos 20 segundos do teste, a fim de evitar erros iniciais de aquisição do sistema e erros devido à influência de forças inerciais. A marcha da bicicleta não foi alterada durante os testes, selecionando-se a roda dentada de 25 dentes (roda dentada 3) do cassete.

Um teste piloto foi realizado com um voluntário sem amputação e experiente no esporte, com o objetivo de verificar o funcionamento dos sensores e a sincronização dos sistemas de medição, obtendo também um parâmetro de comparação, entre a potência desenvolvida por um ciclista com e sem amputação. No entanto, neste teste, a cadência utilizada no protocolo foi de 60 e 90 rpm, posteriormente alterada para 50 rpm e 70 rpm, nos testes efetuados com o voluntario amputado transtibial, devido à dificuldade do atleta em pedalar com tal frequência.

As condições utilizadas nos testes são apresentadas na Tab. 3.7 e 3.8, para a prótese de referência e a prótese desenvolvida, respectivamente. O comprimento do pedivela foi alterado somente para o lado amputado, cujo comprimento escolhido foi baseado no tamanho recomendado pela literatura para o atleta (170 mm), no comprimento mínimo (160 mm) e máximo (180 mm) disponível no mercado. O comprimento do pedivela referente ao lado da perna sem amputação (direito), manteve-se igual à 170 mm em todos os testes.

Para os testes realizados com a prótese de referência, onde não é possível alterar o comprimento da prótese, optou-se em utilizar o comprimento de pedivela recomendado (170 mm) e outro com 160 mm, a fim de verificar se esta redução influenciaria na produção de potência (Tab. 3.7).

Inicialmente, nos testes realizados com a prótese desenvolvida, optou-se por igualar o comprimento da perna amputada com o da perna sem deficiência, correspondendo ao comprimento de 133 mm da prótese. Em seguida, aumentou-se para 143 mm, este comprimento, a fim de compensar o comprimento perdido com a remoção do pé protético. Para o pedivela de 180 mm, foi necessário aumentar para 150 mm o comprimento da prótese, para evitar que o corpo do atleta ficasse inclinado na bicicleta (Tab. 3.8).

Os testes foram repetidos, com um intervalo de descanso médio de 5 minutos, entre cada medição. Realizou-se no total 16 testes, variando-se a cadência conforme indicado na Tab. 3.6, comparando-se esses dados entre si posteriormente.

Tabela 3.7 – Parâmetros utilizados nos testes com a prótese de referência.

Prótese de Referência		
Teste	Comprimento da Prótese (mm)	Comprimento do Pedivela (mm)
1	133	160
2		170

Tabela 3.8 – Parâmetros utilizados nos testes com a prótese desenvolvida.

Prótese Desenvolvida		
Teste	Comprimento da Prótese (mm)	Comprimento do Pedivela (mm)
1	133	160
2		170
3		160
4	143	170
5		180
6	153	180

3.8. Teste de videogrametria

Com a finalidade de mensurar e comparar os ângulos articulares dos membros inferiores, no plano sagital, utilizando a prótese desenvolvida e de referência, os testes foram filmados

utilizando duas câmeras de alta-velocidade (marca Sony, modelo HDR-CX160, resolução 3,3 MP), posicionadas paralelamente ao plano de movimento avaliado (Fig. 3.30), operando em uma taxa de amostragem de 60 Hz (2D). As filmagens foram analisadas com o *software* Kinovea, cuja interface é mostrada na Fig. 3.31. Uma lâmpada foi posicionada entre as duas câmeras no início da filmagem, com o objetivo de sincronizar os dois vídeos.



Figura 3.30 – Plano sagital (esquerdo) avaliado no teste de videogrametria.

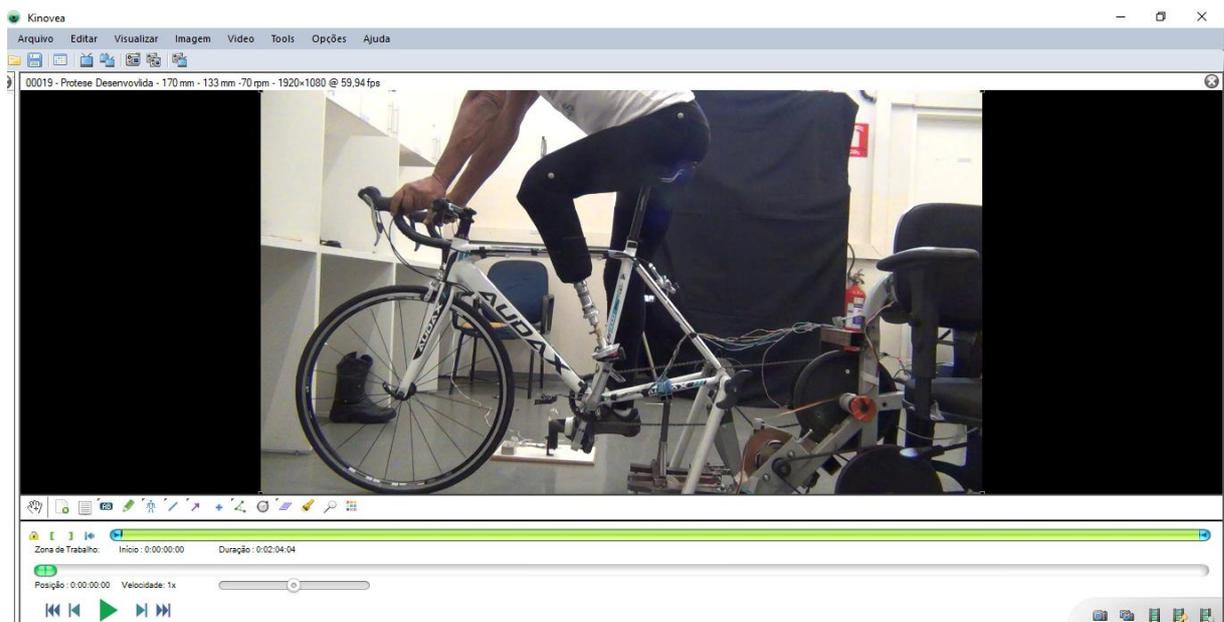


Figura 3.31 – Interface do *software* Kinovea, utilizado para avaliação bidimensional do ciclismo.

Pequenos marcadores reflexivos foram fixados em pontos de referência anatômicos: (1) trocânter maior bilateral; (2) epicôndilo lateral do joelho bilateral; (3) maléolo lateral bilateral; (4) base do 5º metatarso bilateral, cuja disposição é apresentada na Fig. 3.32.

Para as quatro fases do ciclo de pedalada, foi medido o ângulo do: tornozelo, joelho e quadril (Fig. 3.33). O ângulo do quadril foi estimado em relação ao plano horizontal. O ângulo do tornozelo foi medido entre os marcadores (2), (3) e (4), enquanto o do joelho, foi mensurado entre os marcadores (1), (2) e (3). Como a prótese desenvolvida é fixada diretamente no pedal, não haverá articulação do tornozelo, e por isso, neste caso foi estimado o ângulo entre o pedivela e a prótese.

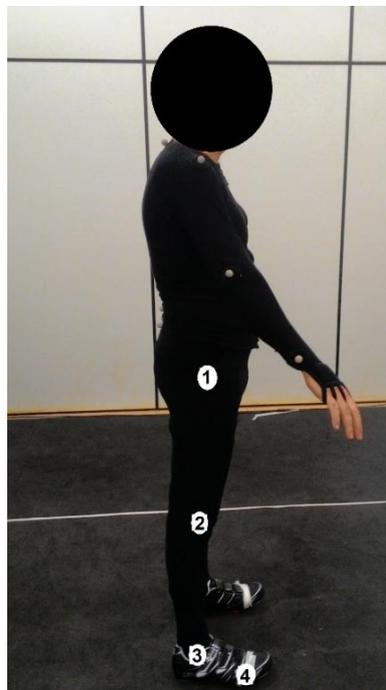


Figura 3.32 – Posicionamento dos marcadores segundo os pontos anatômicos de referência numerados: (1) trocânter maior bilateral; (2) epicôndilo lateral do joelho bilateral; (3) maléolo lateral bilateral; (4) base do 5º metatarso bilateral.

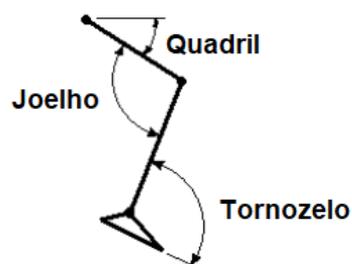


Figura 3.33 – Medidas angulares do tornozelo, joelho e quadril.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Teste Piloto: Avaliação da potência para o ciclista amputado transtibial

Na Figura 4.1 são apresentados os valores da potência total obtidos no primeiro teste realizado com um voluntario amputado transtibial, mensurados no aparato experimental (LabVIEW) e nos sensores de potência comerciais, para um torque resistivo de 10 N.m e cadência de 90 rpm. Na Tabela 4.1 são mostrados os valores máximos, mínimos, médios, e de desvio-padrão (DP) dessa potência e da potência das pernas esquerda e direita medidos pelos sensores comerciais. Também foi estimado a força efetiva do atleta, usando os dados de cadência e o comprimento de pedivela (170 mm). Cabe ressaltar, que estes testes foram realizados com a prótese utilizada pelo voluntario no dia-a-dia.

O comportamento da curva para os valores da potência total obtidos nos sensores e no aparato experimental (LabVIEW) foram similares (Fig. 4.1). No entanto, observa-se uma diferença significativa entre estes valores, cuja potência total média no aparato é de $(338,46 \pm 30,29)$ W, enquanto que nos sensores é de $(200,87 \pm 22,47)$ W, com um erro amostral de 128,27 W e percentual de 33,82%, indicando uma necessidade de verificar se o sinal de saída dos sensores comerciais está correto e se precisa ser ajustado (Tab. 4.1). A força efetiva total no aparato foi igual à 211,35 N, enquanto que nos sensores foi de 125,43 N.

No intervalo de 21 e 23 segundos, constata-se uma redução significativa da potência total, devido à uma redução da cadência do ciclista durante o teste (Fig. 4.1).

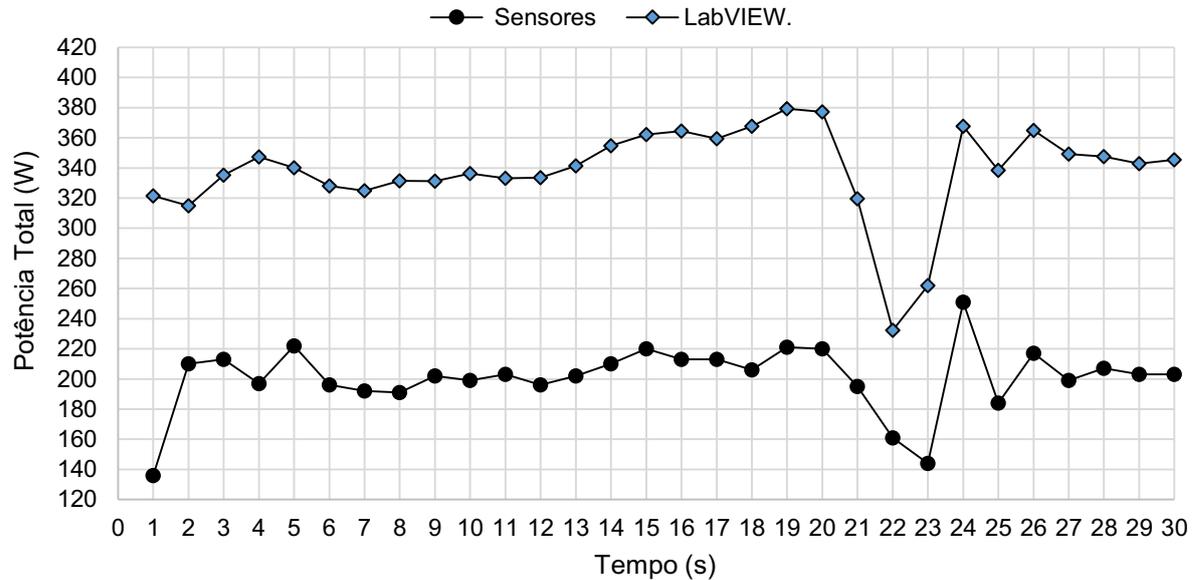


Figura 4.1 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, mensurados no aparato experimental (LabVIEW) e nos sensores comerciais para um torque resistivo de 10 N.m e cadência de 90 rpm.

Tabela 4.1 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência e valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, mensurados no aparato experimental (LabVIEW) e nos sensores comerciais, para a cadência de 90 rpm.

Potência	LabVIEW		Sensores	
	Total	Total	Direita	Esquerda
Máximo (W)	379,27	251,00	178,21	86,94
Mínimo (W)	232,40	136,00	93,38	41,76
Média (W)	338,46	200,87	129,12	73,98
DP (W)	30,29	22,47	14,89	8,84
Força Efetiva (N)	211,35	125,43	80,63	46,20

Na Figura 4.2 são mostrados os valores da potência das pernas direita (s/amputação) e esquerda (amputada) mensurados nos sensores de potência para uma carga igual à 10 N.m e cadência de 90 rpm.

De acordo com a Fig. 4.2 e a Tab. 4.1, a potência média para as pernas direita (s/amputação) e esquerda (amputada) foram iguais à $(129,12 \pm 14,89)$ W e à $(73,98 \pm 8,8)$ W,

respectivamente, onde 64,28% da potência total média foi desenvolvida pela perna sem amputação do ciclista (direita).

Na Tabela 4.1, observa-se que a força efetiva média da perna esquerda (amputada) e da direita foi igual à 46,20 N e à 80,63 N, respectivamente. Na Figura 4.3 é mostrada a montagem final do sistema e a realização dos testes.

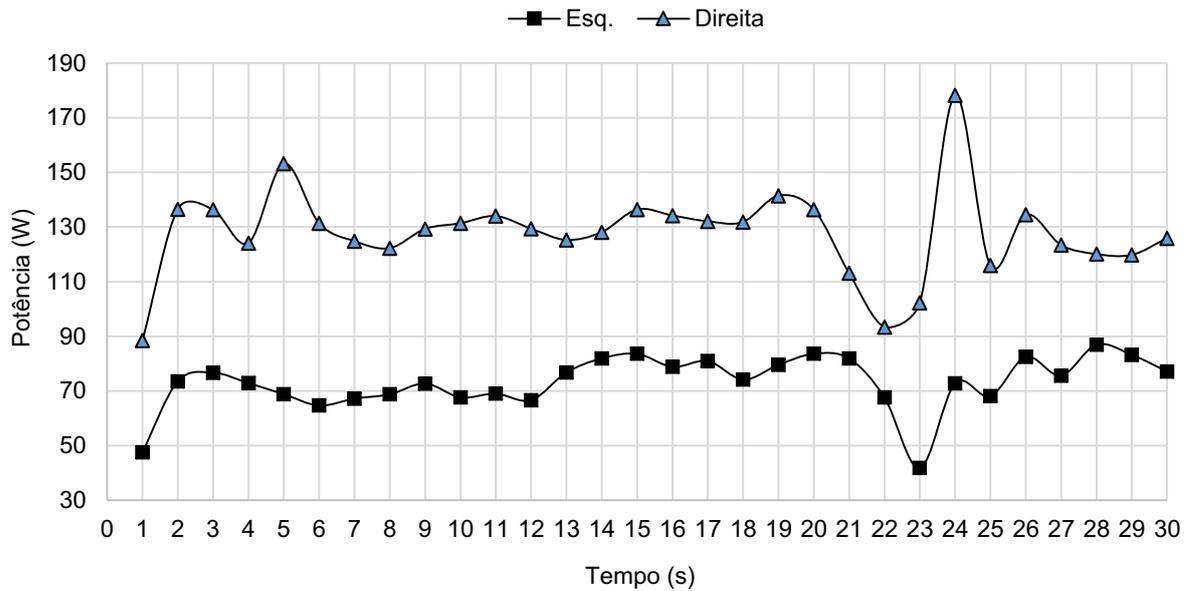


Figura 4.2 – Valores da potência desenvolvida pelas pernas direita e esquerda, mensurados nos sensores de potência para a carga de 10 N.m e cadência de 90 rpm.



Figura 4.3 – Teste piloto para avaliação da potência do ciclista com amputação transtibial.

A diferença entre a potência gerada pela perna sem deficiência e pela perna amputada do ciclista pode ser atribuída ao modelo da prótese utilizada (modelo Trias 1C30, do fabricante Ottobock), indicando que o comportamento biomecânico desta perna não é similar ao comportamento biomecânico da perna intacta (direita). Estes resultados, juntamente com a carência de estudos na área, motivaram o tema da pesquisa deste trabalho, pois demonstraram a necessidade de se compreender melhor a biomecânica do ciclismo para atletas com amputação de membro inferior, bem como, o desenvolvimento de próteses específicas para o paraciclismo.

A fim de avaliar a influência do comprimento do pedivela na produção da potência de um membro amputado, e visto que não existem sensores que mensurem a potência nas quatro fases do ciclo de pedalada, foi proposto o desenvolvimento de um aparato que atendesse tais condições.

4.2. Construção do equipamento para avaliação da potência de paraciclistas

A montagem final de todo o sistema que compõe o equipamento para avaliação da potência é mostrada na Fig. 4.4, onde tem-se: (a) visão geral do equipamento; (b) sensores de cadência; (c) sensores de potência infravermelho e comerciais; (d) painel para controle do torque resistivo e (e) luz de aviso de cadência. Já na Figura 4.5 é exibido a placa amplificadora e de alimentação do sistema com os respectivos componentes soldados.

O torque resistivo pode ser selecionado no painel mostrado na Fig. 4.4 d, permitindo varia-lo de 5 em 5 N.m até o valor máximo de 40 N.m. O comprimento do pedivela também pode ser alterado, para 160 mm, 170 mm e 180 mm (Fig. 4.4f). Os limites de rotação que ascendem a luz de aviso (Fig. 4.4e), podem ser definidos no programa dedicado ao arduíno, digitando-se na linha correspondente, o intervalo de rotação desejado, em rpm, cuja linha está descrita como “if ((rpm >55 || rpm < 45))”, onde 55 e 45 representam o intervalo permitido para a rotação.

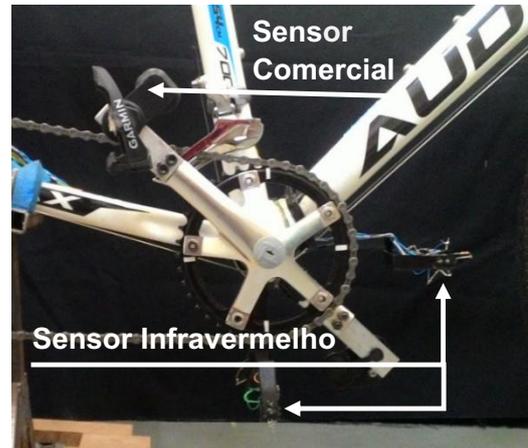
Finalizado a montagem, as próximas etapas foram calibrar o torque estático e o sinal de rotação.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 4.4 – Montagem final do equipamento para avaliação da potência de paraciclistas: (a) visão geral do equipamento; (b) sensores de cadência; (c) sensores de potência infravermelho e comerciais; (d) painel para controle do torque resistivo, (e) luz de aviso de cadência e (f) pedivela de comprimento variável.



Figura 4.5 – Placa amplificadora e de alimentação, com seus respectivos componentes soldados.

4.2.1. Calibração do torque estático

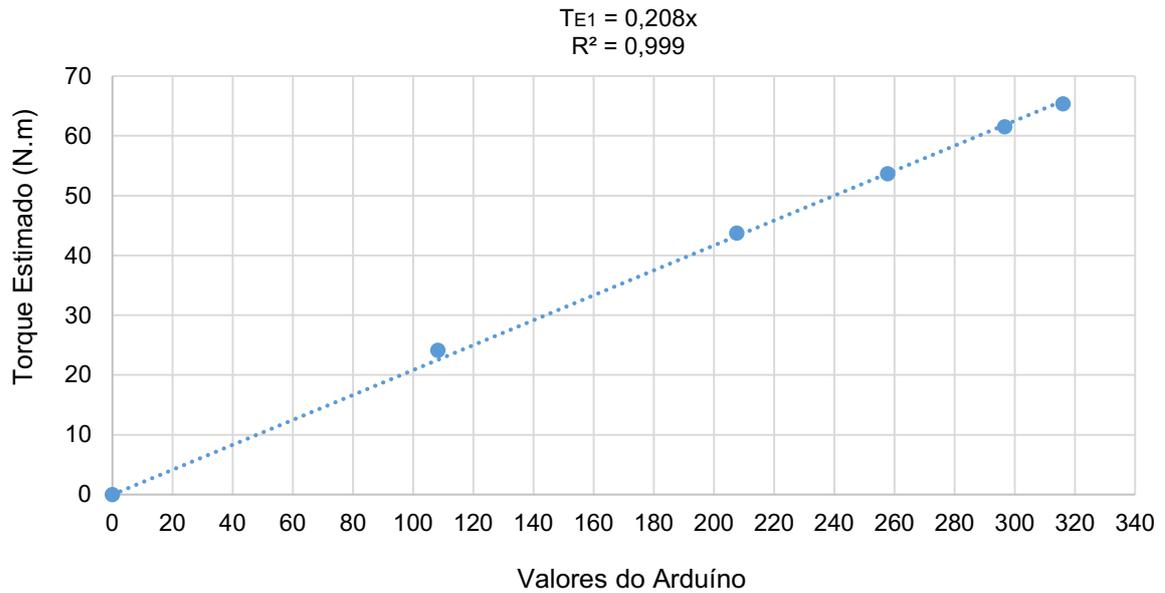
Na Tabela 4.2 são mostradas as massas utilizadas na calibração estática do torque.

Tabela 4.2- Massas utilizadas na calibração estática do torquímetro

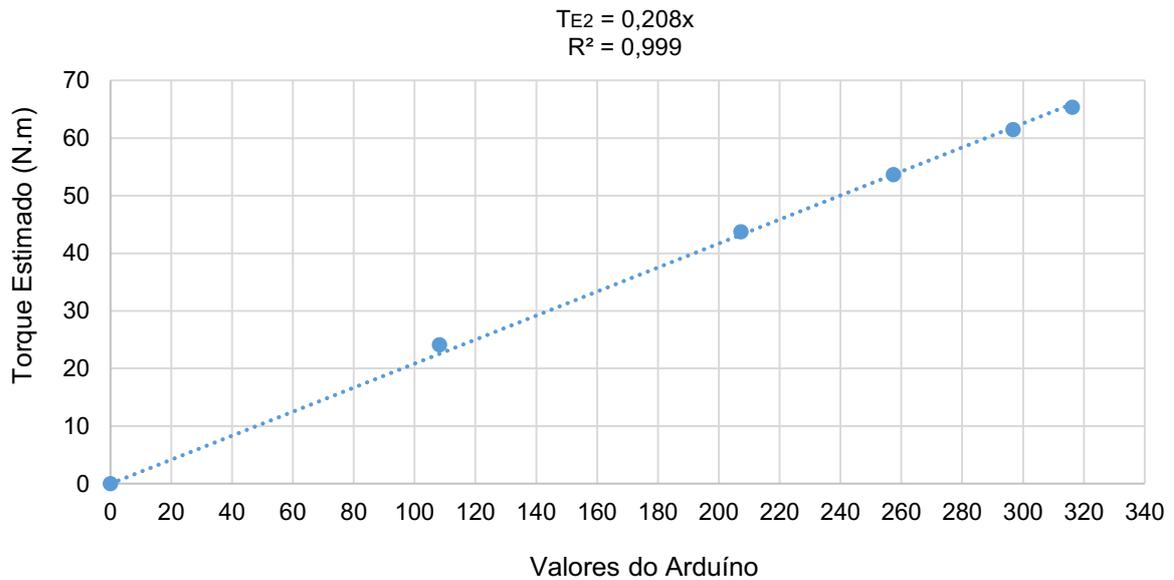
Carga	Massa (kg)
Barra	0,842
Suporte	0,589
Carga 1	5,059
Carga 2	4,962
Carga 3	2,519
Carga 4	1,980
Carga 5	0,984

O comprimento total da barra é de 440 mm e entre furos é de 400 mm. O torque estimado no centro de massa foi de 1,83 N.m. O torque estimado no eixo e os valores coletados no arduino (a) adicionando e depois (b) removendo as cargas são apresentados na Fig. 4.6, assim como as equações de regressão.

Os valores de torque estimado variaram entre 24,13 N.m e 65,37 N.m, enquanto que os valores digitais verificados no arduino, apresentaram-se entre 108 e 316, ressaltando que estes valores são adimensionais uma vez que correspondem a conversão do sinal de entrada (analógico) para digital (Fig. 4.6).



(a)



(b)

Figura 4.6 - Torque estimado no eixo e os valores coletados no arduíno (a) adicionando-se e (b) removendo-se as cargas.

Na Figura 4.6, observa-se que o valor do coeficiente angular e da correlação linear, permaneceu constante, tanto no processo de adição (a), quanto no processo de remoção da carga (b). Estes valores foram iguais à 0,208 e 0,999, para o coeficiente angular e para a correlação linear, respectivamente.

Portanto, o torque estático (T_E) será igual à tensão do torquímetro mapeada e transformada em um valor digital (x), multiplicado pelo coeficiente angular de 0,208.

4.2.2. Calibração da rotação

Na Figura 4.7 é apresentada a curva de regressão linear para os valores de rotação, adquiridos pelos sensores infravermelho e por um tacômetro calibrado. Na Tabela 4.3 são mostrados estes valores e seus respectivos erros absolutos e percentuais, tomando-se o tacômetro como padrão de medição.

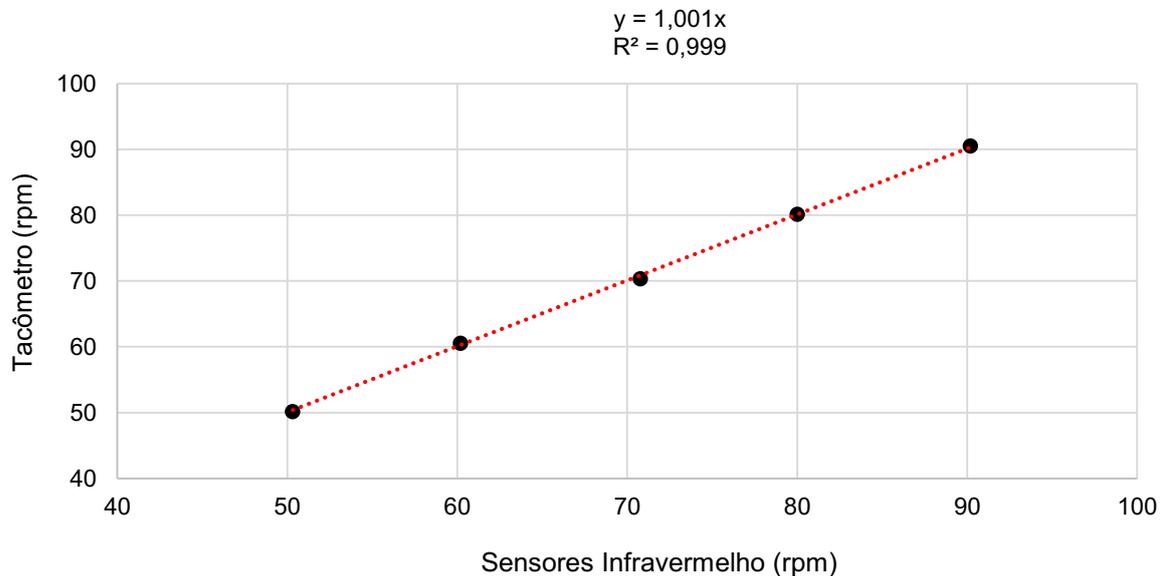


Figura 4.7 – Valores da rotação adquiridos pelos sensores infravermelho e pelo tacômetro.

Tabela 4.3 – Valores de rotação mensurados no tacômetro e nos sensores infravermelhos e seus respectivos erros absolutos (EA) e percentuais (EP).

Rotação (rpm)				
Motor	Taquímetro	Sensores Infravermelhos	EA	EP (%)
50,0	50,2	50,3	0,1	0,2
60,0	60,5	60,2	0,3	0,5
70,0	70,4	70,8	0,4	0,6
80,0	80,2	80,0	0,2	0,2
90,0	90,5	90,2	0,3	0,3

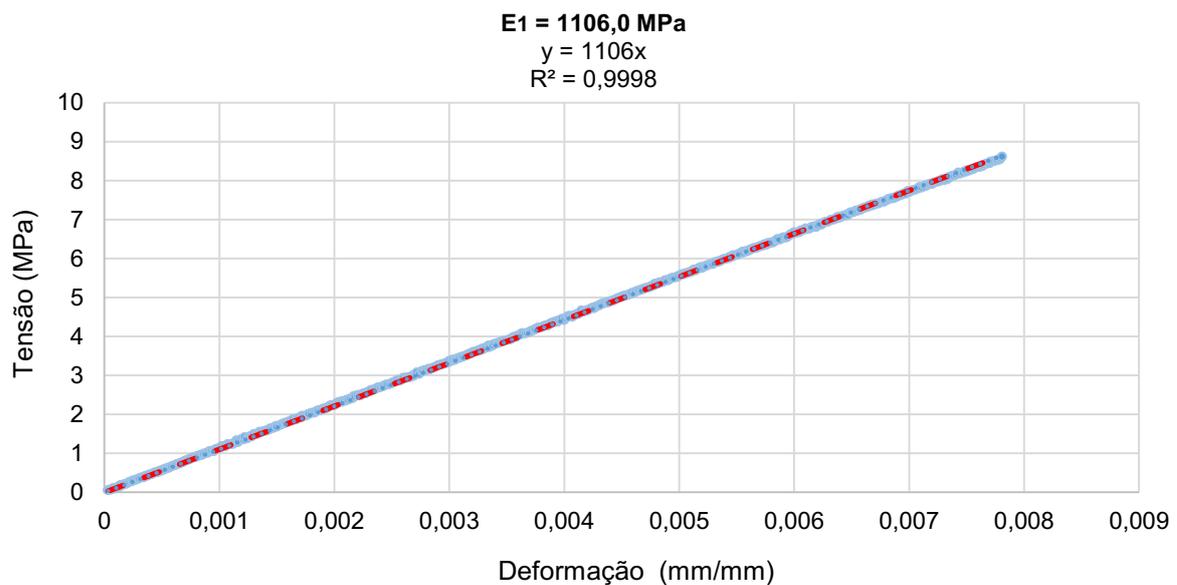
Observa-se na Fig. 4.7 que o valor da correlação linear foi de 0,999, indicando uma boa correlação entre as variáveis, cujo grau de associação entre elas é diretamente proporcional. Como o coeficiente angular foi igual à 1,001, conclui-se que os valores de rotação obtidos pelos sensores infravermelhos são aproximadamente iguais ao do tacômetro.

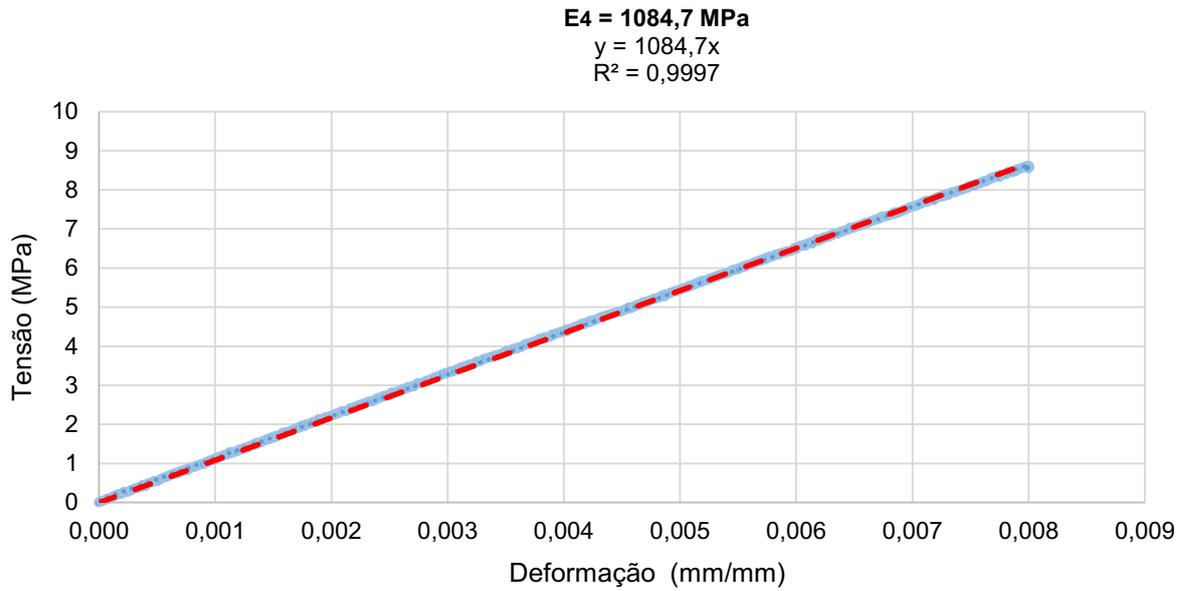
De acordo com a Tab. 4.3, os erros absolutos variaram entre 0,1 rpm e 0,4 rpm, com média igual a 0,3 rpm, enquanto que os erros percentuais variaram entre 0,2 e 0,6 %, com média igual a 0,4%. Estes resultados indicam uma boa precisão e por este motivo, não foi necessário efetuar nenhum ajuste dos valores de rotação obtidos pelos sensores infravermelhos.

4.3. Propriedades mecânicas do Tritan

Na Figura 4.8, são apresentados os valores de deformação e de tensão referente a fase elástica do material, obtidos no ensaio de tração (a) do corpo de prova 1, cuja direção da carga aplicada foi perpendicular à deposição das camadas, e (b) do corpo de prova 4, onde a aplicação da carga foi paralela as camadas de material depositado.

Verifica-se na Figura 4.8, que o módulo de elasticidade do Tritan, referente aos corpos de prova 1 e 4, apresentaram um valor aproximado, (a) de 1106,0 MPa e (b) de 1084,7 MPa, respectivamente.

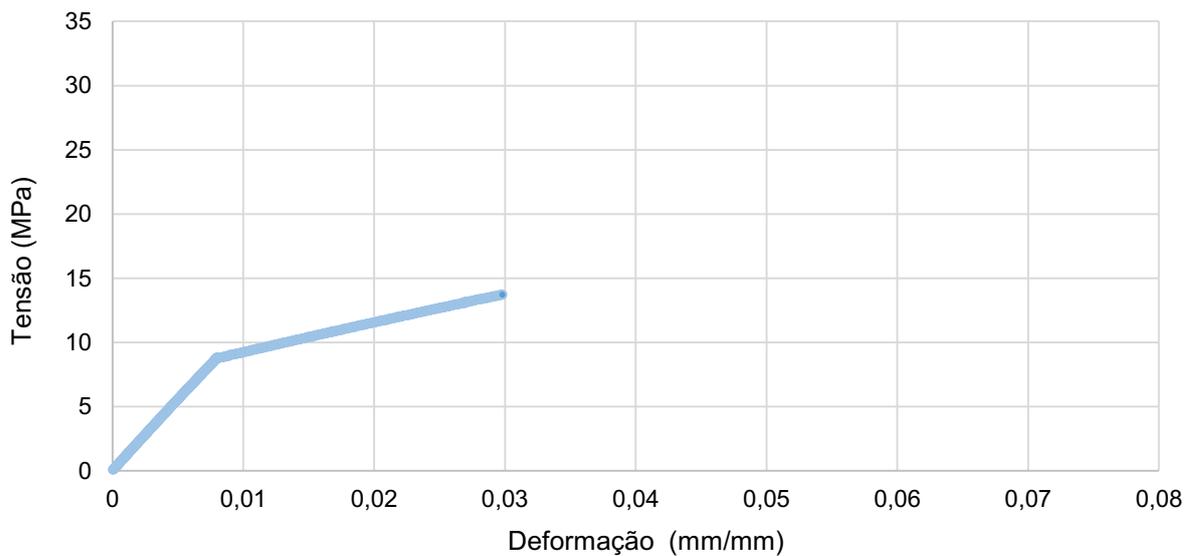




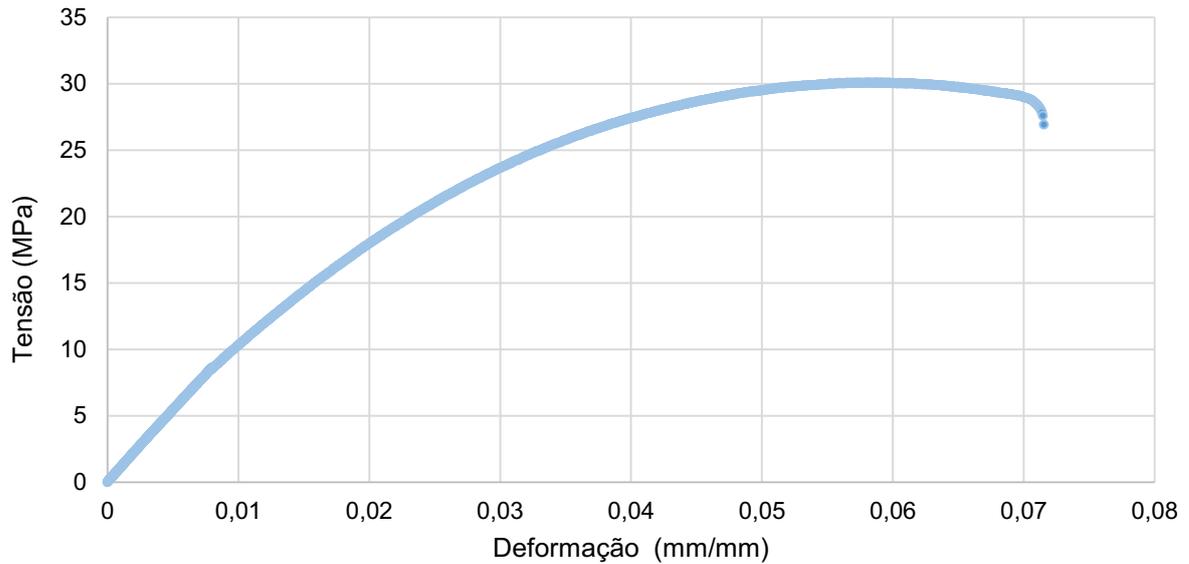
(b)

Figura 4.8 – Valores de tensão e de deformação na fase elástica nos ensaios de tração com aplicação da carga na direção (a) perpendicular e (b) paralela às camadas depositadas.

A fim de determinar as propriedades mecânicas do Tritan impresso, tais como: o limite de escoamento e o limite de resistência a tração, também foram analisados os valores de tensão e de deformação na fase elástica e plástica. Na Figura 4.9 são mostrados os resultados observados para os corpos de prova 1 e 4.



(a)



(b)

Figura 4.9 - Valores de tensão e de deformação nas fases elástica e plástica dos ensaios de tração com aplicação da carga na direção (a) perpendicular e (b) paralela às camadas depositadas.

Na Figura 4.9 constata-se que o limite de escoamento e o limite de resistência a tração foram maiores para o (b) corpo de prova 4, com valores iguais à 17,1 e 30,1 MPa, respectivamente, enquanto para o corpo de prova 1, foram iguais à 11,5 e 13,7 MPa.

Na Tabela 4.4 são apresentados os valores do módulo de elasticidade (E), limite de escoamento (S_y) e limite de resistência a tração (S_{ut}), obtidos nos ensaios mecânicos para todos os corpos de prova.

O corpo de prova 2, sofreu ruptura imediatamente após sair da fase elástica, caracterizando-o como frágil, e por este motivo, foi considerado que o valor do limite de escoamento foi igual ao limite de resistência a tração, de 15,8 MPa (Tab. 4.4).

Os valores referentes ao limite de escoamento e ao limite de resistência a tração do corpo de prova 6, não são mostrados na Tab. 4.4, pois durante o ensaio, perdeu-se o referencial dos extensômetros após sua remoção, gerando valores negativos de deformação. Desse modo, foi possível avaliar apenas a fase elástica deste corpo.

Tabela 4.4 – Valores do modulo de elasticidade (E), limite de escoamento (S_y) e limite de resistência a tração (S_{ut}) do Tritan, obtidos nos ensaios de tração, com aplicação de carga paralela e perpendicular as camadas de deposição de material dos corpos de prova.

	Corpo de Prova	E (MPa)	S_y (MPa)	S_{ut} (MPa)
<i>Perpendicular</i>	1	1106,0	11,5	13,7
	2	1032,2	15,8	15,8
	3	1198,9	12,4	11,9
	Média	1112,4	13,2	13,8
	DP	83,5	2,3	2,0
<i>Paralela</i>	4	1084,7	17,1	30,1
	5	1134,5	11,3	30,8
	6	1187,3	-	-
	Média	1135,5	14,2	30,4
	DP	51,3	4,1	0,5

De acordo com a Tabela 4.4, os corpos de prova cuja aplicação da carga foi perpendicular as camadas de deposição, exibiu valores médios do modulo de elasticidade, limite de escoamento e limite de resistência a tração de $(1112,4 \pm 83,5)$ MPa, $(13,2 \pm 2,3)$ MPa e $(13,8 \pm 2)$ MPa, respectivamente. Já os corpos de prova referente à carga aplicada paralelamente as camadas de deposição, o modulo de elasticidade médio foi de $(1135,5 \pm 51,3)$ MPa, o limite de escoamento foi de $(14,2 \pm 4,1)$ MPa e o limite de resistência a tração foi de $(30,4 \pm 0,5)$ MPa. Constata-se que o modulo de elasticidade não foi influenciado pela direção de impressão, apresentado valores aproximados para ambos os resultados. Já o valor médio do limite de resistência a tração destes corpos, foi aproximadamente o dobro em relação aos corpos de prova cuja direção de aplicação de carga foi perpendicular. O limite de escoamento médio também foi maior para o corpo de prova em que a carga aplicada foi paralela, no entanto, a variabilidade das leituras também foi maior, indicando uma menor precisão deste resultado (Tab. 4.4).

Verifica-se que o sentido da deposição de material na peça, influencia de forma significativa nas propriedades mecânicas do material. No entanto, para uma melhor caracterização do comportamento mecânico do material, é necessária uma maior quantidade de corpos de prova, a fim de diminuir o desvio-padrão amostral. Além disso, recomenda-se verificar se as propriedades mecânicas também podem sofrer influência das condições de

impressão, como a resolução, a velocidade de impressão, o preenchimento e até mesmo, o número de componentes impressos ao mesmo tempo.

4.4. Projeto estrutural da prótese – Análise por elementos finitos

A avaliação do projeto estrutural foi realizada por meio da análise da tensão máxima de cisalhamento e da tensão equivalente (Von Mises), uma vez que a região dos filetes de rosca é a região mais crítica do projeto devido aos esforços aplicados e à concentração de tensão.

No processo de geração da malha de elementos finitos, foram utilizados elementos tetraédricos com 4 nós, que permitem um melhor contorno da geometria sem aumentar a densidade de nós. Com o objetivo de determinar o tamanho ideal dos elementos, foi realizado um estudo de malha, avaliando o tubo roscado, que conforme citado inicialmente, corresponde a região mais crítica do projeto, devido à concentração de tensão. Para tanto, adotou-se 14 pontos da metade do tubo roscado, correspondentes aos vales dos filetes de rosca, mostrados na Fig. 4.10. Os resultados dos campos de tensões entre os pontos analisados no tubo roscado para diferentes tamanhos de elemento são exibidos na Fig. 4.11. Verifica-se ainda, que o tempo de simulação variou entre 7 segundos e 51 minutos, para o maior e o menor tamanho de elemento de malha, respectivamente, sendo a análise limitada à um valor mínimo de 0,5 mm, valor, a partir do qual, os valores de tensão se estabilizam.

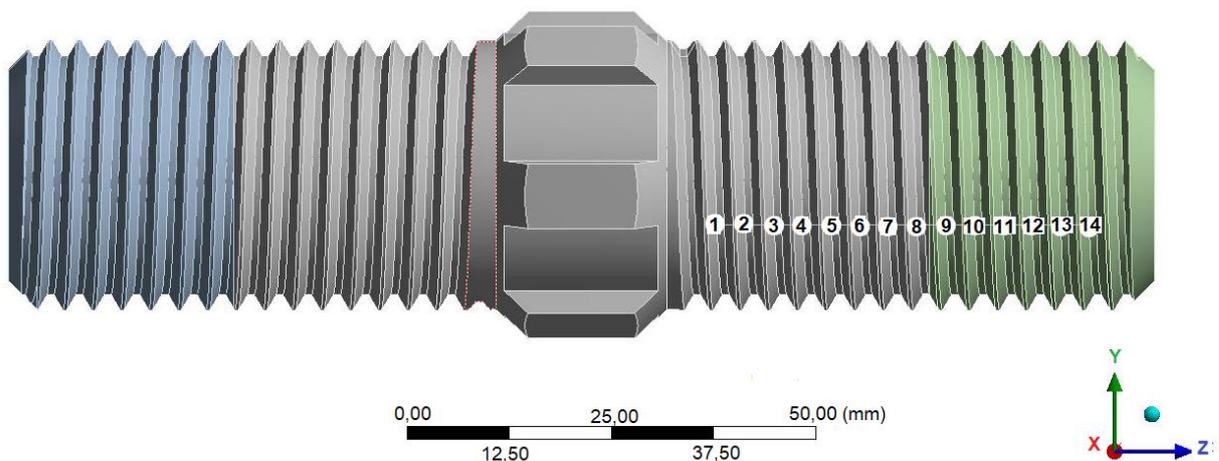


Figura 4.10 – Pontos selecionados nos filetes de rosca do tubo roscado.

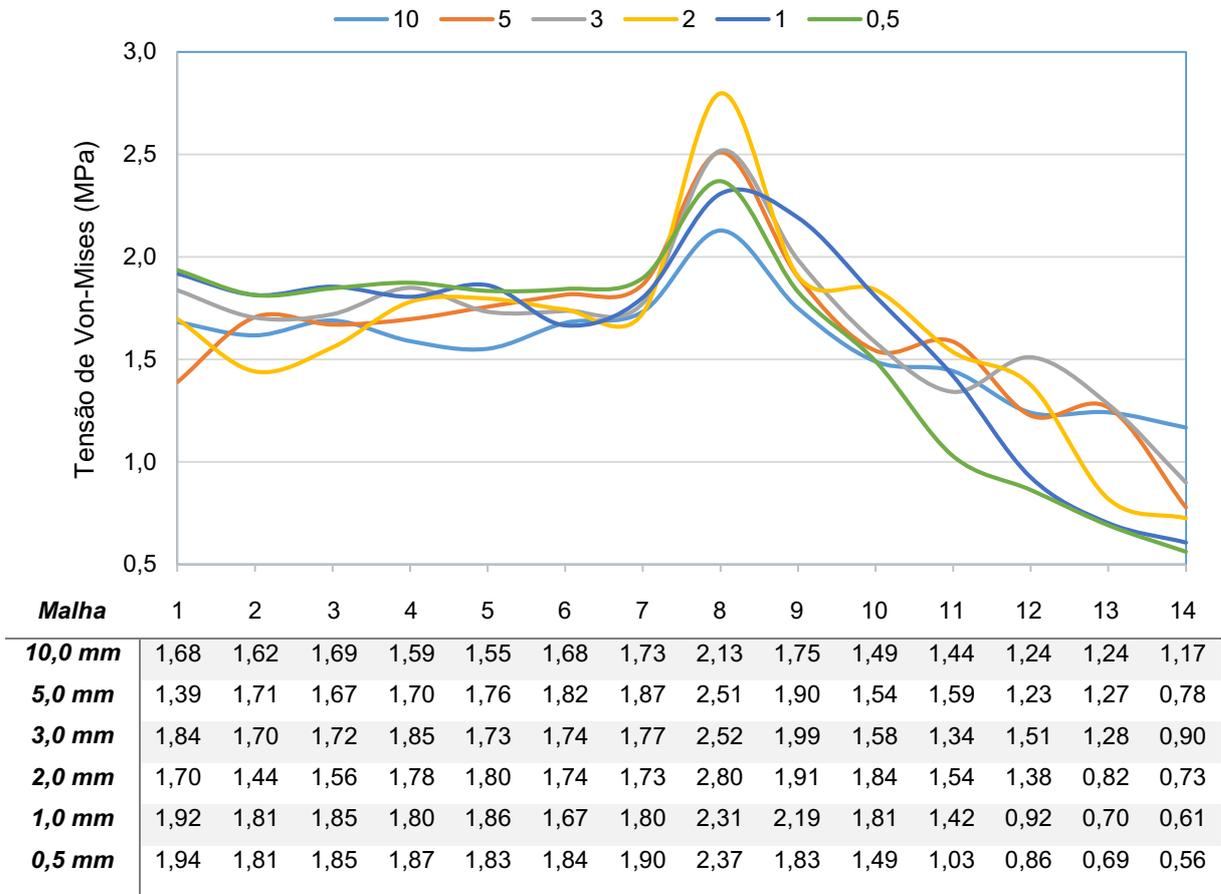
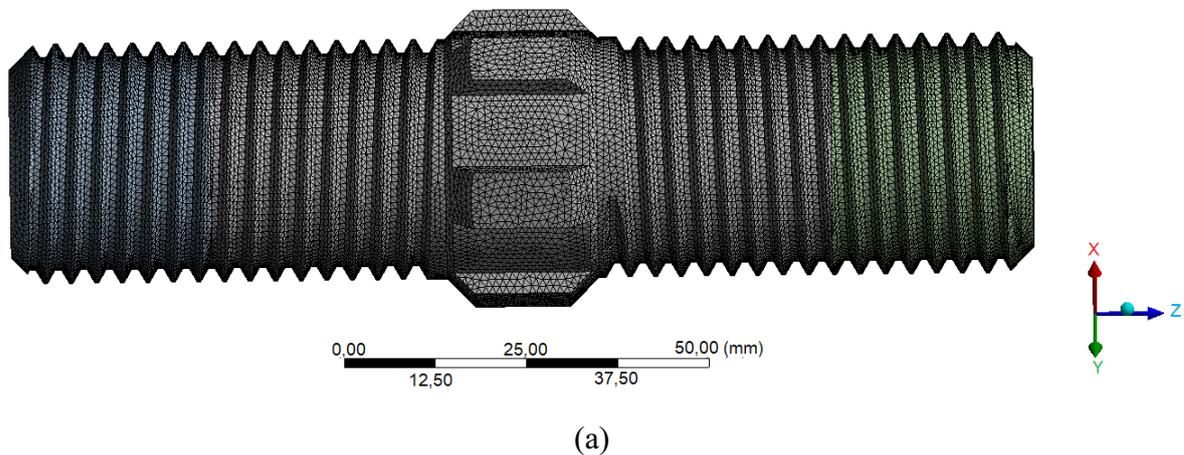


Figura 4.11 – Resultados dos campos de tensões (MPa) para diferentes tamanhos de elementos de malha, para os pontos selecionados no tubo roscado.

Considerando este estudo, o tamanho dos elementos utilizados nas análises foi de 1 mm para o tubo roscado, enquanto para os demais componentes, o tamanho foi gerado automaticamente pelo *software*. As configurações das malhas utilizadas podem ser visualizadas na Fig. 4.12.



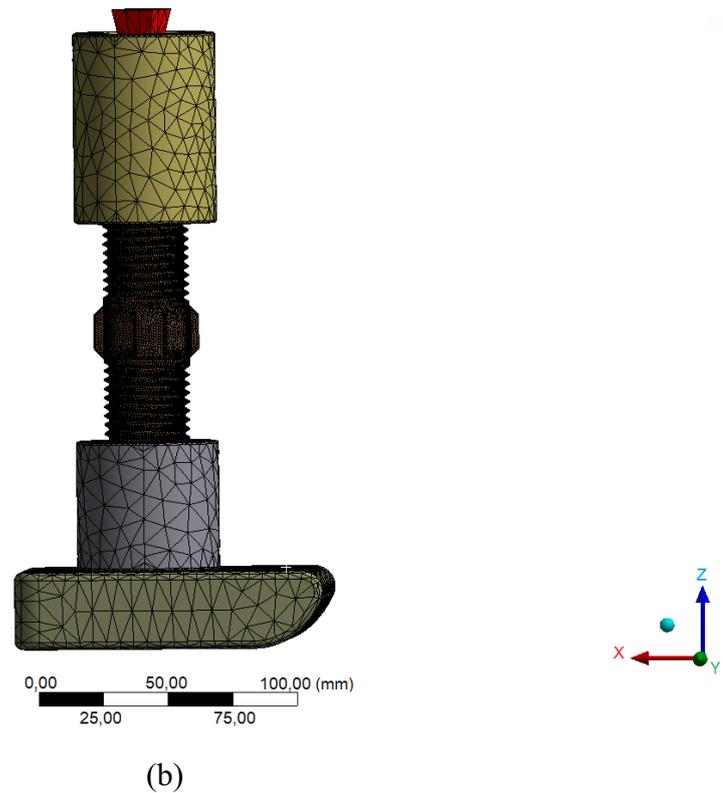


Figura 4.12 – Configuração das malhas utilizadas na análise por elementos finitos, referente ao (a) tubo roscado e aos (b) demais os componentes da prótese.

Definido o tamanho do elemento, os resultados obtidos entre uma prótese fabricada em Tritan com outra fabricada em alumínio e latão, foram comparados.

4.4.1. Análise da distribuição de tensões na prótese de Tritan

Na Figura 4.13 é mostrada a (a) distribuição de tensão equivalente (Von-Mises) e (b) de tensão de cisalhamento máxima, avaliadas na região mais crítica da prótese (tubo roscado), para o material Tritan.

De acordo com a Figura 4.13a, a máxima tensão equivalente foi de 7,7 MPa, enquanto na Fig. 13b, o maior valor da tensão de cisalhamento máxima foi de 4,4 MPa. Segundo os resultados obtidos no ensaio mecânico do material Tritan impresso com camadas de deposição na direção transversal, o valor do limite de escoamento apresentou-se acima destes valores, da ordem de 13,2 MPa, indicando um fator de segurança de 1,7. Verifica-se ainda, que o valor da tensão de cisalhamento máxima foi aproximadamente um terço do valor do limite de escoamento.

Do exposto, estima-se que os filetes de roscas do tubo roscado irão suportar a carga avaliada nos testes. Cabe ressaltar, que os resultados foram comparados com estes dados, porque a geometria da peça não permite imprimi-la com outra direção de deposição de material.

A: Avaliação do Eixo Tritan Z

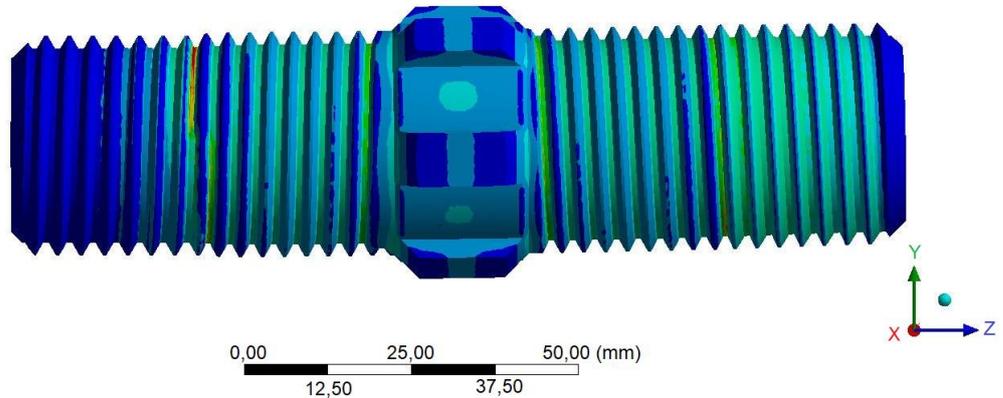
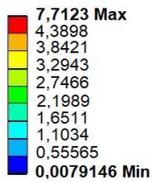
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

01/02/2019 15:34



(a)

A: Avaliação do Eixo Tritan Z

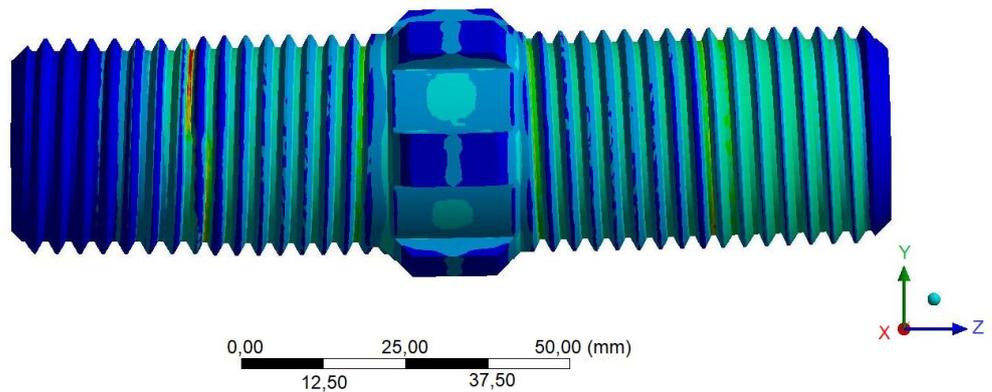
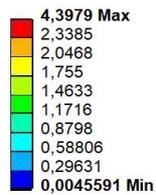
Maximum Shear Stress

Type: Maximum Shear Stress

Unit: MPa

Time: 1

01/02/2019 15:33



(b)

Figura 4.13 – Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no tubo roscado da prótese de Tritan.

Na Figura 4.14 é mostrado o campo de tensões, avaliado para o conjunto completo da prótese de Tritan.

B: Avaliação Completa Tritan

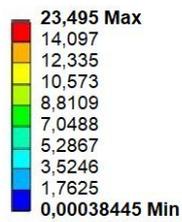
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

01/02/2019 15:40



(a)

B: Avaliação Completa Tritan

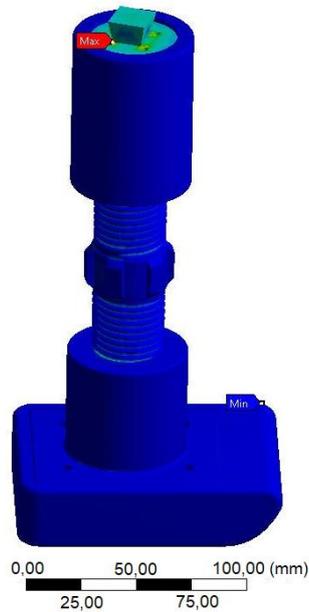
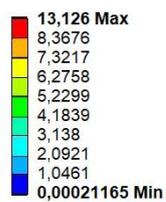
Maximum Shear Stress

Type: Maximum Shear Stress

Unit: MPa

Time: 1

01/02/2019 15:39



(b)

Figura 4.14 - Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no conjunto completo da prótese de Tritan.

Observa-se na Figura 4.14 que os valores máximos de tensão, tanto equivalente quanto de cisalhamento, foram observados na região que faz a ligação entre a prótese e o soquete do atleta, ponto de concentração de tensão, apresentando valores iguais à 23,5 MPa e 13,1 MPa, respectivamente. No entanto este material é fabricado em aço 1045, cujo limite de escoamento é de 450 MPa, exibindo um fator de segurança de 19,1. Comparando-se a tensão de cisalhamento máxima com o limite de escoamento, verifica-se que este é aproximadamente 34 vezes maior, indicando que o material irá suportar a carga estimada.

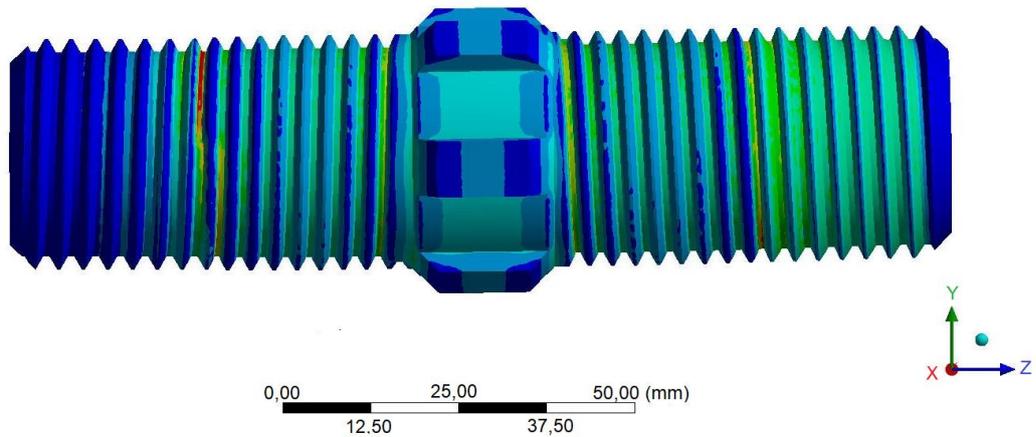
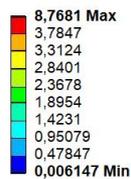
4.4.2. Análise da distribuição de tensões na prótese de alumínio e latão

A Figura 4.15 é mostrado (a) a distribuição de tensão equivalente (Von-Mises) e (b) de tensão de cisalhamento máxima, no tubo roscado de latão.

Observa-se na Figura 4.15a que a máxima tensão equivalente foi de 8,8 MPa, apresentando um fator de segurança de 19,3. Já na Figura 4.15b, a tensão de cisalhamento máxima foi de 4,5 MPa, aproximadamente 38 vezes menor que o limite de escoamento, indicando que os filetes de rosca não irão cisalhar para a carga estimada.

Como esperado, estes resultados mostraram-se superiores aos obtidos para o material Tritan, uma vez que o latão possui um módulo de elasticidade 97 vezes maior que o do Tritan.

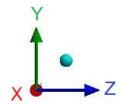
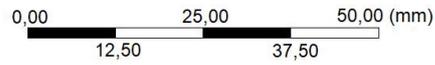
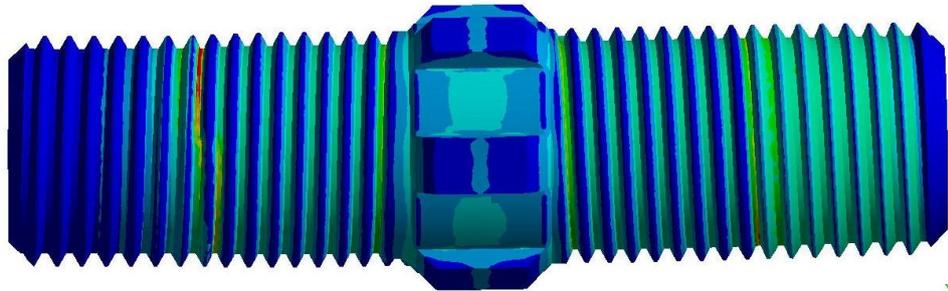
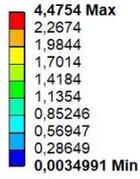
F: Avaliação do Eixo Alumínio
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
01/02/2019 15:37



(a)

F: Avaliação do Eixo Alumínio

Maximum Shear Stress
 Type: Maximum Shear Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 01/02/2019 15:36



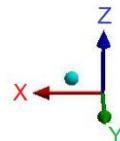
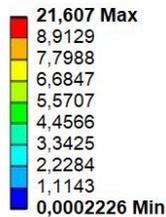
(b)

Figura 4.15 – Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no tubo roscado de latão.

A avaliação da prótese completa é exibida na Fig. 4.16, onde é mostrada a distribuição de (a) tensão equivalente e de (b) tensão de cisalhamento máxima.

B: Avaliação Completa Alumínio

Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 01/02/2019 15:47



(a)

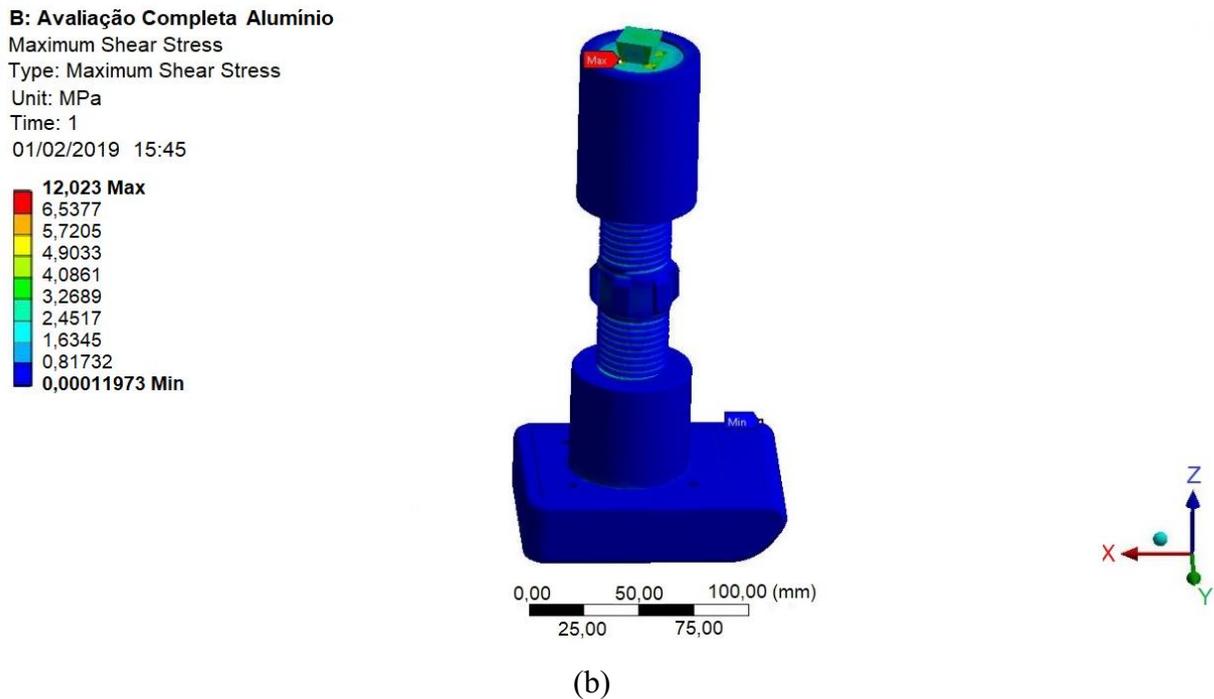


Figura 4.16 - Avaliação da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima no conjunto completo da prótese de alumínio e latão.

De acordo a Figura 4.16, o valor máximo da (a) tensão equivalente e da (b) tensão de cisalhamento máxima, foi de 21,6 MPa e de 12,0 MPa, respectivamente, indicando um fator de segurança de 20,8. A tensão de cisalhamento máxima foi aproximadamente 37 vezes menor que o limite de escoamento.

Comparando-se os resultados obtidos nas simulações de ambos os materiais, conclui-se que a prótese projetada em alumínio mostrou-se mais segura que a de Tritan, e por este motivo, optou-se neste primeiro protótipo, pela fabricação em alumínio e latão, reduzindo as geometrias das peças a fim de diminuir a massa do conjunto.

4.5. Fabricação da prótese

Com as reduções geométricas, a versão final da prótese fabricada em alumínio e latão é mostrada na Fig. 4.17. Esta versão apresentou uma massa de 660,4 g.

A prótese permite ajustar o comprimento de 120 mm (Fig.4.17a) à 160 mm (Fig.4.17b), movimentando-se apenas o centro do tubo roscado, por meio do manípulo, indicado na

Fig. 4.17a. Como a metade do tubo é rosca direita e a outra esquerda, pode-se variar este comprimento sem a necessidade de remover a prótese do pedal, por exemplo.

Este modelo também permite fixar um taquinho diretamente à base do pé, não havendo a necessidade de utilizar uma sapatilha de ciclismo (Fig. 4.17c).

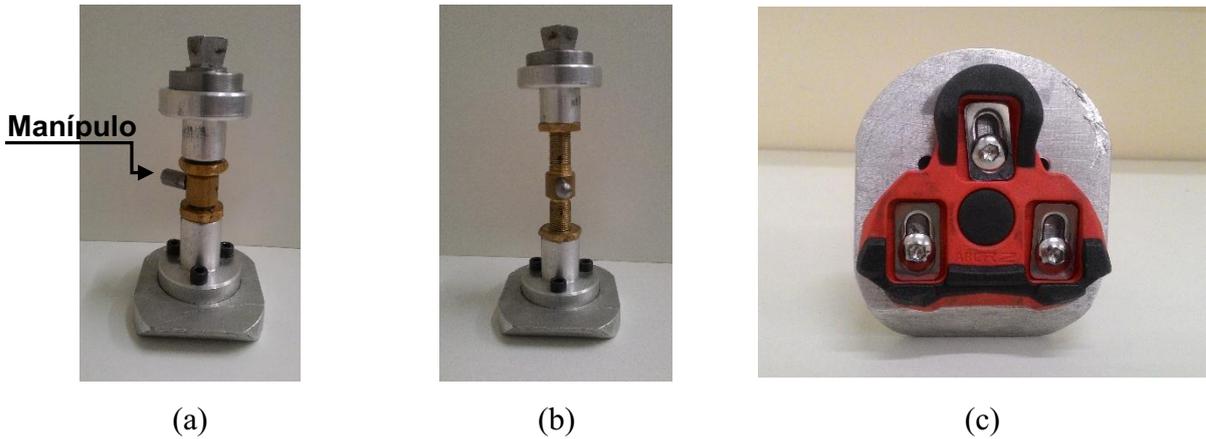


Figura 4.17 –Versão final da prótese fabricada em alumínio e latão com (a) o menor e (b) o maior comprimento permitido e (c) a fixação do taquinho na base do pé.

Para fins de comparação e trabalhos futuros, uma versão da prótese em Tritan foi fabricada com as dimensões analisadas por elementos finitos (Fig. 4.18).

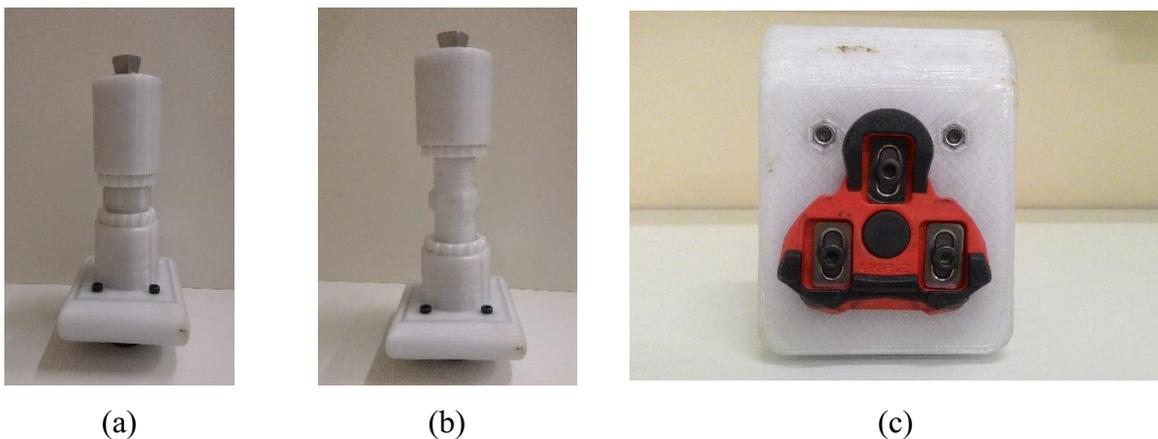


Figura 4.18 – (a) Versão da prótese fabricada em Tritan por manufatura aditiva, com (a) o menor e o (b) maior comprimento permitido e (c) a fixação do taquinho na base do pé.

As condições de impressão utilizada para todos os componentes foram: preenchimento total, velocidade de impressão de 4200 mm/min, resolução de 0,15 mm e deposição de material na transversal. A massa do conjunto é igual à 804,9 g. De maneira similar a prótese anterior, é

possível ajustar o comprimento (Fig. 4.18b) e fixar um taquinho diretamente na base do pé (Fig. 4.18c).

Apesar da massa da prótese de Tritan ter sido maior que a da prótese de alumínio e latão, deve-se ressaltar que ela pode ser reduzida, alterando-se o preenchimento da fabricação. No entanto, são necessários estudos adicionais para avaliar a influência do preenchimento de impressão na resistência do material, bem como a avaliação de outros materiais em sua fabricação, principalmente, considerando a resistência da prótese sob ação de carregamentos dinâmicos.

4.6. Teste Piloto: Avaliação da potência para um ciclista sem amputação

Antes de iniciar os testes, a bicicleta foi ajustada para as medidas corporais do voluntário sem amputação, mostradas na Tab. 4.5 e na Tab. 4.6.

Tabela 4.5 – Medidas corporais do voluntário sem amputação: coxa, perna e entrepernas.

Coxa (mm)	Perna (mm)	Entrepernas (mm)
640	620	880

Tabela 4.6 – Comprimento do pedivela, altura e recuo do selim, segundo as medidas corporais do voluntário sem amputação.

Comprimento do pedivela (mm)	Altura do selim (mm)	Recuo do selim (mm)
170	777	71

As mãos do ciclista podem ser apoiadas no guidão ou na curva do guidão. Neste caso, o ciclista optou por apoiar-las na base do guidão. O corpo foi posicionado de forma simétrica na bicicleta, sem inclinação para um dos lados. Para realização dos testes, o ciclista necessitou usar uma sapatilha de ciclismo, a fim de fixá-la ao pedal, evitando qualquer tipo de movimentação lateral dos pés.

Na Figura 4.19 é mostrado o ciclista sem amputação posicionado na bicicleta durante a realização dos testes.



Figura 4.19 – Testes realizados com o ciclista sem amputação.

4.6.1. *Análise dos sinais*

Na Figura 4.20 são apresentados os valores da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de 60 e 90 rpm, em um intervalo de tempo de 20 segundos, mensurados pelos sensores de potência comerciais e pelo equipamento desenvolvido, utilizando o pedivela de 170 mm. Na Tabela 4.7 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios, de desvios-padrão, de erro absoluto (EA) e de erro relativo percentual (EP) da potência total.

Verifica-se na Figura 4.20 que para a rotação de 60 rpm, os valores da potência total mensurados no equipamento, variaram de 112,82 à 137,86 W, com potência total média de $(125,91 \pm 7,20)$ W. Já o valor mínimo e máximo da potência observada nos sensores, foi igual à 124,00 W e 144,00 W, respectivamente, com potência total média de $(134,95 \pm 4,86)$ W. Os erros absoluto e relativo percentual verificado para os sensores foram de 9,04 W e de 7,18% (Tab. 4.7).

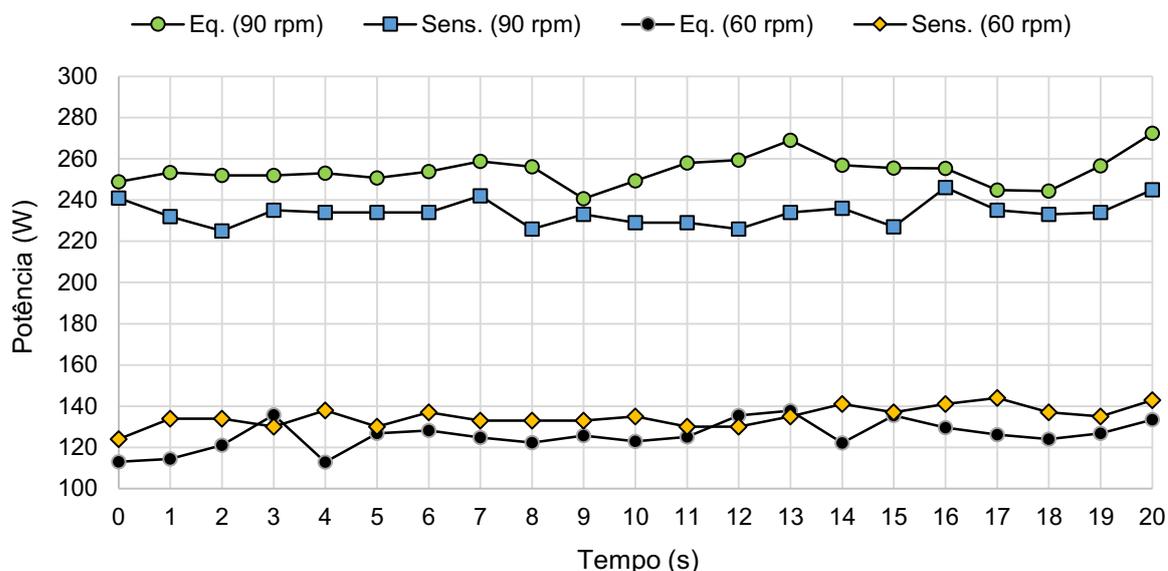


Figura 4.20 – Potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de 60 e 90 rpm, mensurada pelos sensores de potência comerciais e pelo equipamento desenvolvido, utilizando o pedivela de 170 mm de comprimento.

Tabela 4.7 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvios-padrão (DP), de erro absoluto (EA) e de erro relativo percentual (EP) da potência total, mensurados no equipamento e nos sensores de potência comerciais, para um ciclista sem amputação, utilizando o pedivela de 170 mm de comprimento.

Pedivela - 170 mm				
Cadência	60 rpm		90 rpm	
Potência Total	Equipamento	Sensor	Equipamento	Sensor
Máxima (W)	137,86	144,00	272,33	246,00
Mínima (W)	112,82	124,00	240,72	225,00
Média (W)	125,91	134,95	254,31	233,81
DP (W)	7,20	4,86	7,31	5,90
EA (W)	-	9,04	-	20,50
EP (%)	-	7,18	-	8,06

Para a cadência de 90 rpm, o valor médio da potência total, foi de $(254,31 \pm 7,31)$ W e de $(233,81 \pm 5,90)$ W, no equipamento e nos sensores, respectivamente. O valor da potência mínima e máxima observados no equipamento, foi igual à 240,72 W e 272,33 W,

respectivamente, enquanto nos sensores, constatou-se valores iguais à 225,00 W e 246,00 W (Fig. 4.20). Os erros absoluto e relativo percentual para o equipamento, foram de 20,50 W e 8,06% (Tab. 4.7).

Constata-se que a maioria dos pontos verificados no gráfico da Fig. 4.20, apresentaram a mesma tendência, exibindo um erro percentual maior para o teste efetuado com cadência de 90 rpm, caracterizando uma redução da precisão da medição realizada com os sensores. Esta redução também pode ser observada pelo aumento do desvio-padrão, de 4,86 W para 5,90 W, com o aumento da cadência de 60 rpm para 90 rpm. Esta tendência é observada porque, de acordo com o manual, este dispositivo mede a potência em função da força aplicada no pedal no intervalo de tempo de 1 segundo. Aumentando-se a cadência, ou seja, aumentando-se a frequência, aumenta-se o número de voltas por segundo, reduzindo o número de amostras (força) coletadas em uma volta.

Do exposto, pode-se afirmar que o erro relativo percentual dos valores de potência mensurados por ambos os processos de medição, foi relativamente baixo, não sendo necessário efetuar um ajuste do sinal obtido pelos sensores comerciais. A existência deste erro, pode ser remetida às diferentes maneiras pelo qual o sinal de torque é adquirido e calculado pelos dispositivos, bem como à sincronização entre eles, uma vez que essa é efetuada manualmente. O equipamento mede o torque instantâneo por meio de um torquímetro, cujo resultado em função do tempo, é obtido pela média aritmética desses valores. Já os sensores comerciais, calculam o torque a partir dos valores de força aplicada ao pedal em um segundo, com sinal (provavelmente) filtrado e calculado a partir de uma média móvel.

O erro significativo entre os valores de potência medidos nos sensores e aparato experimental (LabVIEW), observado no teste piloto com um ciclista amputado transtibial, pode ser justificado pelo fato deste aplicativo não medir a potência em tempo real, utilizando curvas de calibração do torque dinâmico, previamente calculadas pelo autor (Vieira, 2012).

4.6.2. Comparação entre as pernas esquerda e direita

Na Figura 4.21 são mostradas as potências das pernas esquerda e direita do ciclista sem amputação, mensuradas nos sensores comerciais, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm. Na Tabela 4.8 são mostrados os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Verifica-se na Figura 4.21a e na Tabela 4.8, que para a cadência de 60 rpm, o maior valor de potência foi desenvolvido pela perna esquerda, igual à 75,79 W, com média de

(69,94 ± 3,42) W e força efetiva de 65,51 N, enquanto o menor valor foi observado para a perna direita, de 60,76 W, com média de (65,01 ± 1,97) W e força efetiva de 60,89 N. No entanto, a diferença entre as potências médias de ambas as pernas foi relativamente pequena, indicando que a perna esquerda contribuiu com apenas 1,83% a mais na produção de potência total que a perna direita. O menor desvio-padrão foi observado para a perna direita, com 1,97 W, indicando maior repetibilidade das leituras.

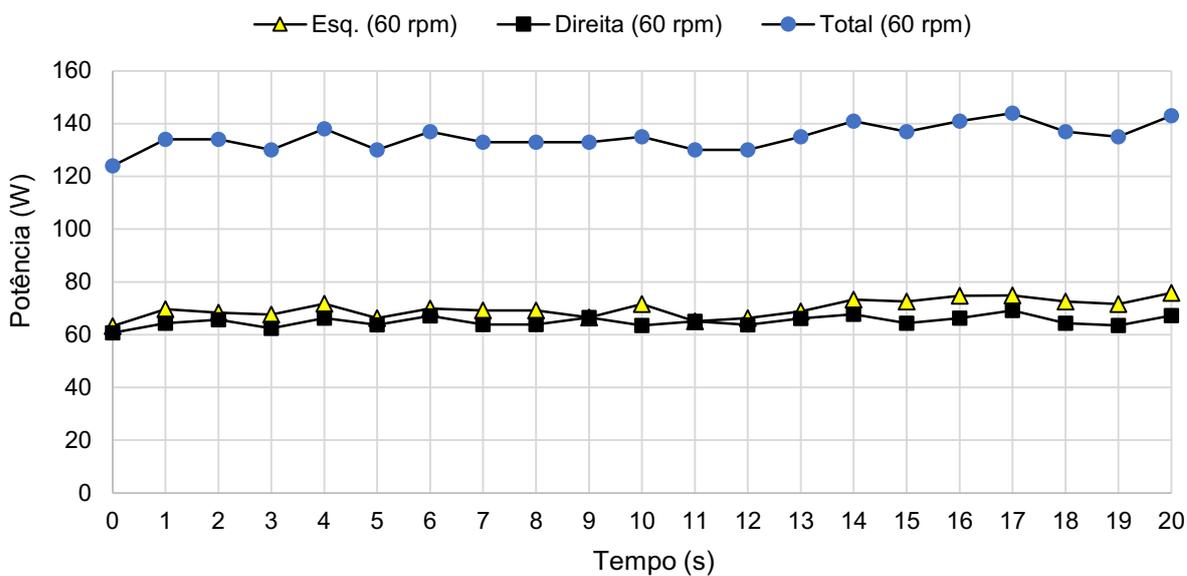
Já para a cadência de 90 rpm, a potência média foi similar para ambas as pernas, com média de (116,89 ± 3,46) W e de (116,92 ± 4,14) W, para as pernas direita e esquerda, respectivamente, demonstrando que as pernas contribuíram de forma simétrica para a produção de potência. A melhor precisão neste teste, foi constatado na medição da perna direita, com desvio-padrão igual a 3,46 W (Fig. 4.21b e Tab. 4.8). Verifica-se na Tab. 4.8, que a força efetiva foi de 109,49 N e de 109,52 N para as pernas direita e esquerda, respectivamente.

Cabe ressaltar que se o ciclista não utilizar a técnica de puxar o pedal na fase de recuperação, a potência será produzida entre os ângulos de 0° e de 180° do ciclo de pedalada (curso superior e inferior, e fase de propulsão).

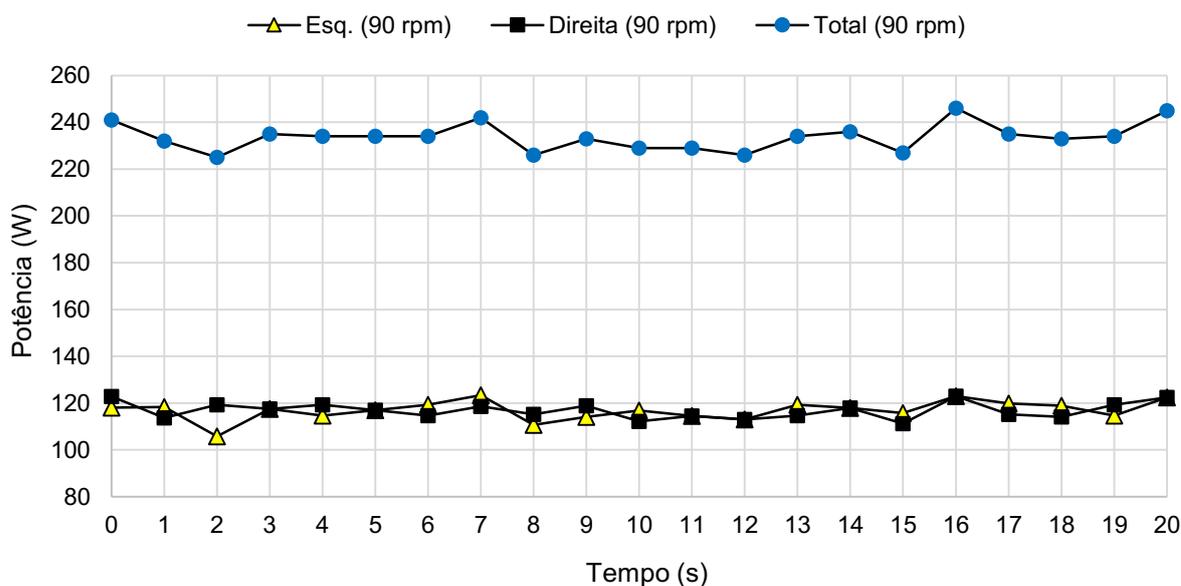
Do exposto, conclui-se que o ciclista sem amputação, foi capaz de orientar a força aplicada ao pedal, utilizando as duas pernas para gerar potência de forma uniforme e similar. Constata-se também um aumento do desvio-padrão com o aumento da cadência, para as medições efetuadas com os sensores comerciais.

Tabela 4.8 - Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) de potência e valores da força efetiva do voluntario sem amputação, para as cadências de 60 e 90 rpm, mensurados nos sensores comerciais.

Cadência	60 rpm			90 rpm		
	Potência	Total	Direita	Esquerda	Total	Direita
Máxima (W)	144,00	69,12	75,79	246,00	123,00	123,42
Mínima (W)	124,00	60,76	63,24	225,00	111,23	105,75
Média (W)	134,95	65,01	69,94	233,81	116,89	116,92
DP (W)	4,86	1,97	3,42	5,90	3,46	4,14
Porcentagem (%)	100,00	48,17	51,83	100,00	50,00	50,00
Força Efetiva (N)	126,41	60,89	65,51	219,01	109,49	109,52



(a)



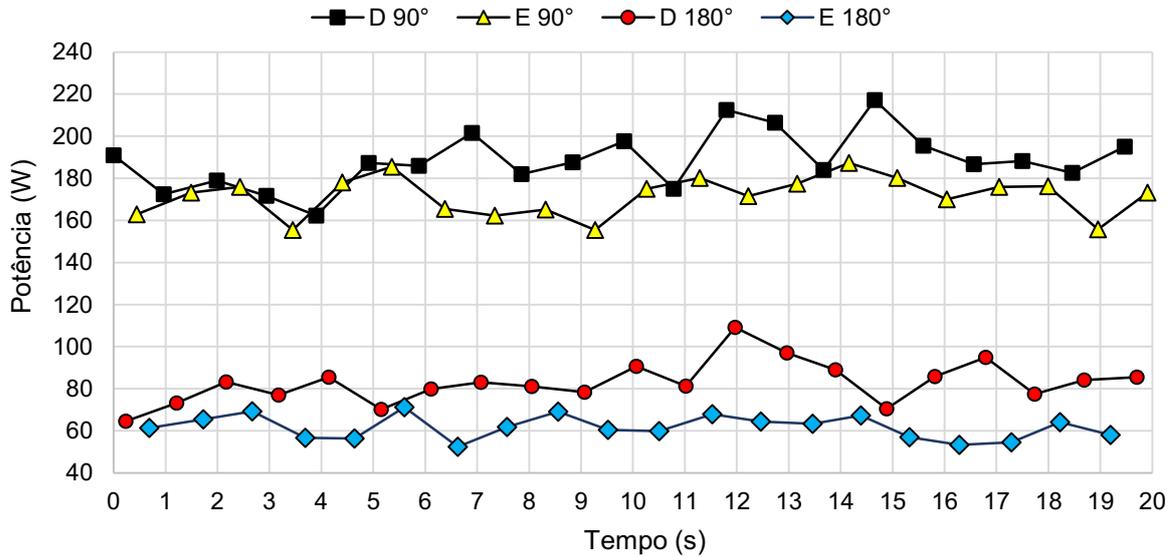
(b)

Figura 4.21 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista sem amputação, mensuradas nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm.

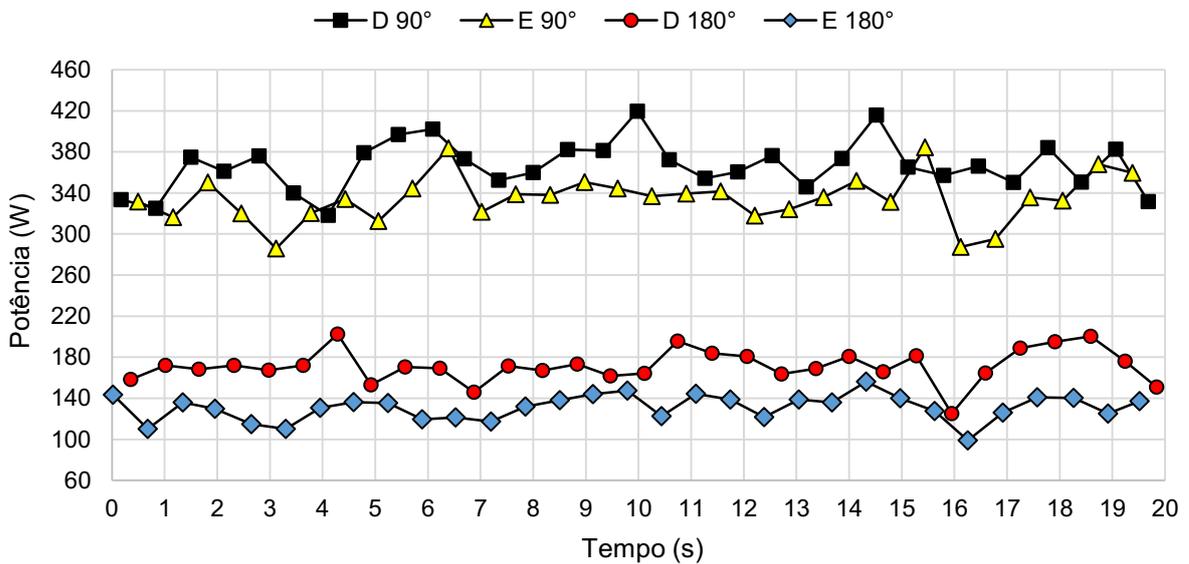
4.6.3. Avaliação da potência total em função da posição

Na Figura 4.22 são apresentados os valores da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm, mensurados no equipamento, para as posições:

lado direito (D180°) e esquerdo do ponto morto inferior (E180°); lado direito (D90°) e esquerdo da fase de propulsão (E90°). Na Tabela 4.9 são mostrados os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessa potência em função das posições.



(a)



(b)

Figura 4.22 – Valores da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de (a) 60 rpm e (b) 90 rpm, mensurados no equipamento, para as posições: lado direito (D180°) e esquerdo do ponto morto inferior (E180°); lado direito (D90°) e esquerdo da fase de propulsão (E90°).

Tabela 4.9 - Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista sem amputação, para as cadências de 60 rpm e 90 rpm, mensurados no equipamento, para as posições: lado direito (D180°) e esquerdo do ponto morto inferior (E180°); lado direito (D90°) e esquerdo da fase de propulsão (E90°).

Pedivela - 170 mm								
Cadência	60 rpm				90 rpm			
	Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°
Máxima (W)	71,26	109,12	217,12	187,26	156,05	202,57	419,71	384,29
Mínima (W)	52,37	64,50	162,20	155,41	99,06	124,99	318,11	285,93
Média (W)	61,49	82,90	188,64	171,51	130,98	171,83	366,50	335,75
DP (W)	5,57	10,00	13,57	9,37	12,59	15,85	24,24	24,01

De acordo com a Figura 4.22a e a Tabela 4.9, o maior valor da potência total média na fase de propulsão, para a cadência de 60 rpm, foi observado para o lado direito, igual à $(188,64 \pm 13,57)$ W, enquanto para o lado esquerdo foi de $(171,51 \pm 9,37)$ W. Cabe ressaltar que a potência desenvolvida na fase de propulsão do lado direito, representa a potência total instantânea do ciclista, no qual a perna direita encontra-se na fase de propulsão e a outra perna na fase de recuperação, e vice-versa. Portanto, se existe uma diferença entre as potências totais mensuradas em ambos os lados na fase de propulsão, pode-se levantar as seguintes hipóteses: a perna que está nesta fase pode estar desenvolvendo mais potência; ou a perna que se encontra na fase de recuperação está gerando força positiva (puxando o pedal), auxiliando a perna que está na fase de propulsão; ou gerando força negativa (descansando a perna e aplicando o peso dela sobre o pedal), reduzindo a potência total referente a perna na fase de propulsão.

Comparando-se os resultados da Tab. 4.8 com os da Tab. 4.9, constata-se que a perna esquerda obteve uma melhor orientação da força aplicada ao pedal, e por este motivo, associado à técnica de pedalada do voluntário, auxiliou a perna direita na fase de propulsão, gerando força positiva na fase de recuperação, ou seja, “puxando o pé” nesta fase ao invés de descansá-lo. Dessa maneira, a potência total obtida pelo sensor direito, apresentou-se maior que a do lado esquerdo na fase de propulsão, mesmo sendo a perna esquerda que gerou a maior potência.

Conforme era esperado, a potência total produzida no ponto morto inferior foi consideravelmente menor que a observada na fase de propulsão, com média de $(61,49 \pm 5,57)$ W e $(82,90 \pm 10,00)$ W para os lados esquerdo e direito, respectivamente (Tab. 4.8). Esse resultado

é condizente, uma vez que tanto o ponto inferior, quanto o superior, representam uma fase de transição, cuja força aplicada paralelamente ao pedivela, não gera movimento.

Para a cadência de 90 rpm, Fig. 4.22b, observa-se que os maiores de valores de potência total média foram observados para o lado direito, com média de $(366,50 \pm 24,24)$ W na fase de propulsão e de $(171,83 \pm 15,85)$ W no ponto morto inferior (Tab. 4.9). Estes resultados apresentaram a mesma tendência que os observados para a cadência de 60 rpm.

4.6.4. *Análise global dos testes piloto*

Verifica-se que a diferença máxima entre as potências das pernas esquerda e direita do voluntario sem amputação, foi de 3,66%, enquanto que para o primeiro voluntario com amputação transtibial, foi de 28,56%.

A partir dos resultados discutidos anteriormente, pode-se concluir que:

- A potência mensurada pelos sensores de potência comerciais está condizente com a verificada no equipamento, apresentando um erro percentual máximo de 8,06%.
- A sincronização manual dos processos de medição permitiu comparar as medidas obtidas pelos dois dispositivos em função do tempo.
- O equipamento em conjunto com os sensores, permite compreender a técnica de pedalada utilizada pelo atleta, observando se a perna está produzindo força positiva ou negativa na fase de recuperação.
- Os resultados deste teste, juntamente com os resultados do primeiro teste piloto, permitiram comparar a potência desenvolvida por um ciclista com e sem amputação transtibial, corroborando a necessidade de compreender a biomecânica destes atletas.

4.7. Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial utilizando uma prótese de referência

Nesta etapa, a potência foi avaliada para dois comprimentos de pedivela: 170 mm e 160 mm, e para cada um deles, realizou-se as seguintes análises: (a) avaliação da potência das pernas esquerda e direita, e (b) avaliação da potência total em função da posição.

Para tanto, a bicicleta foi previamente ajustada, segundo as medidas corporais do voluntario, mostradas na Tab. 4.10.

Tabela 4.10 – Medidas corporais do voluntário com amputação: coxa, perna e entrepernas.

Coxa (mm)	Perna (mm)	Entrepernas (mm)
650	600	880

Por meio destas medidas, foi possível calcular o comprimento do pedivela, a altura e o recuo do selim, conforme é apresentado na Tab. 4.11.

Tabela 4.11 – Comprimento do pedivela, altura e recuo do selim, segundo as medidas corporais do voluntário com amputação.

Comprimento do pedivela (mm)	Altura do selim (mm)	Recuo do selim (mm)
170	777	79

O posicionamento do ciclista foi simétrico em relação a bicicleta e antes de iniciar os testes foi verificado se não havia desconfortos gerados pela prótese e o uso da sapatilha.

Na Figura 4.23 é mostrada (a) a prótese de referência do próprio voluntário e (b) o ciclista posicionado na bicicleta durante os testes. Para a realização destes testes, o pé protético foi calçado na sapatilha de ciclismo, com o auxílio de uma prótese de pé de silicone (Fig. 4.24).

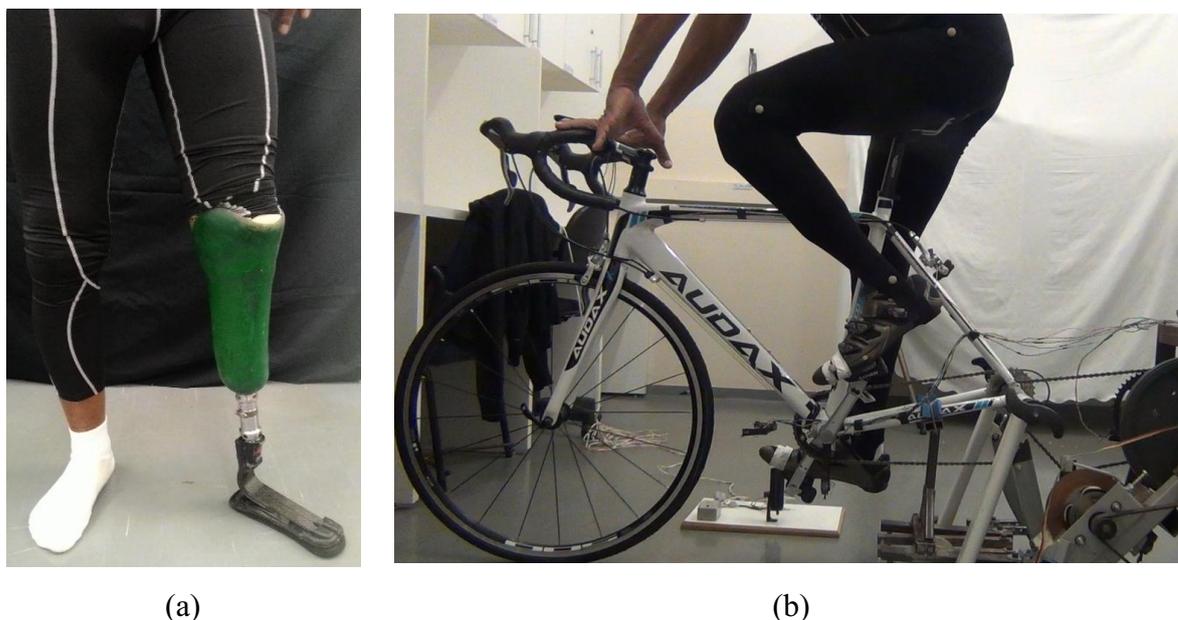


Figura 4.23 – (a) Prótese de referência utilizada pelo ciclista amputado transtibial na (b) execução dos testes.

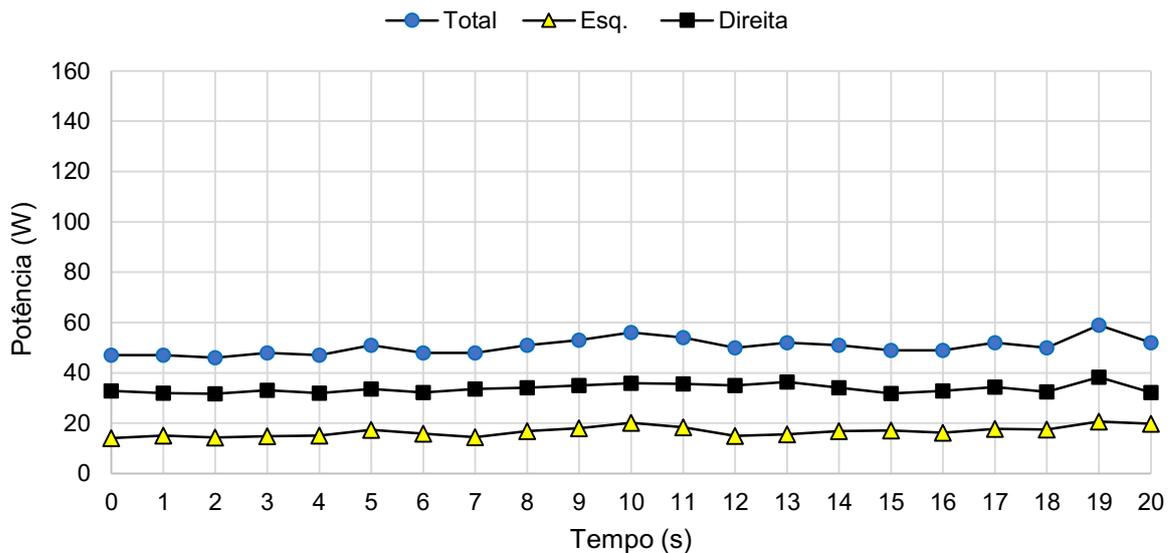


Figura 4.24 – Prótese de pé de silicone utilizada pelo voluntário para revestir a prótese e calçar as sapatilhas de ciclismo.

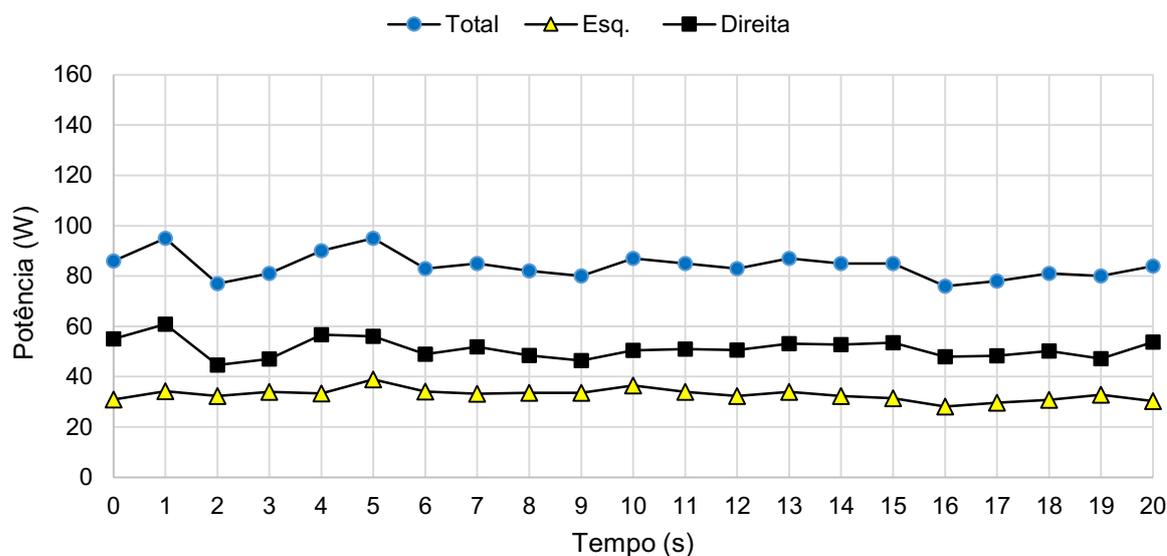
4.7.1. Testes utilizando o pedivela de 170 mm

(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

Na Figura 4.25 são apresentados os valores de potência, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, referente ao ciclista amputado transtibial, utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese de referência, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.12 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências. Cabe destacar, que a cadência foi reduzida para 50 e 70 rpm, devido ao desconforto gerado no membro residual e as limitações físicas do atleta.



(a)



(b)

Figura 4.25 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, mensurados nos sensores de potência comerciais, utilizando a prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.12 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem de potência e valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela de 170 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máximo (W)	59,00	20,65	38,35	95,00	38,95	60,80
Mínimo (W)	46,00	14,10	31,74	76,00	28,12	44,66
Média (W)	50,48	16,70	33,78	84,05	32,87	51,17
DP(W)	3,23	1,94	1,76	5,04	2,34	3,95
Porcentagem (%)	100,00	33,08	66,92	100,00	39,11	60,89
Força Efetiva (N)	56,78	18,78	37,99	67,45	26,38	41,06

Verifica-se na Figura 4.25 e na Tabela 4.12, que o menor valor de potência média foi observado para a perna esquerda (amputada), de $(16,70 \pm 1,94)$ W e de $(32,87 \pm 2,34)$ W, realizando 33,08% e 39,11% da potência total média, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm,

respectivamente. Já a perna direita (sem amputação), apresentou potência média de $(33,78 \pm 1,76)$ W e de $(51,17 \pm 3,95)$ W, correspondendo à 66,92% e 60,89% da potência total média, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente. Este resultado foi similar ao obtido para o voluntário amputado transtibial do teste piloto, cuja perna sem amputação produziu 64,28% da potência total. De maneira similar, a força efetiva foi maior para a perna direita e igual à 37,99 N e à 41,06 N, para as cadências de 50 e 70 rpm, respectivamente.

A potência total média foi igual à $(50,48 \pm 3,23)$ W para cadência de 50 rpm e igual à $(84,05 \pm 5,04)$ W para a cadência de 70 rpm (Tab. 4.12). Constatou-se que a precisão dos resultados diminuiu com o aumento da cadência, ratificando os resultados coletados no teste piloto com o voluntário sem amputação.

De acordo com os dados coletados nos sensores comerciais, para ambas as cadências, o menor ângulo que a perna direita (s/amputação) começou a produzir potência foi de 4° , finalizando com ângulo máximo de 210° . A potência máxima foi gerada no intervalo de 51° e 128° , enquanto a perna esquerda (amputada) iniciou a produção de potência com ângulo mínimo de 0° , finalizando com ângulo máximo de 193° , com potência máxima entre 51° e 127° .

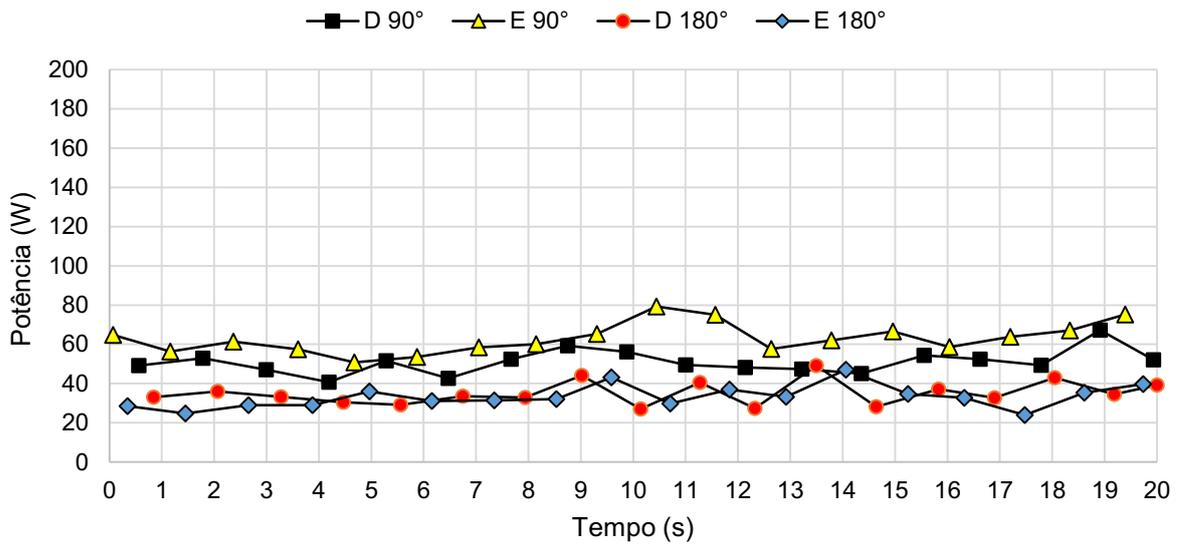
Do exposto, verifica-se que as pernas geraram potência em todas as fases, exceto na fase de recuperação. Para que a perna produza potência na fase de recuperação, é necessário que ela puxe o pedal nesta fase, gerando força positiva e superior ao peso do membro, auxiliando a perna que se encontra na fase de propulsão.

(b) Avaliação da potência total em função da posição

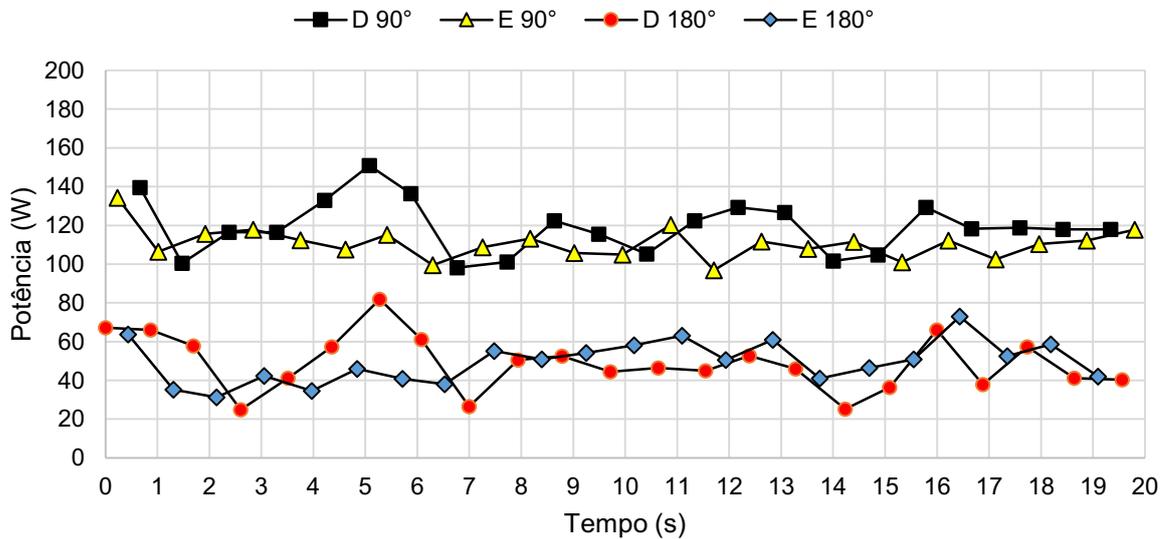
Na Figura 4.26 são apresentados os valores de potência total mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, referente ao ciclista amputado transtibial utilizando uma prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.13 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

De acordo com a Fig. 4.26a e na Tab. 4.13, para cadência de 50 rpm, os valores de potência total foram maiores para o lado esquerdo à 90° (fase de propulsão), com média de $(63,00 \pm 7,64)$ W, e maiores para o lado direito à 180° (curso inferior), com média de $(35,07 \pm 6,15)$ W. Comparando estes resultados com os obtidos para as pernas direita e esquerda (Tab. 4.12), pode-se eliminar as seguintes hipóteses: a perna esquerda (amputada) está produzindo maior potência ou que a perna direita (s/amputação) está produzindo força positiva

na fase de recuperação. No entanto, a perna direita pode estar puxando o pedal, de modo a reduzir o peso do membro sobre ele, diminuindo a produção de força negativa na fase de recuperação e aumentando a potência total quando a perna esquerda (amputada) está na fase de propulsão.



(a)



(b)

Figura 4.26 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, mensurados nas posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), utilizando uma prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.13 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), para as cadências de 50 e 70 rpm, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 170 mm de comprimento.

Comprimento de Pedivela – 170 mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	47,06	49,10	67,25	79,35	73,00	81,93	150,94	134,22
Mínima (W)	23,93	27,01	40,66	50,82	31,23	24,79	98,17	96,85
Média (W)	33,24	35,07	50,81	63,00	49,06	48,94	118,57	110,66
DP (W)	5,93	6,15	6,13	7,64	10,82	14,45	13,88	7,93

Para a cadência de 70 rpm, Fig. 4.26b, os maiores valores de potência total foram observados para o lado direito à 90° (fase de propulsão) e para o lado esquerdo à 180° (curso inferior), com média de $(118,57 \pm 13,88)$ W e $(49,06 \pm 10,82)$ W, respectivamente. No entanto, a diferença entre as potências referente à posição de 180° do lado direito e do lado esquerdo foi relativamente pequena, de 0,12 W. Neste teste, verifica-se que o lado de maior potência na posição de 90°, coincidiu com a perna de maior potência, a direita. Os diferentes resultados para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, podem estar associados à mudança da técnica de pedalada com o aumento da cadência, mais à dificuldade em orientar a força aplicada ao pedal para frequências maiores, cuja perna sem deficiência deixou de puxar o pedal na fase de recuperação.

Observa-se que houve um aumento do desvio-padrão com o aumento da cadência, indicando uma redução da precisão dos resultados.

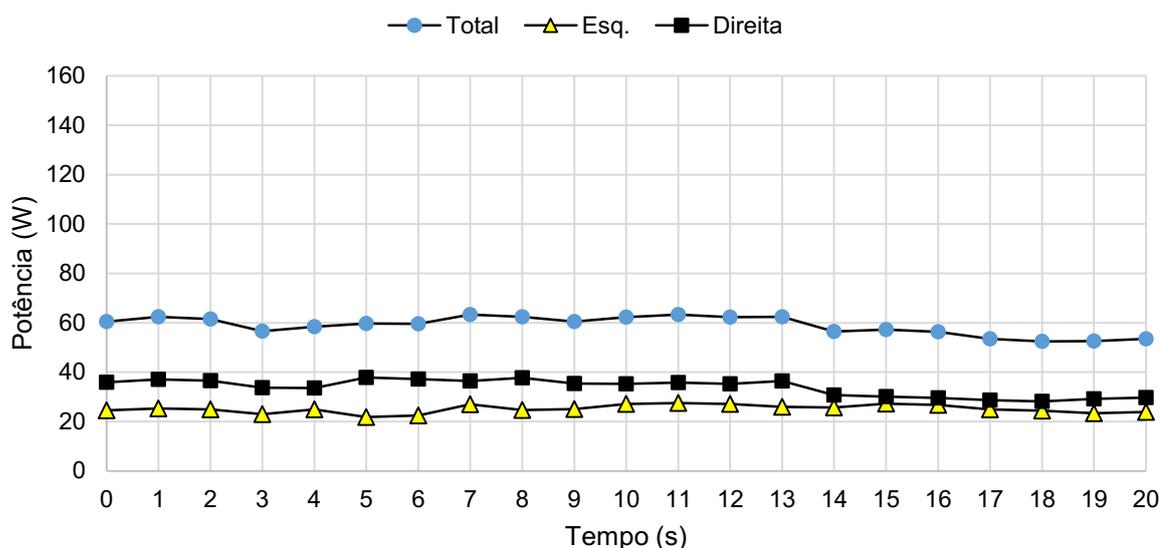
4.7.2. Testes utilizando o pedivela de 160 mm

(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

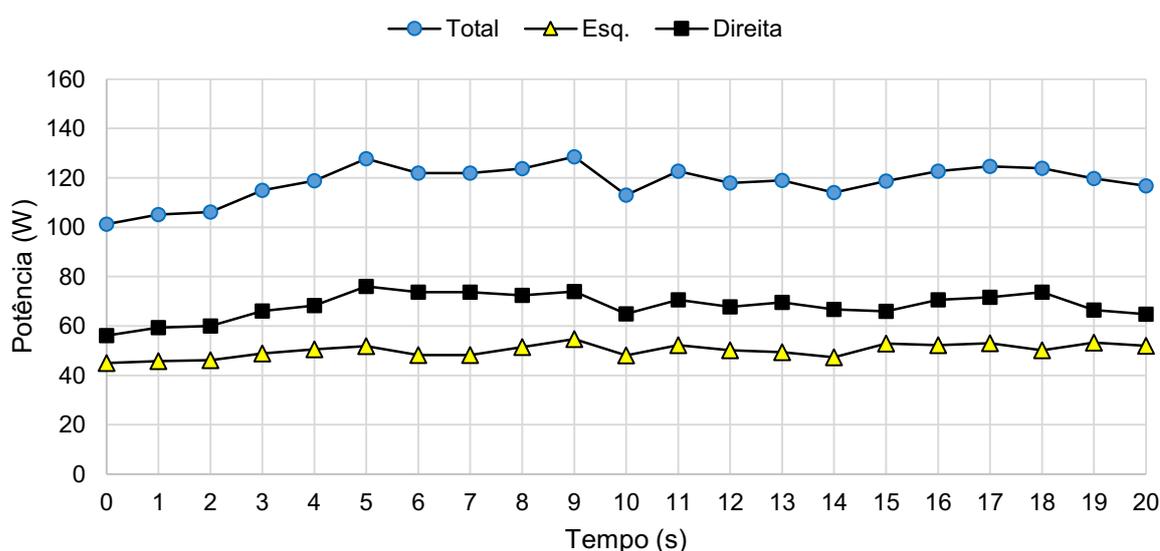
Na Figura 4.27 são apresentados os valores de potência do ciclista amputado transtibial, utilizando o pedivela de 160 mm de comprimento e a prótese de referência, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.14 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvios-padrão dessas potências.

Constata-se na Fig. 4.27 e na Tab. 4.14, que os maiores valores de potência foram obtidos para a perna direita (sem amputação), com média de $(33,81 \pm 3,39)$ W e de $(68,20 \pm 5,27)$ W, realizando 57,39% e 57,67% da potência total, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm,

respectivamente. A força efetiva desta perna foi igual à 38,03 N e à 54,73 N, para as cadências de 50 e 70 rpm. Verifica-se novamente que a precisão de medição diminuiu com o aumento da cadência, cuja potência total média foi igual à $(58,91 \pm 3,69)$ W e $(118,25 \pm 7,21)$ W, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4.27 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.14 – Valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência total e valores de força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela – 160 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	63,32	27,53	37,82	128,58	54,66	75,98
Mínima (W)	52,48	21,82	28,08	101,19	45,03	56,16
Média (W)	58,91	25,10	33,81	118,25	50,05	68,20
DP (W)	3,69	1,64	3,39	7,21	2,69	5,27
Porcentagem (%)	100,00	42,61	57,39	100,00	42,33	57,67
Força Efetiva (N)	68,02	30,00	38,03	97,41	42,68	54,73

Além disso, o menor ângulo que a perna direita (s/amputação) começou a produzir potência foi de 354°, finalizando com ângulo máximo de 211°, com potência máxima entre 49° e 124°. A perna esquerda (amputada) iniciou a produção de potência com ângulo mínimo de 353°, finalizando com ângulo máximo de 203°, com potência máxima entre 49° e 124°. Portanto, conclui-se que as pernas não produziram potência na fase de recuperação.

Na Tabela 4.15 é mostrado a contribuição da perna esquerda (amputada) na produção de potência total, em porcentagem, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e de 160 mm de comprimento.

Tabela 4.15 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e de 160 mm de comprimento.

Comp. do Pedivela (mm)	160		170	
Cadência (rpm)	50	70	50	70
Potência (%)	42,61	42,33	33,08	39,11

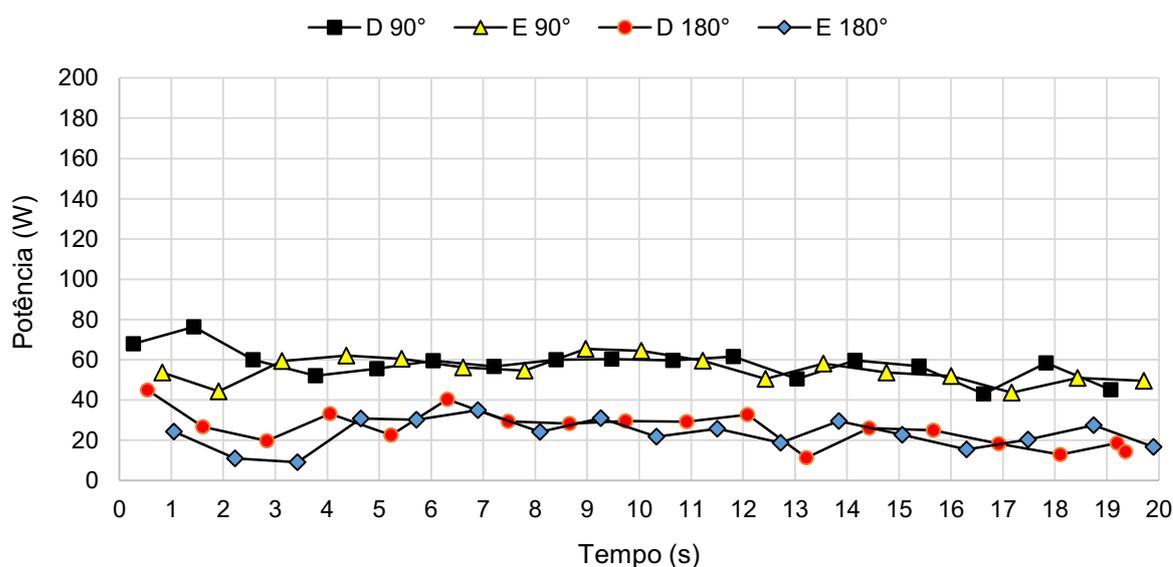
Verifica-se que ao reduzir o comprimento do pedivela para 160 mm, a contribuição da perna esquerda (amputada) aumentou 9,53% e 3,22% na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente (Tab. 4.15).

(b) Avaliação da potência total em função da posição

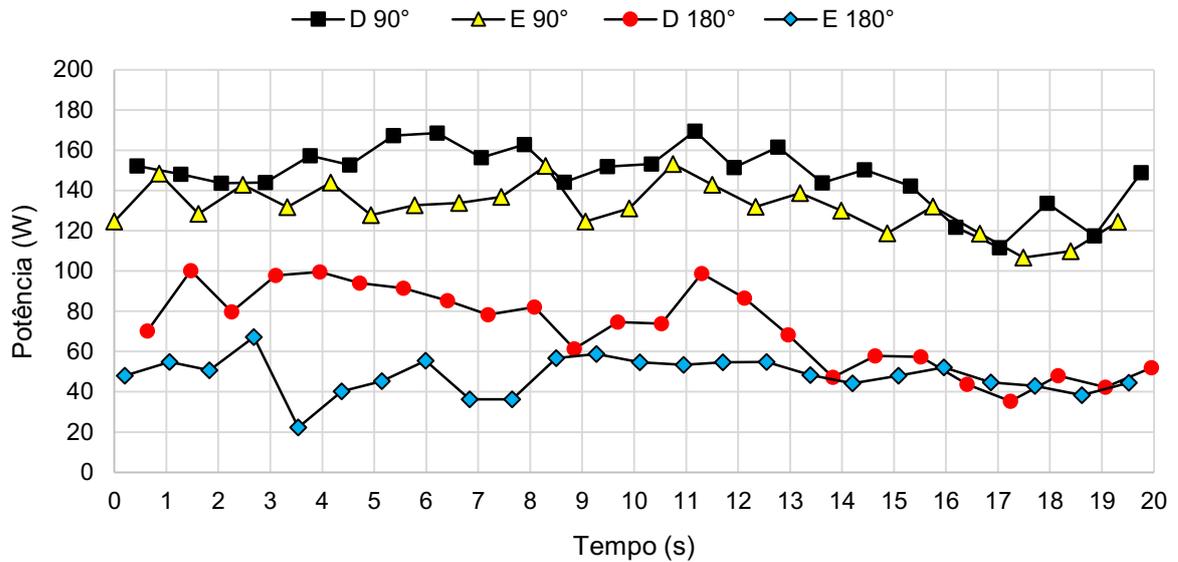
Na Figura 4.28 são apresentados os valores de potência total, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, referente ao ciclista amputado transtibial, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.16 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Para todas as posições o maior valor de potência total foi observado para o lado direito (s/ amputação), com média de $(57,86 \pm 7,76)$ W e de $(148,09 \pm 14,99)$ W para a posição de 90°, e média de $(25,75 \pm 9,03)$ W e de $(71,92 \pm 20,40)$ W para a posição de 180°, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente (Fig. 4.28 e Tab. 4.16). Verifica-se novamente uma redução do desvio-padrão com o aumento da cadência, indicando uma diminuição da repetitividade das leituras.

Em ambas as cadências, a perna direita apresentou maior potência média, coincidindo com o lado (direito) que exibiu maiores valores de potência total para as posições de 90° e de 180°. Não foi constatado produção de potência na fase de recuperação, indicando que se houve a tentativa de puxar o pedal nesta fase, ela não foi suficiente para produzir força positiva.



(a)



(b)

Figura 4.28 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.16 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando uma prótese de referência e pedivela de 160 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Cadência	50 rpm				70 rpm			
	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	34,95	45,01	76,40	65,47	67,26	100,25	169,45	153,24
Mínima (W)	9,10	11,27	43,03	43,68	22,23	35,33	111,57	106,71
Média (W)	23,20	25,75	57,86	55,19	48,02	71,92	148,09	131,94
DP (W)	7,28	9,03	7,76	6,37	9,38	20,40	14,99	11,92

4.7.3. Análise global da potência para os testes realizados com a prótese de referência

Do exposto, conclui-se que:

- A redução de 10 mm no comprimento do pedivela recomendado para um membro sem deficiência, proporcionou um aumento de até 9,53% para a potência média

da perna amputada. Cabendo ressaltar que esta redução foi realizada somente no pedivela usado pelo membro amputado.

- Verifica-se uma provável mudança na técnica de pedalada para baixas cadências, existindo uma tendência da perna sem deficiência (direita) puxar o pedal na fase de recuperação, reduzindo o peso aplicado ao pedal e ajudando o membro amputado (esquerdo) na fase de propulsão.

4.8. Avaliação da potência do ciclista amputado transtibial utilizando a prótese desenvolvida

Nesta etapa, variou-se o comprimento do pedivela e o comprimento da perna protética, combinando esses diferentes ajustes, mostrados na Tab. 4.17. Para cada mudança, foi analisado: (a) avaliação da potência das pernas esquerda e direita, e (b) avaliação da potência total em função da posição.

Tabela 4.17 - Combinação entre os comprimentos do pedivela e da prótese desenvolvida.

Comprimento do Pedivela (mm)	170		160	
Comprimento da prótese (mm)	133	143	133	143



(a)



(b)

Figura 4.29 – (a) Prótese desenvolvida utilizada (b) na execução dos testes.

Na Figura 4.29 é apresentada a (a) a prótese desenvolvida e (b) o ciclista posicionado na bicicleta durante os testes. Não foi necessário ajustar a bicicleta, uma vez que ela já havia sido regulada no teste anterior.

4.8.1. Testes utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 133 mm

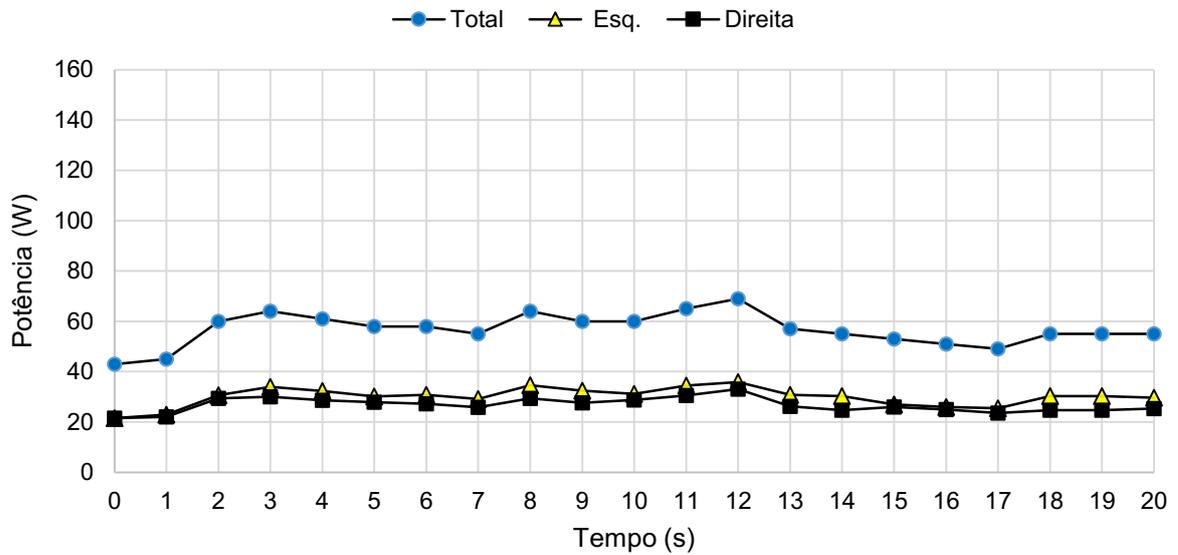
(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

Na Figura 4.30 são apresentados os valores de potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.18 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

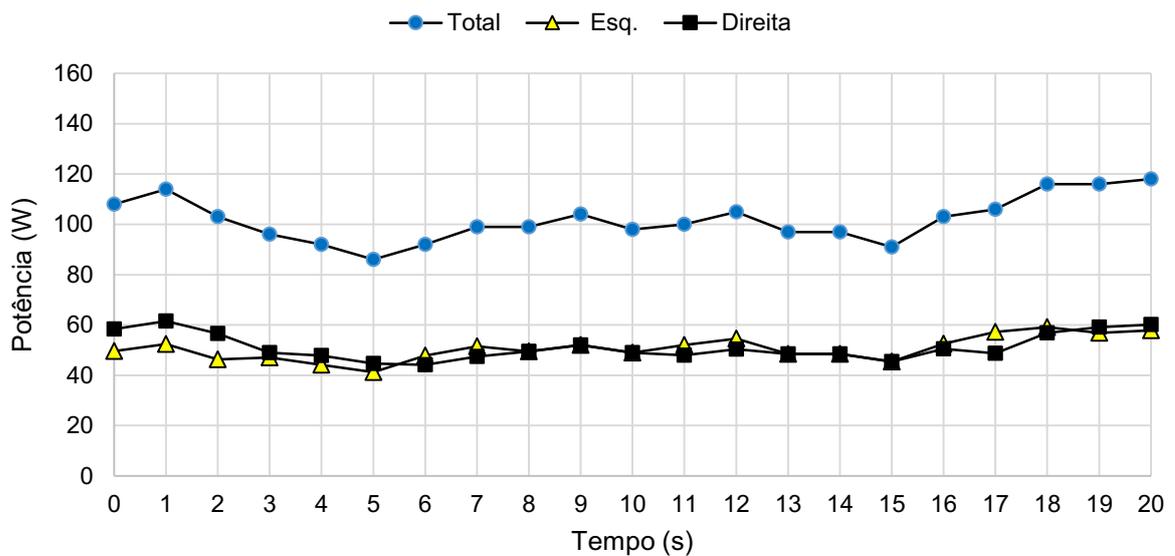
De acordo com a Figura 4.30 e a Tabela 4.18, a maioria dos valores de potência das pernas esquerda e direita foram similares, com uma diferença de potência média entre as pernas de 3,35 W e de 0,22W, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente. A contribuição da perna esquerda (amputada) na produção de potência total foi de 52,92% e de 49,89%, enquanto a força efetiva, foi de 34,19 N e de 40,68 N, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente (Tab. 4.18). Portanto, verifica-se um aumento da produção de potência e da força efetiva da perna amputada, utilizando a prótese desenvolvida.

Tabela 4.18 –Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvios-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Pedivela - 170 mm / Prótese - 133 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	69,00	35,88	33,12	118,00	59,16	61,56
Mínima (W)	45,00	22,95	22,05	86,00	41,28	44,16
Média (W)	57,45	30,40	27,05	101,60	50,69	50,91
DP (W)	5,74	3,22	2,72	8,95	4,82	5,16
Porcentagem (%)	100,00	52,92	47,08	100,00	49,89	50,11
Força Efetiva (N)	64,62	34,19	30,42	81,53	40,68	40,86



(a)



(b)

Figura 4.30 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados nos sensores comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

A produção de potência ocorreu entre os ângulos de 354° à 208° , para a perna direita, e entre 353° e 212° , para a perna esquerda. A potência máxima foi observada entre 49° e 124° para a perna direita, e entre 49° e 125° para a perna esquerda.

Do exposto, conclui-se que não houve produção de potência na fase de recuperação.

(b) Avaliação da potência média em função da posição

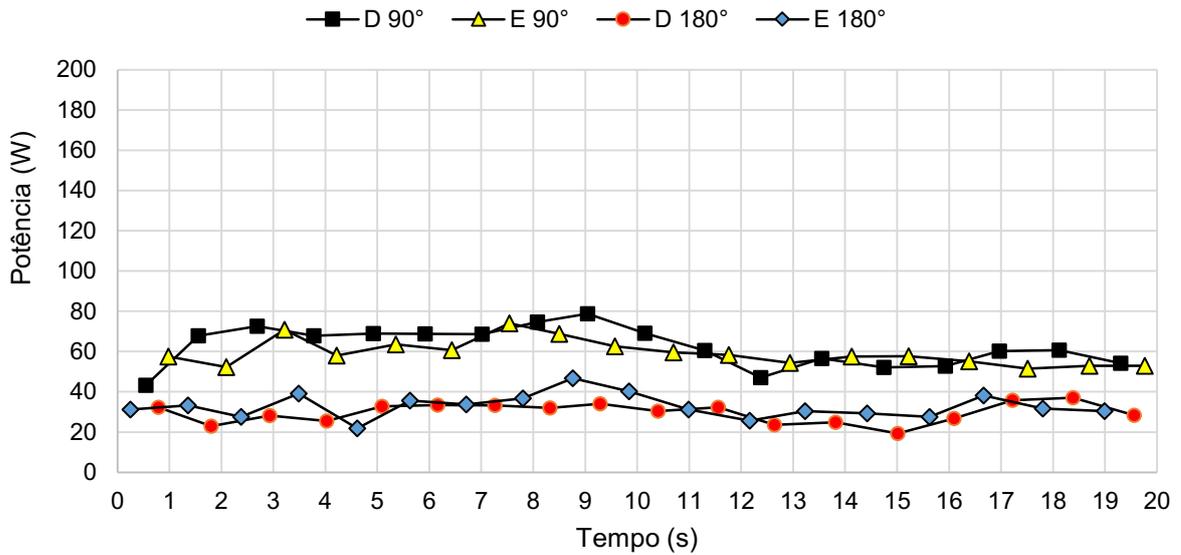
Na Figura 4.31 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.19 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Verifica-se na Figura 4.31, que o lado direito apresentou os maiores valores de potência total para a posição de 90°, com média de $(62,28 \pm 9,62)$ W e de $(142,46 \pm 20,64)$ W, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm, respectivamente (Tab. 4.19). O lado esquerdo exibiu os maiores valores de potência total para a posição de 180°, com média de $(32,79 \pm 5,93)$ W e de $(61,76 \pm 14,48)$ W, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm, respectivamente (Fig.4.31 e Tab. 4.19).

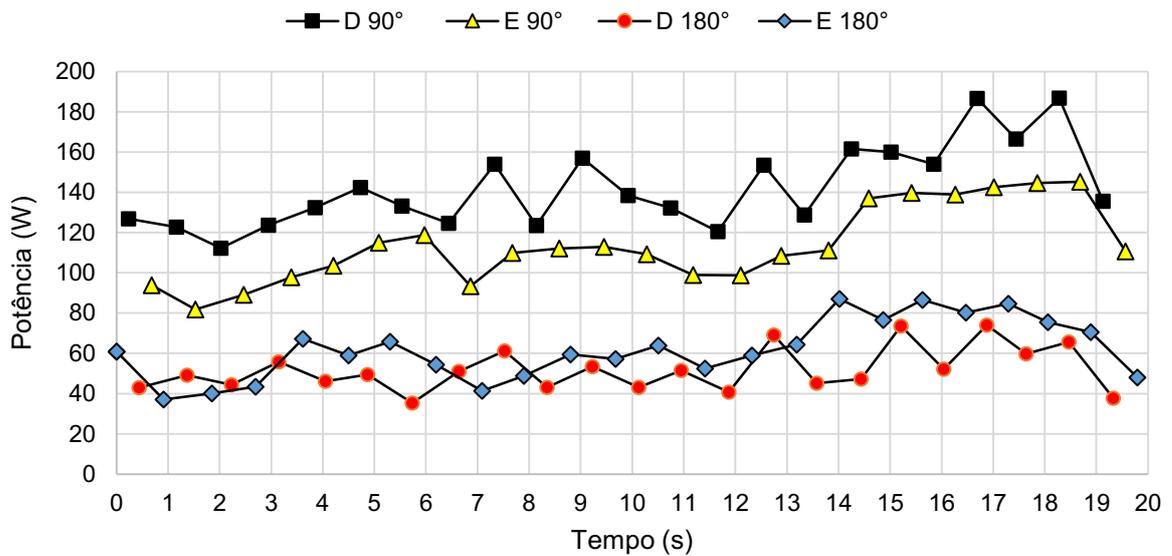
Visto que não há a possibilidade da perna esquerda (amputada) puxar o pedal na fase de recuperação, pois o encaixe não possui um sistema (a vácuo) para aderi-lo ao membro residual, a potência total observada para o lado direito à 90° foi produzida pela perna direita (s/amputação). No entanto, observa-se um aumento da potência total para o lado esquerdo (Tab. 4.19), referente a perna esquerda no curso inferior, indicando um aumento da potência desta perna nesta fase ou da perna direita no curso superior.

Tabela 4.19 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Cadência	50 rpm				70 rpm				
	Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)		46,71	37,07	78,71	74,07	87,02	74,10	186,81	145,17
Mínima (W)		21,87	19,37	43,32	51,52	37,08	35,28	112,26	81,82
Média (W)		32,79	29,62	62,28	59,36	61,76	51,78	142,46	113,61
DP (W)		5,93	4,89	9,62	6,48	14,48	10,91	20,64	19,03



(a)



(b)

Figura 4.31 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Cabe ressaltar, que quanto maior o número de testes, maior o cansaço físico do atleta, fator que pode ter influenciado na técnica de pedalada e conseqüentemente nos resultados. Por

exemplo, para a cadência de 50 rpm, o lado direito apresentou maior potência total à 90° (Tab. 4.19), sendo que a perna esquerda foi a mais potente (Tab. 4.18). Devido ao cansaço é provável que o atleta tenha descansado a perna direita na fase de recuperação, produzindo força negativa com o peso do membro, reduzindo a potência total quando a perna esquerda encontrava-se à 90°.

4.8.2. Testes utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 143 mm

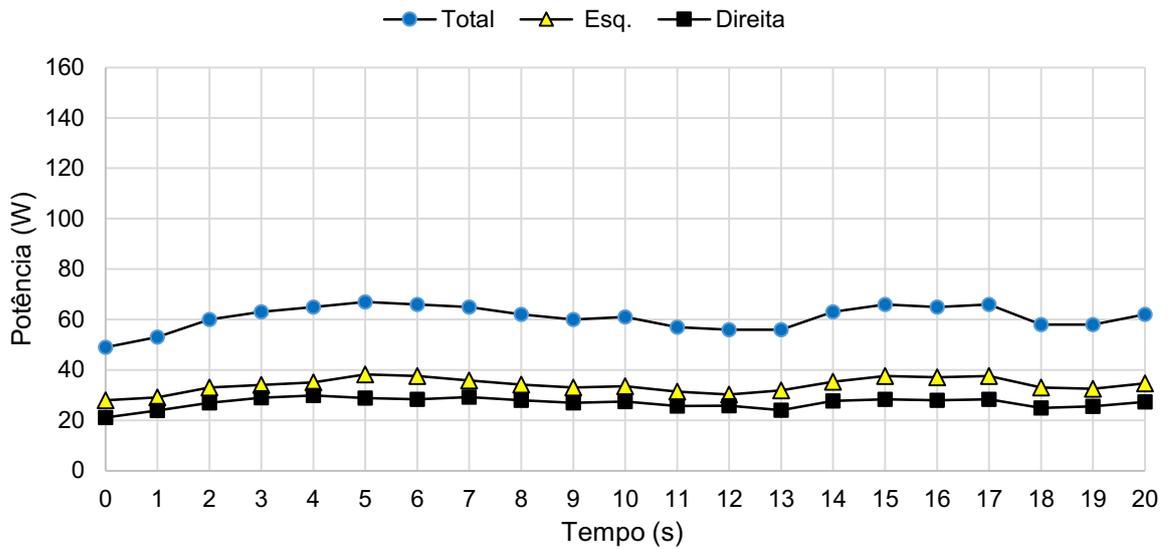
(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

Na Figura 4.32 são apresentados os valores da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.20 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

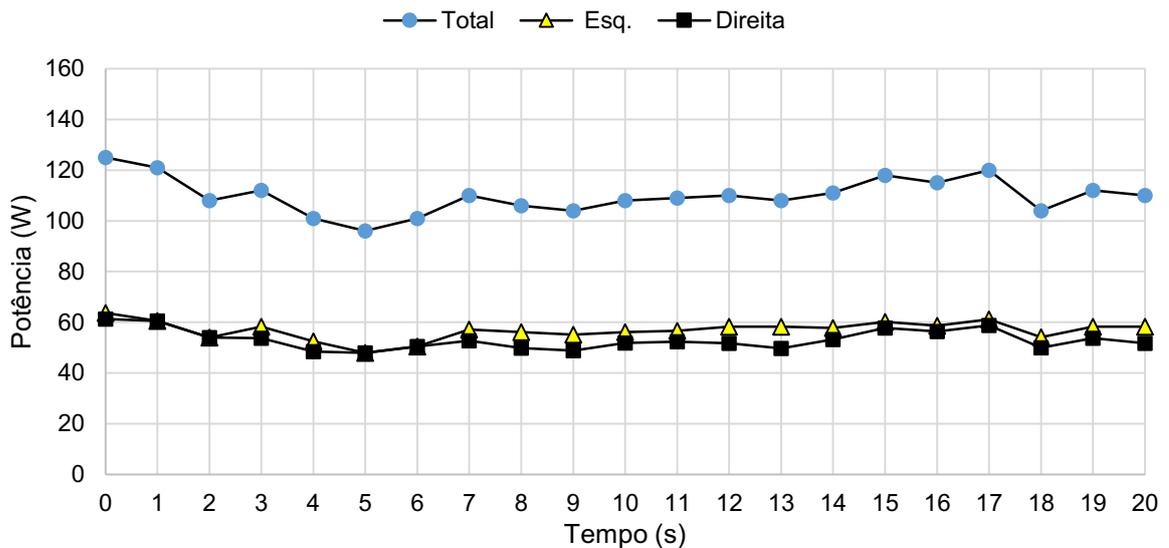
Constata-se na Figura 4.32 e na Tabela 4.20, que os maiores valores de potência média foram observados para a perna esquerda (amputada), para ambas as cadências de 50 rpm e 70 rpm, com média de $(34,24 \pm 2,57)$ W e de $(56,50 \pm 3,34)$ W, respectivamente. Esta perna (amputada) contribuiu com 55,72% e 51,74% para a potência total, com força efetiva de 38,51 N e de 45,34 N, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente.

Tabela 4.20 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Pedivela - 170 mm / Prótese - 143 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	67,00	38,19	29,90	121,00	61,20	60,50
Mínima (W)	53,00	29,15	23,85	96,00	48,00	48,00
Média (W)	61,45	34,24	27,21	109,20	56,50	52,70
DP (W)	4,07	2,57	1,72	6,35	3,34	3,47
Porcentagem (%)	100,00	55,72	44,28	100,00	51,74	48,26
Força Efetiva (N)	69,11	38,51	30,60	87,63	45,34	42,29



(a)



(b)

Figura 4.32 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

O menor ângulo que a perna direita (s/amputação) começou a produzir potência foi de 357° , finalizando com ângulo máximo de 210° , cuja potência máxima ocorreu entre 49° e 128° .

A perna esquerda (amputada) gerou potência entre 4° e 214°, com potência máxima entre 49° e 124°. Verifica-se que ambas as pernas não produziram potência na fase de recuperação.

Na Tabela 4.21 é mostrada a contribuição da perna esquerda na produção de potência total, em porcentagem, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm e 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm.

Tabela 4.21 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e a prótese com 133 mm e 143 mm de comprimento.

Pedivela 170 mm				
Comp. da Prótese (mm)	133		143	
Cadência (rpm)	50	70	50	70
Potência %	52,92	49,89	55,72	51,74

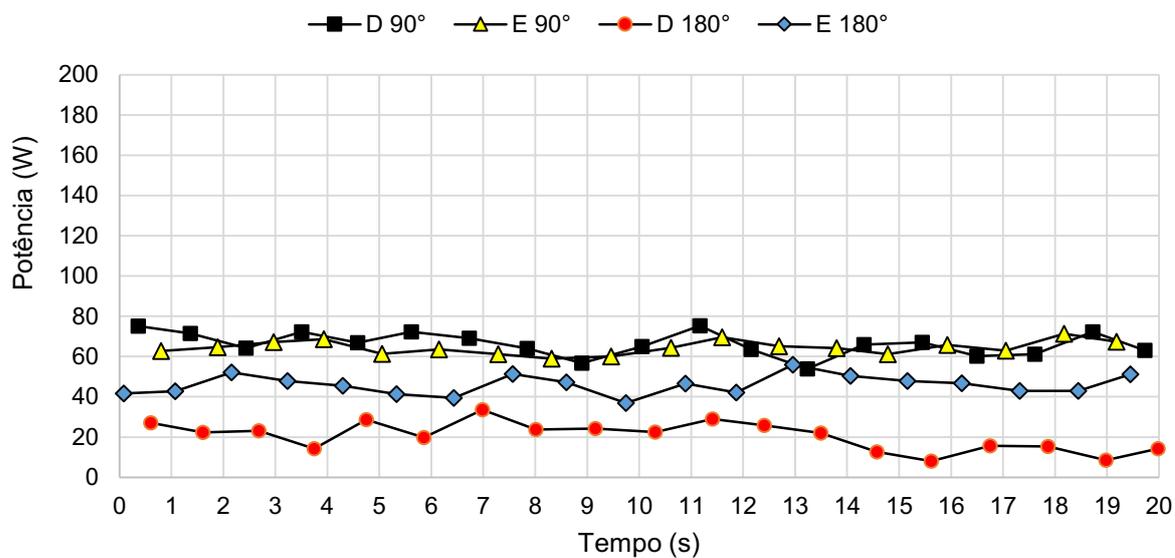
Constata-se que aumentando-se o comprimento da prótese para 143 mm, observa-se um aumento relativamente pequeno da potência média da perna amputada, de até 2,8% (Tab. 4.21).

(b) Avaliação da potência média em função da posição

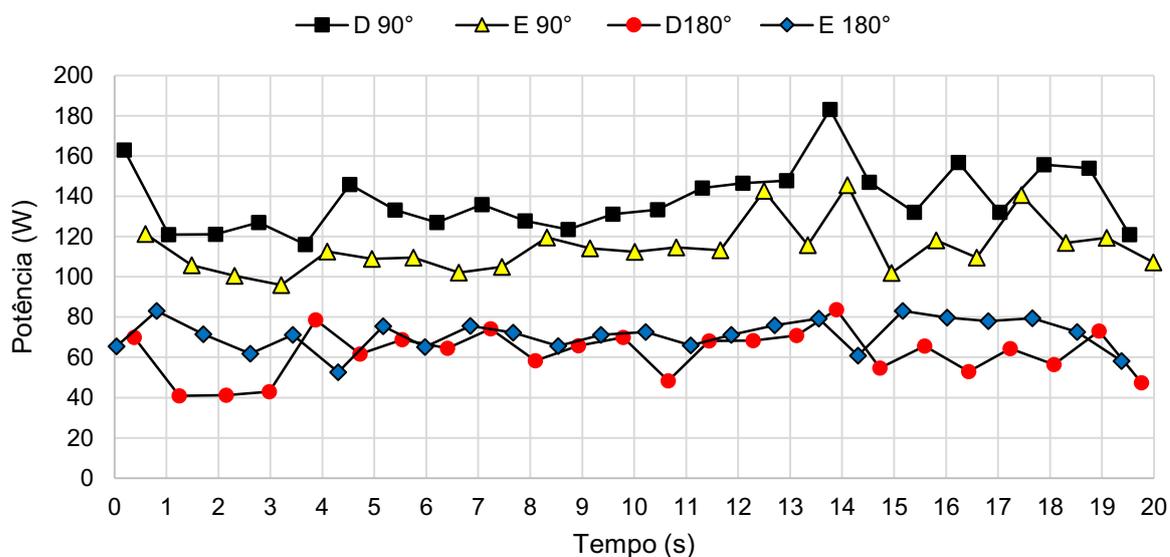
Na Figura 4.33 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.22 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

De acordo com as Figura 4.33 e a Tabela 4.22, os maiores valores médios de potência total foram observados para o lado direito na posição de 90°, com média de $(66,27 \pm 5,95)$ W e de $(138,57 \pm 16,51)$ W, e para o lado esquerdo na posição de 180°, com média de $(45,94 \pm 4,89)$ W e de $(71,57 \pm 8,04)$ W, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente.

Estes resultados apresentaram um comportamento similar ao observado para a prótese de 133 mm, onde os maiores valores médios de potência total foram observados para o lado direito à 90° e para o lado esquerdo à 180°, para ambas as cadências.



(a)



(b)

Figura 4.33 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.22 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 170 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela – 170 mm / Prótese – 143 mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	55,96	33,57	75,23	71,39	83,12	83,65	183,12	145,63
Mínima (W)	36,95	8,02	53,83	59,02	52,59	40,88	116,11	95,88
Média (W)	45,94	20,07	66,27	64,45	71,57	62,10	138,57	114,71
DP (W)	4,89	7,24	5,95	3,39	8,04	11,82	16,15	12,72

4.8.3. Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 170 mm

Do exposto, conclui-se que:

- A prótese desenvolvida proporcionou um aumento significativo da potência produzida pela perna amputada (esquerda) em relação à prótese de referência, contribuindo com até 55,72% da potência total.
- A perna amputada produziu mais potência para os testes realizados com a prótese de 143 mm de comprimento, contribuindo com 55,72% da potência total.
- Foi constatado que a potência total foi maior para o lado direito à 90° e maior para o lado esquerdo à 180°, para ambos os comprimentos de prótese.

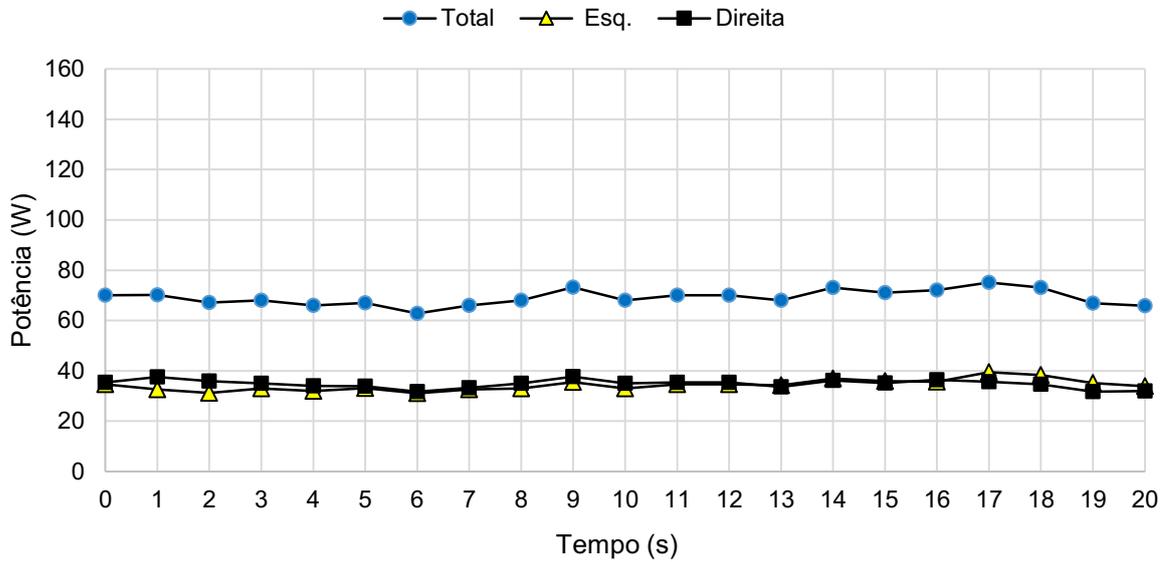
4.8.4. Testes utilizando o pedivela de 160 mm e a prótese com 133 mm

(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

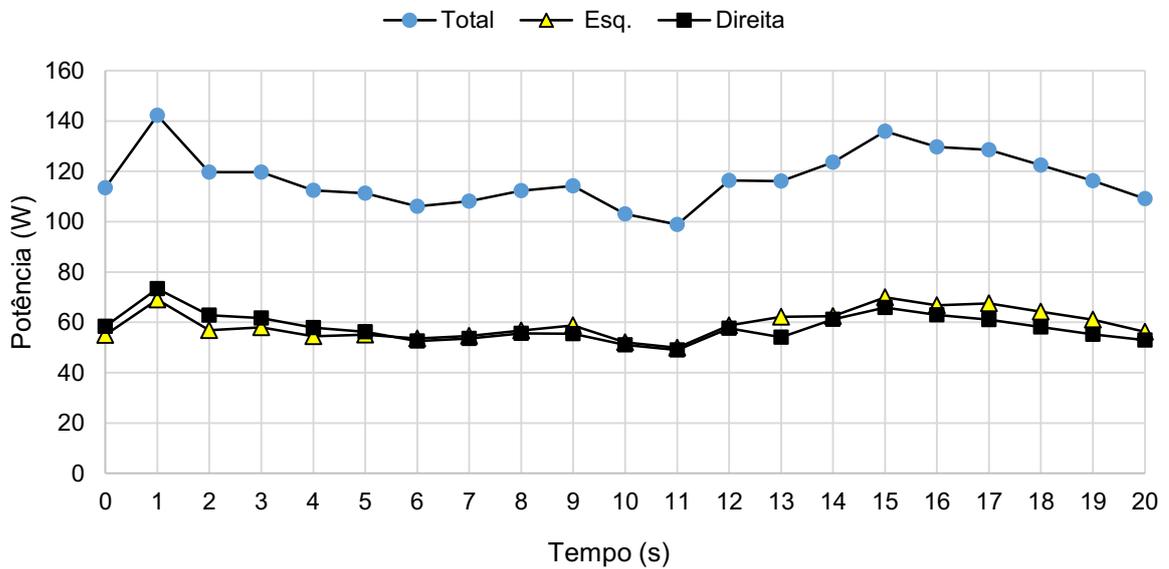
Na Figura 4.34 são apresentados os valores da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.23 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Verifica-se que a potência média das pernas esquerda e direita foram similares e iguais à $(34,31 \pm 2,22)$ W e $(34,79 \pm 1,71)$ W, respectivamente, para a cadência de 50 rpm. A força

efetiva foi igual à 41,00 N para a perna esquerda e de 39,13 N para a perna direita (Fig. 4.34a e Tab. 4.23).



(a)



(b)

Figura 4.34 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.23 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela - 160 mm / Prótese - 133 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	75,10	39,42	37,72	142,31	69,96	73,31
Mínima (W)	62,87	31,11	31,76	98,88	49,92	48,96
Média (W)	69,10	34,31	34,79	117,31	59,40	57,91
DP (W)	3,14	2,22	1,71	10,87	5,79	5,73
Porcentagem (%)	100,00	49,66	50,34	100,00	50,64	49,36
Força Efetiva (N)	80,13	41,00	39,13	97,12	50,65	46,47

Para a cadência de 70 rpm, a potência média da perna esquerda foi de $(59,40 \pm 5,79)$ W, com força efetiva de 50,65 N, enquanto para a perna direita, a potência média foi de $(57,91 \pm 5,73)$ W, com força efetiva de 46,47 N (Fig. 4.34b). A perna esquerda (amputada) contribuiu com 49,66% e 50,64% para produção da potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente (Tab. 4.23).

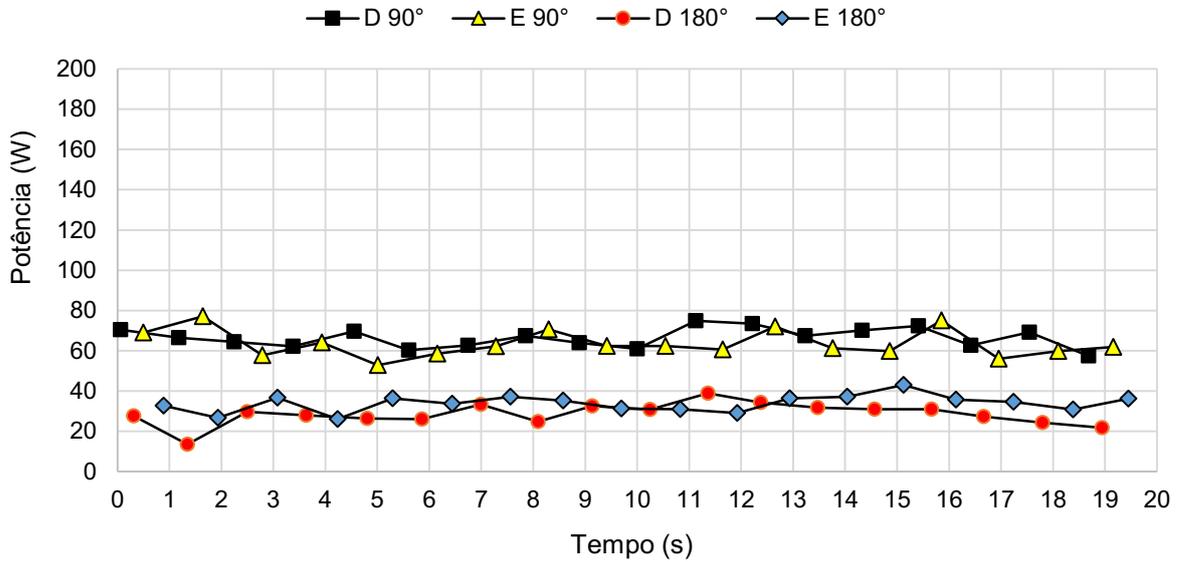
Os ângulos em que foram observados a produção de potência da perna direita, variaram de 349° à 214° , com potência máxima entre 52° e 129° . Para a perna esquerda, a potência foi gerada entre 0° e 217° , com potência máxima entre 52° e 121° .

(b) Avaliação da potência média em função da posição

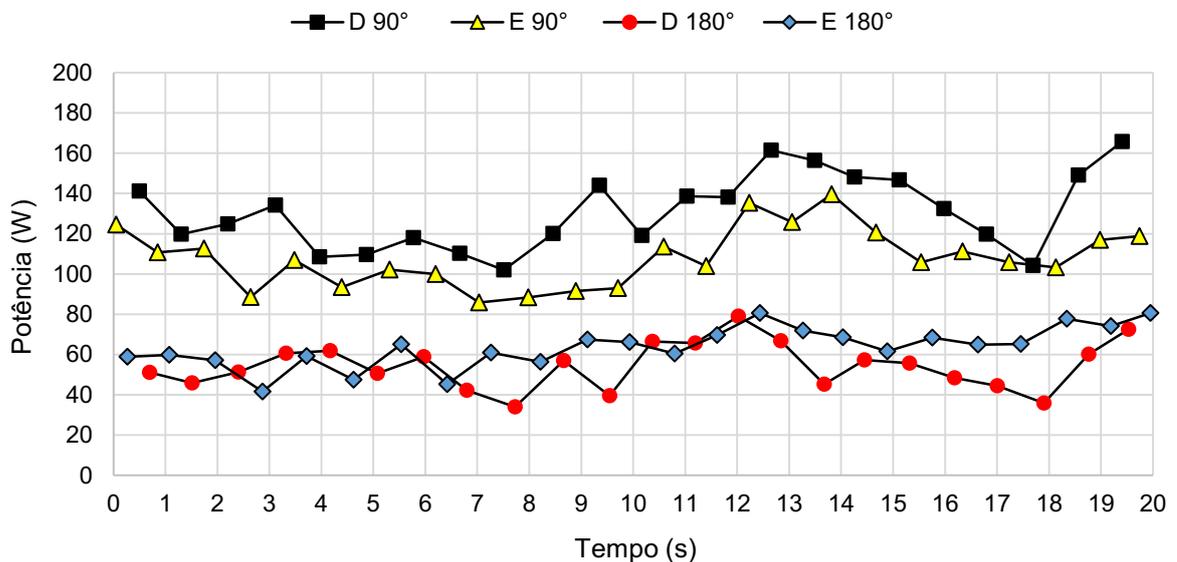
Na Figura 4.35 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.24 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Constata-se na Figura 4.35 e na Tabela 4.24 que os valores de potência total média foram maiores para o lado direito na posição de 90° , com média de $(66,25 \pm 4,87)$ W e de

($130,99 \pm 18,72$) W, e para o lado esquerdo à 180° , com média de ($33,87 \pm 4,18$) W e de ($63,70 \pm 10,07$) W, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4.35 – Valores de potência total para o ciclista amputado transtibial, mensurada nas posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°), utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm e pedivela de 160 mm, referente às cadências de (a) 50 rpm e de (b) 70 rpm.

Tabela 4.24 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 133 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela – 160 mm / Prótese de 133 mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	42,99	38,83	74,94	77,16	80,68	78,94	165,70	139,64
Mínima (W)	26,03	13,47	57,37	50,89	41,53	34,00	102,06	85,83
Média (W)	33,87	28,47	66,25	62,86	63,70	54,36	130,99	108,93
DP (W)	4,18	5,56	4,87	7,07	10,07	11,64	18,72	14,64

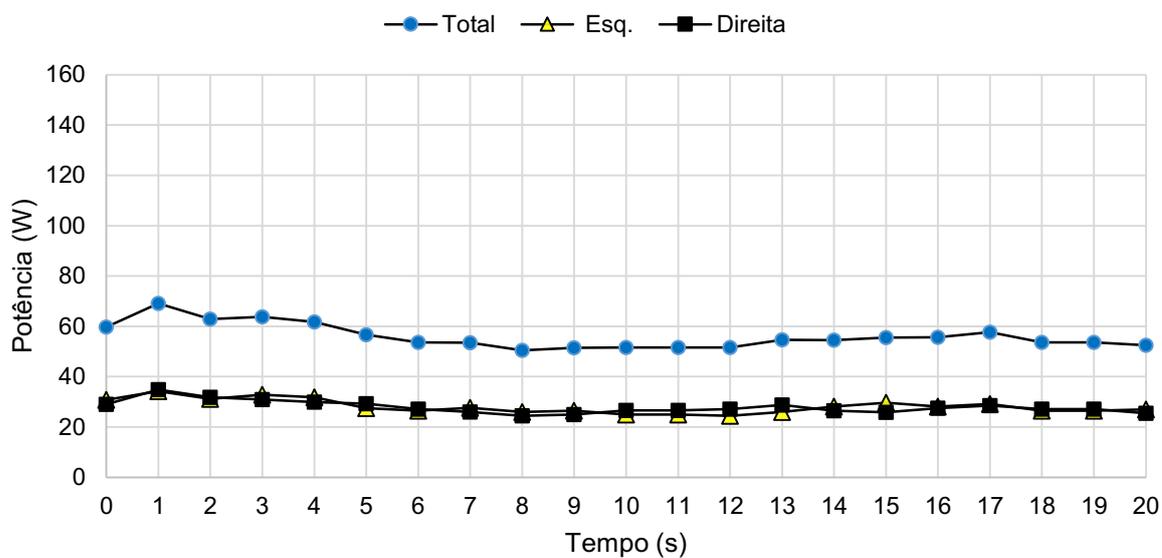
4.8.5. Testes utilizando o pedivela de 160 mm e a prótese com 143 mm

(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

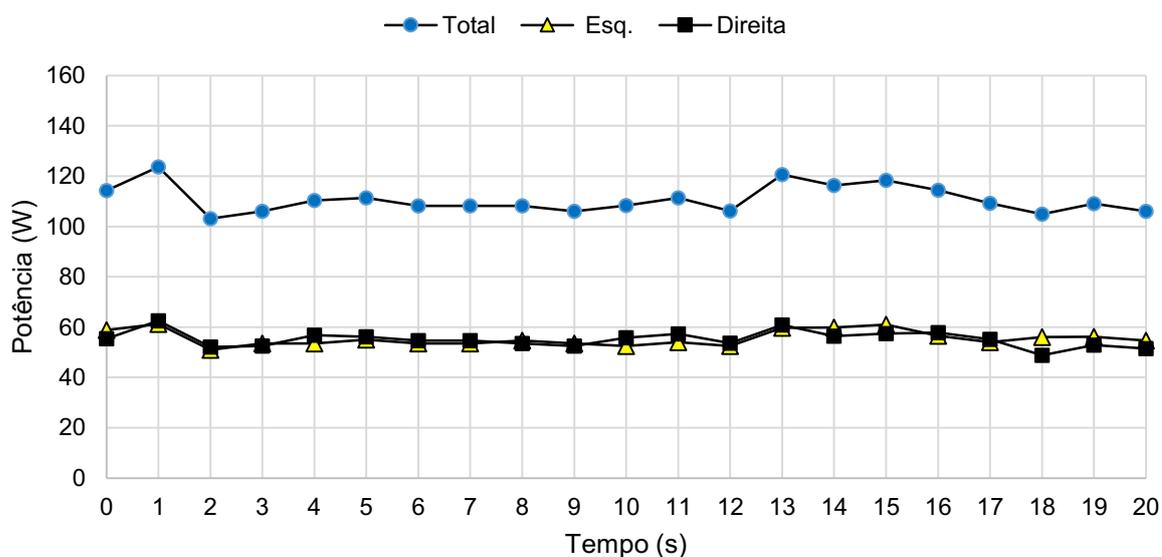
Na Figura 4.36 são apresentados os valores da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.25 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Tabela 4.25 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela - 160 mm / Prótese - 143 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	69,05	34,17	34,88	123,68	61,20	62,48
Mínima (W)	50,44	24,50	24,47	103,06	51,00	48,77
Média (W)	55,79	27,98	27,81	110,49	55,33	55,16
DP (W)	4,94	2,70	2,54	5,51	2,94	3,23
Porcentagem (%)	100,00	50,15	49,85	100,00	50,08	49,92
Força Efetiva (N)	64,72	33,44	31,28	91,44	47,18	44,27



(a)



(b)

Figura 4.36 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Observa-se que os valores médios da potência para as pernas esquerda e direita foram similares e iguais à $(27,98 \pm 2,70)$ W e $(27,81 \pm 2,54)$ W, para a cadência de 50 rpm (Fig. 4.36a),

e iguais à $(55,33 \pm 2,94)$ W e $(55,16 \pm 3,23)$ W, para a cadência de 70 rpm (Fig. 4.36b), respectivamente (Tab. 4.25).

A força efetiva da perna esquerda foi um pouco maior que a da perna direita e igual à 33,44 N e à 47,18 N, para as cadências de 50 e 70 rpm, respectivamente (Tab. 4.25).

Os ângulos em que foram observados a produção de potência da perna direita, variaram de 353° à 214° , com potência máxima entre 51° e 131° . A perna esquerda gerou potência entre 0° e 207° , com potência máxima entre 51° e 122° .

Na Tabela 4.26 é mostrada a contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção da potência total, utilizando o pedivela de 160 mm e prótese de 133 mm e 143 mm de comprimento, para ambas as cadências.

Tabela 4.26 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção da potência total, utilizando o pedivela de 160 mm e prótese de 133 mm e 143 mm de comprimento, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela 160 mm				
Comp. da Prótese (mm)	133		143	
Cadência (rpm)	50	70	50	70
Potência (%)	49,66	50,64	50,15	50,08

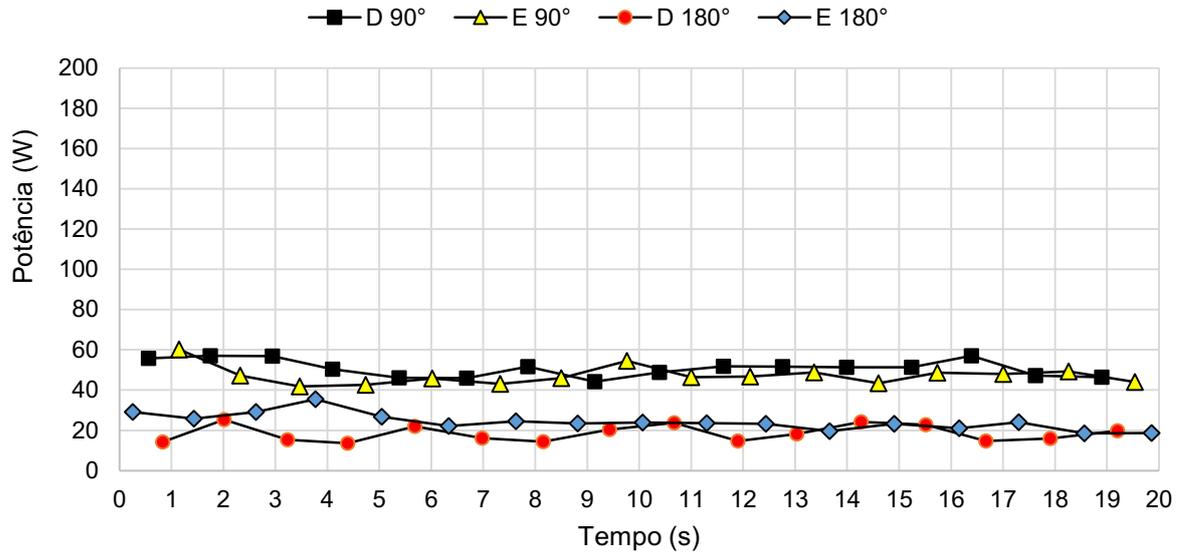
Constata-se que a maior contribuição foi observada para os testes efetuados com a prótese de 133 mm e cadência de 70 rpm, contribuindo com 50,64% da potência total (Tab. 4.26).

(b) Avaliação da potência média em função da posição

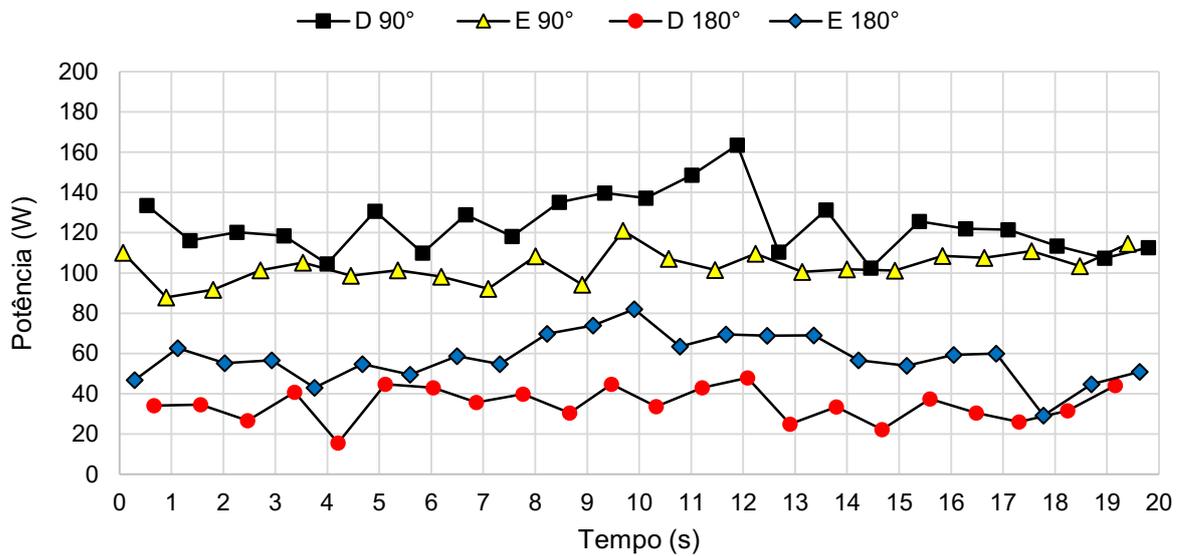
Na Figura 4.37 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.27 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

De acordo com a Figura 4.37 e a Tabela 4.27, os maiores valores da potência total, para as cadências de 50 e 70 rpm, foram observados para o lado direito na posição de 90° , com média de $(50,30 \pm 4,70)$ W e de $(123,97 \pm 14,84)$ W, e para o lado esquerdo na posição de 180° , com média de $(24,24 \pm 4,22)$ W e de $(57,96 \pm 11,54)$ W, respectivamente.

Estes resultados apresentaram a mesma tendência observada para os testes efetuados com a prótese de 133 mm (Tab. 4.24), cuja potência total foi maior para o lado direito à 90° e para o lado esquerdo à 180°, em ambas as cadências.



(a)



(b)

Figura 4.37 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.27 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 160 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela – 160 mm / Prótese – 143mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	35,47	25,31	56,99	60,21	81,94	47,89	163,55	121,09
Mínima (W)	18,48	13,59	41,27	41,84	29,21	15,62	102,40	87,81
Média (W)	24,24	18,45	50,30	47,27	57,96	34,76	123,97	102,83
DP (W)	4,22	4,11	4,70	4,66	11,54	8,39	14,84	7,95

4.8.6. Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 160 mm

Do exposto, conclui-se que:

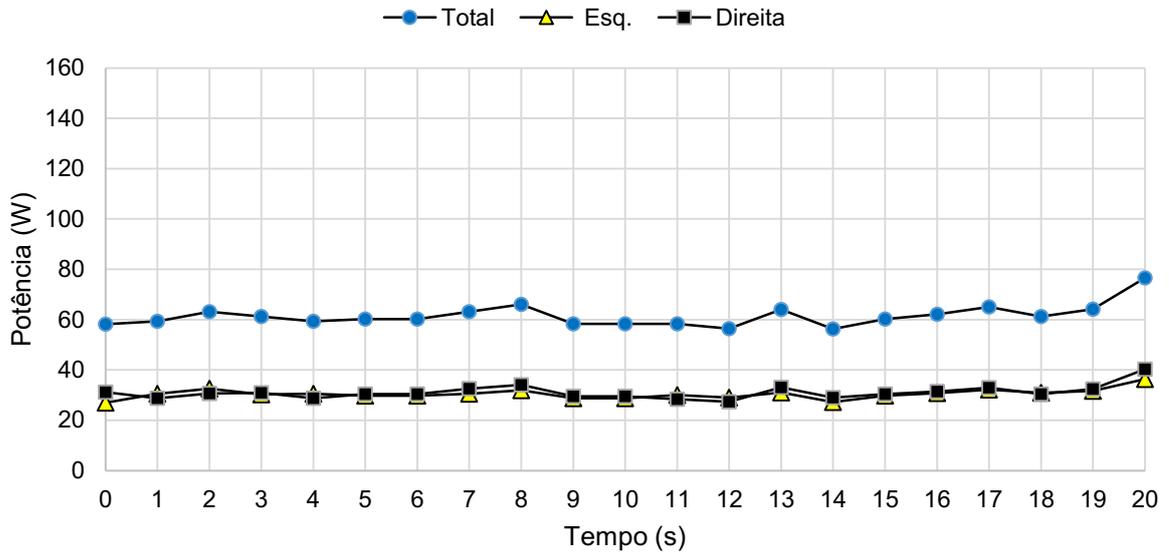
- Os resultados indicaram novamente um aumento na produção de potência da perna amputada (esquerda), utilizando a prótese desenvolvida em relação à de referência.
- A maior produção de potência da perna amputada (esquerda) foi observada para a prótese com comprimento de 133 mm, contribuindo com 50,64% da potência total.
- Para ambos os comprimentos da prótese, foi verificado a tendência da potência total ser maior para o lado direito à 90° e para o lado esquerdo à 180°.

4.8.7. Testes utilizando o pedivela de 180 mm e a prótese com 143 mm

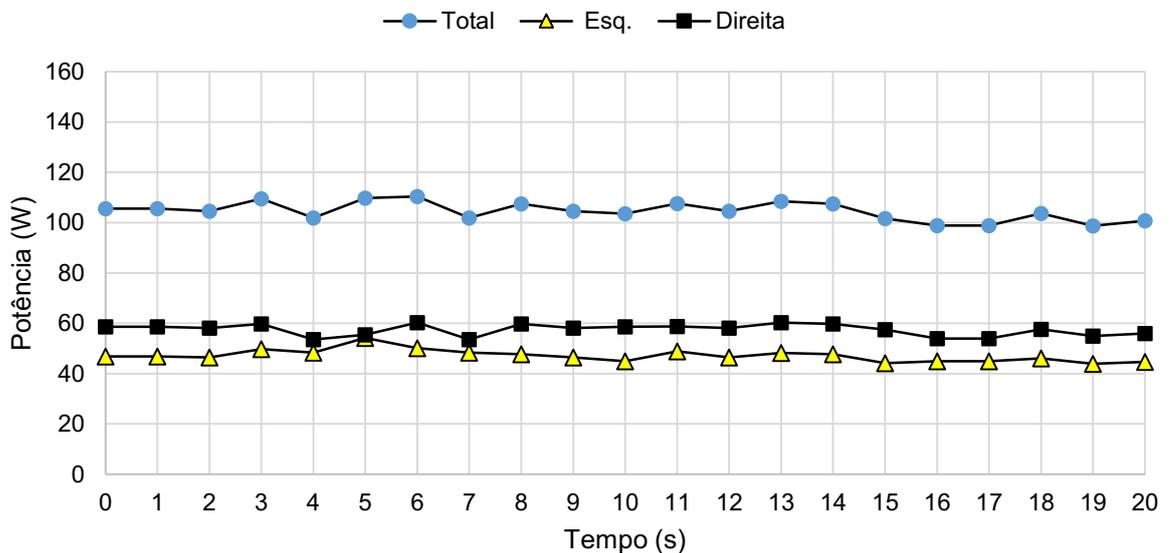
(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

Na Figura 4.38 são apresentados os valores da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.28 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

Constata-se que os valores da potência média foram similares para a cadência de 50 rpm e iguais à $(30,61 \pm 1,85)$ W e $(31,06 \pm 2,79)$ W, com força efetiva de 32,52 N e de 34,93 N, para as pernas esquerda e direita, respectivamente (Fig.4.38a e Tab. 4.28).



(a)



(b)

Figura 4.38 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista com amputação transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.28 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela - 180 mm / Prótese - 143 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	76,63	36,34	40,29	110,45	54,24	60,29
Mínima (W)	56,29	27,26	27,39	98,77	43,86	53,55
Média (W)	61,67	30,61	31,06	104,48	47,14	57,34
DP (W)	4,47	1,85	2,79	3,75	2,48	2,35
Porcentagem (%)	100,00	49,63	50,37	100,00	45,12	54,88
Força Efetiva (N)	67,45	32,52	34,93	81,74	35,73	46,02

Para a cadência de 70 rpm, o maior valor da potência média foi observado para a perna direita, com $(57,34 \pm 2,35)$ W e força efetiva de 46,02 N. Para a perna esquerda, verificou-se uma média de $(47,14 \pm 2,48)$ W e força efetiva de 35,73 N (Fig. 4.38b). A contribuição da perna amputada (esquerda) na produção da potência total foi de 49,63% para a cadência de 50 rpm e de 45,12% para a cadência de 70 rpm (Tab.4.28).

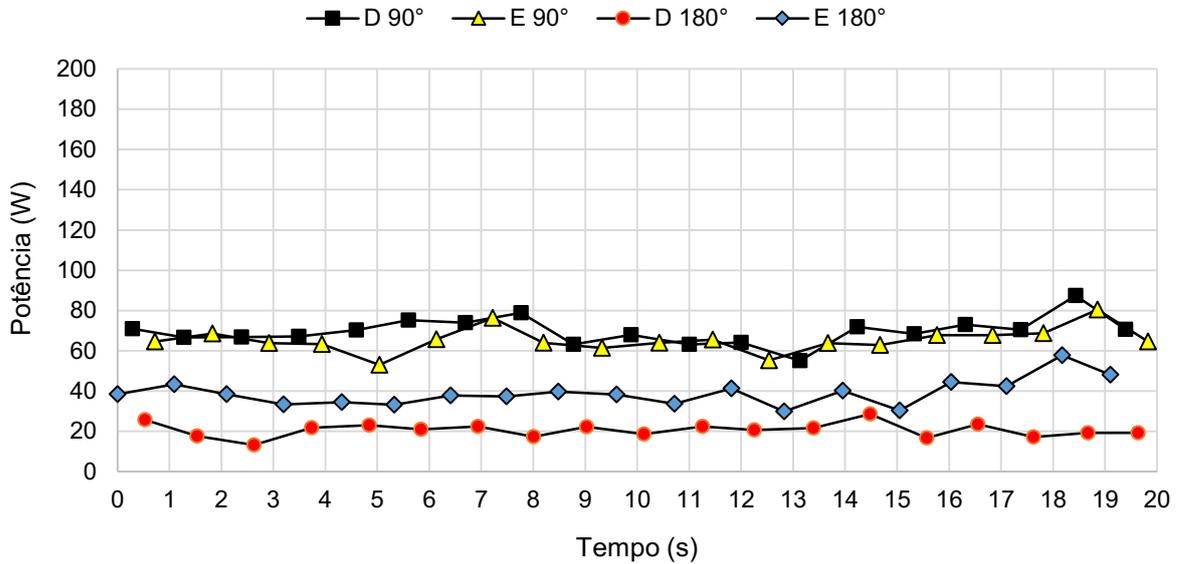
O menor ângulo que a perna direita (s/amputação) começou a produzir potência foi de 346° , finalizando em 212° , com potência máxima entre 46° e 125° . A perna esquerda (amputada) gerou potência entre 3° e 229° , com potência máxima entre 46° e 128° . Com base nestes resultados, conclui-se que nenhuma perna gerou potência na fase de recuperação.

(b) Avaliação da potência média em função da posição

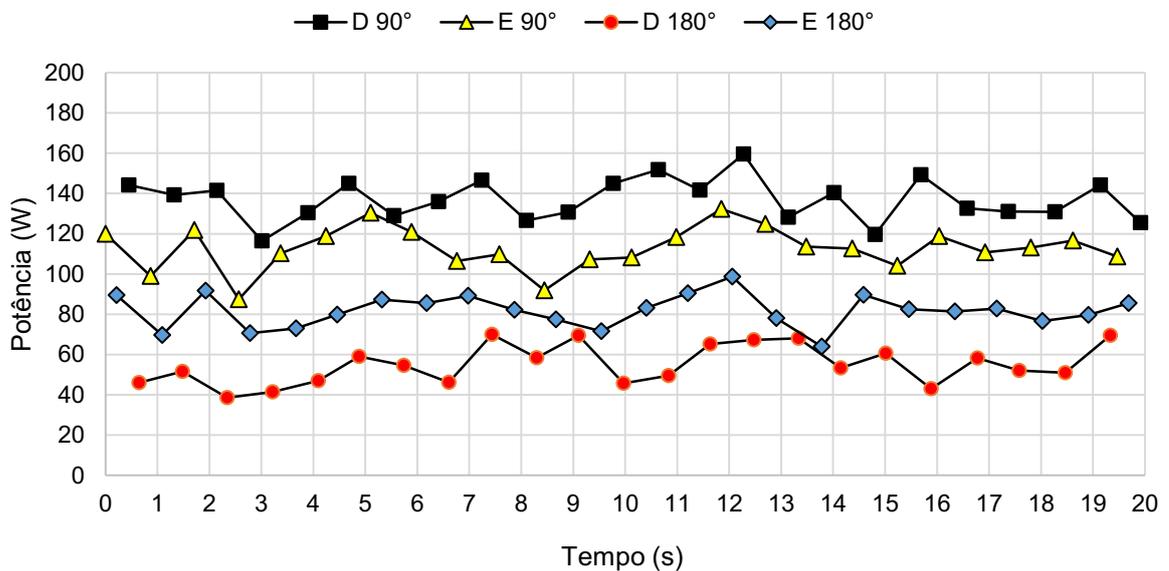
Na Figura 4.39 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.29 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

De acordo com a Figura 4.39 e a Tabela 4.29, os maiores valores médios da potência total, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm, foram observados para o lado direito na posição de

90°, com média de $(69,74 \pm 6,77)$ W e de $(136,90 \pm 10,52)$ W, e para o lado esquerdo na posição de 180°, com média de $(38,93 \pm 6,27)$ W e de $(81,65 \pm 8,17)$ W, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4.39 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 143 mm comprimento e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

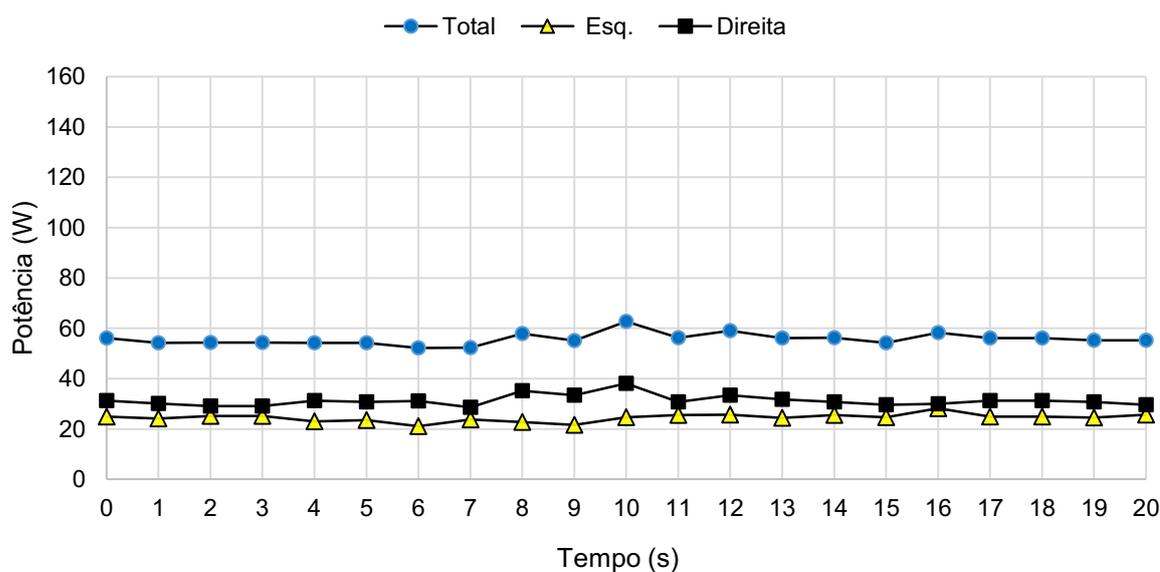
Tabela 4.29 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando o pedivela de 180 mm e prótese de 143 mm de comprimento, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela - 180 mm / Prótese - 143 mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°
Máxima (W)	55,72	28,60	87,43	80,46	98,65	69,92	159,65	132,25
Mínima (W)	29,89	13,17	55,05	52,99	63,97	38,60	116,48	87,49
Média (W)	38,93	20,62	69,74	65,30	81,65	54,41	136,90	112,75
DP (W)	6,27	3,54	6,77	6,11	8,17	10,05	10,52	10,68

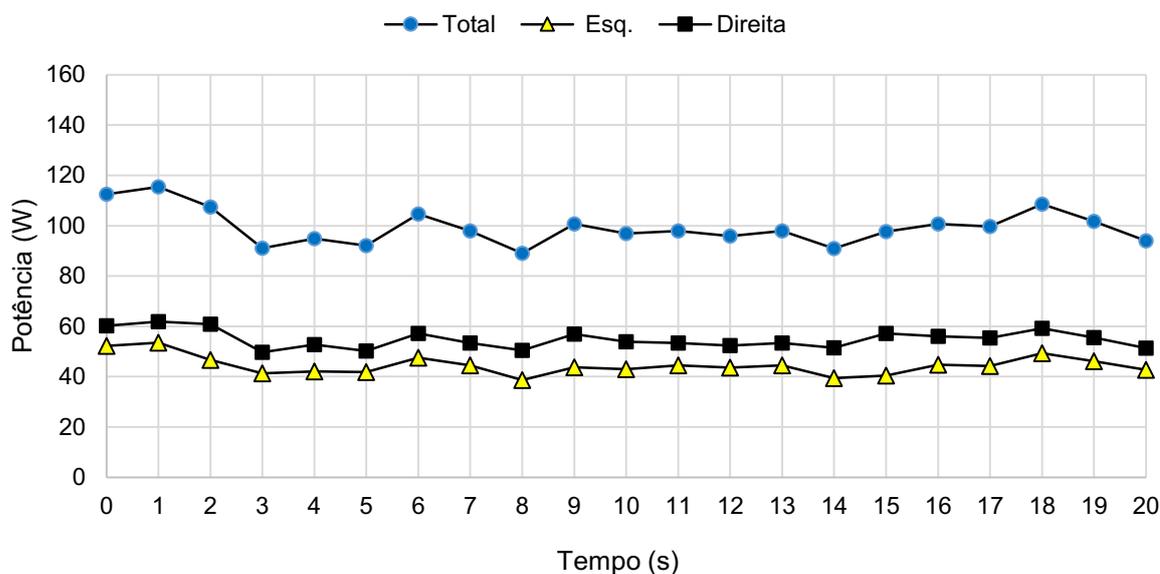
4.8.8. Testes utilizando o pedivela de 180 mm e a prótese com 153 mm

(a) Avaliação da potência das pernas esquerda e direita

Na Figura 4.40 são apresentados os valores da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com 153 mm de comprimento e pedivela de 180 mm, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos. Na Tabela 4.30 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.



(a)



(b)

Figura 4.40 – Valores da potência total e das pernas esquerda e direita do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, mensurados nos sensores de potência comerciais, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.30 – Valores da força efetiva e valores máximos, mínimos, médios, de desvio-padrão (DP) e em porcentagem da potência do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Pedivela - 180 mm / Prótese - 153 mm						
Cadência	50 rpm			70 rpm		
Potência	Total	Esquerda	Direita	Total	Esquerda	Direita
Máxima (W)	62,76	28,20	38,06	115,36	53,55	61,81
Mínima (W)	52,17	21,06	28,56	89,04	38,64	49,72
Média (W)	55,71	24,44	31,27	98,74	44,11	54,62
DP (W)	2,42	1,57	2,26	6,53	3,44	3,47
Porcentagem (%)	100,00	43,87	56,13	100,00	44,68	55,32
Força Efetiva (N)	61,13	25,96	35,17	77,26	33,43	43,83

Verifica-se na Figura 4.40 e na Tabela 4.30, que a perna direita (sem amputação) apresentou os maiores valores de potência média, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, com média de $(31,27 \pm 2,26)$ W e de $(54,62 \pm 3,47)$ W, respectivamente. Os valores de força efetiva exibiram a mesma tendência, com média de 35,17 N e de 43,83 N, para as cadências de 50 e 70 rpm, respectivamente.

O menor ângulo que a perna direita (s/amputação) começou a produzir potência foi de 0° , finalizando com ângulo máximo de 211° , cuja potência máxima ocorreu entre 51° e 125° . A potência da perna esquerda (amputada) iniciou em 0° , finalizando em 219° , com potência máxima entre 51° e 128° . Portanto, as pernas não produziram potência na fase de recuperação.

Na Tabela 4.31 são mostrados os valores da contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, utilizando a prótese com comprimento de 143 mm e 153 mm e pedivela de 180 mm, para ambas as cadências.

Tabela 4.31 – Contribuição da perna esquerda (amputada) em porcentagem, na produção de potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, utilizando o pedivela de 180 mm e prótese de 143 mm e 153 mm de comprimento.

Pedivela 180 mm				
Comp. da Prótese (mm)	143		153	
Cadência (rpm)	50	70	50	70
Potência (%)	49,63	45,12	43,87	44,68

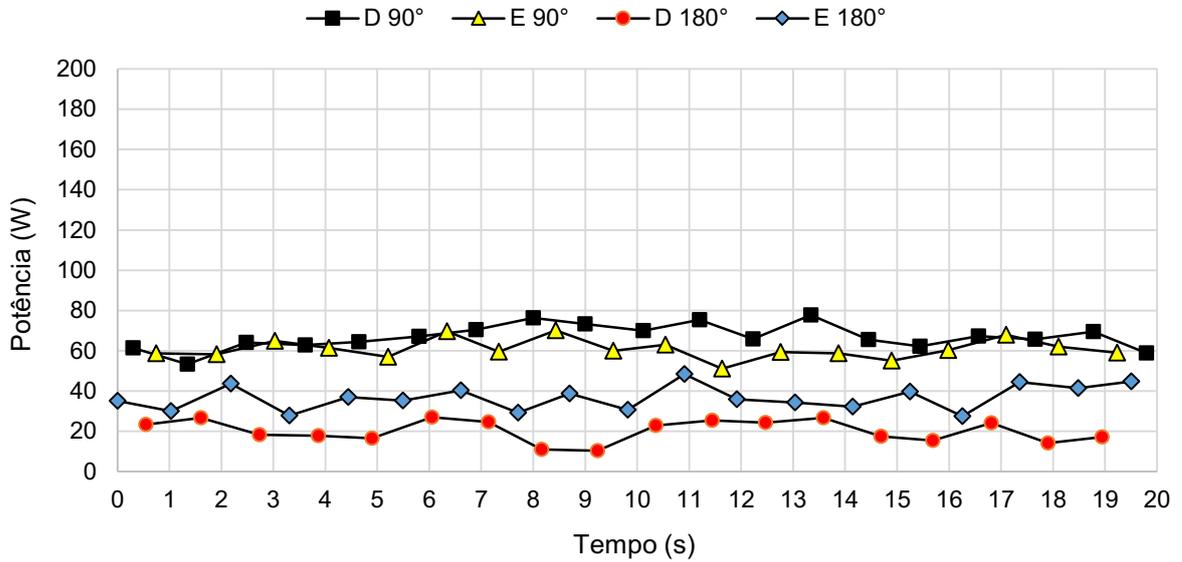
A maior contribuição da perna esquerda foi observada para os testes realizados com a prótese de 143 mm de comprimento, de até 49,63% (Tab. 4.31).

(b) Avaliação da potência média em função da posição

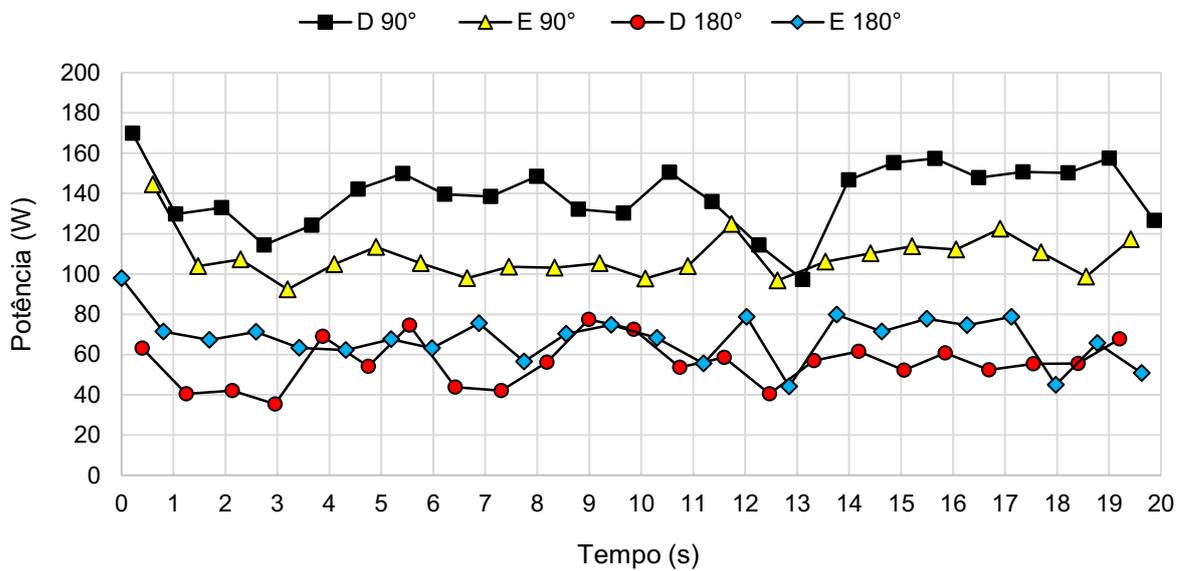
Na Figura 4.41 são apresentados os valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, mensurados no equipamento, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm, no intervalo de tempo de 20 segundos, para as posições: direita à 90° (D 90°) e direita à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e esquerda à 180° (E 180°). Na Tabela 4.32 são exibidos os valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão dessas potências.

De acordo com a Figura 4.41 e a Tabela 4.32, os maiores valores da potência total média, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm, foram observados para o lado direito na posição de

90°, com média de $(66,89 \pm 6,18)$ W e de $(139,27 \pm 16,44)$ W, e para o lado esquerdo na posição de 180°, com média de $(36,64 \pm 6,20)$ W e de $(67,97 \pm 12,00)$ W, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4.41 – Valores da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Tabela 4.32 – Valores máximos, mínimos, médios e de desvio-padrão (DP) da potência total do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 153 mm e pedivela de 180 mm, para as posições: direita à 90° (D 90°) e à 180° (D 180°); esquerda à 90° (E 90°) e à 180° (E 180°), para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela - 180 mm / Prótese - 153 mm								
Cadência	50 rpm				70 rpm			
	Posição	E 180°	D 180°	D 90°	E 90°	E 180°	D 180°	D 90°
Máxima (W)	48,45	27,01	77,80	70,11	97,90	77,50	169,87	144,44
Mínima (W)	27,44	10,27	53,36	51,12	44,12	35,46	97,32	92,41
Média (W)	36,64	20,07	66,89	60,51	67,97	56,28	139,27	109,08
DP (W)	6,20	5,32	6,18	5,01	12,00	11,53	16,44	11,25

Estes resultados apresentaram um comportamento similar ao observado para a prótese de 143 mm (Tab. 4.29), onde os maiores valores da potência total média foram constatados para o lado direito à 90° e para o lado esquerdo à 180°, em ambas as cadências.

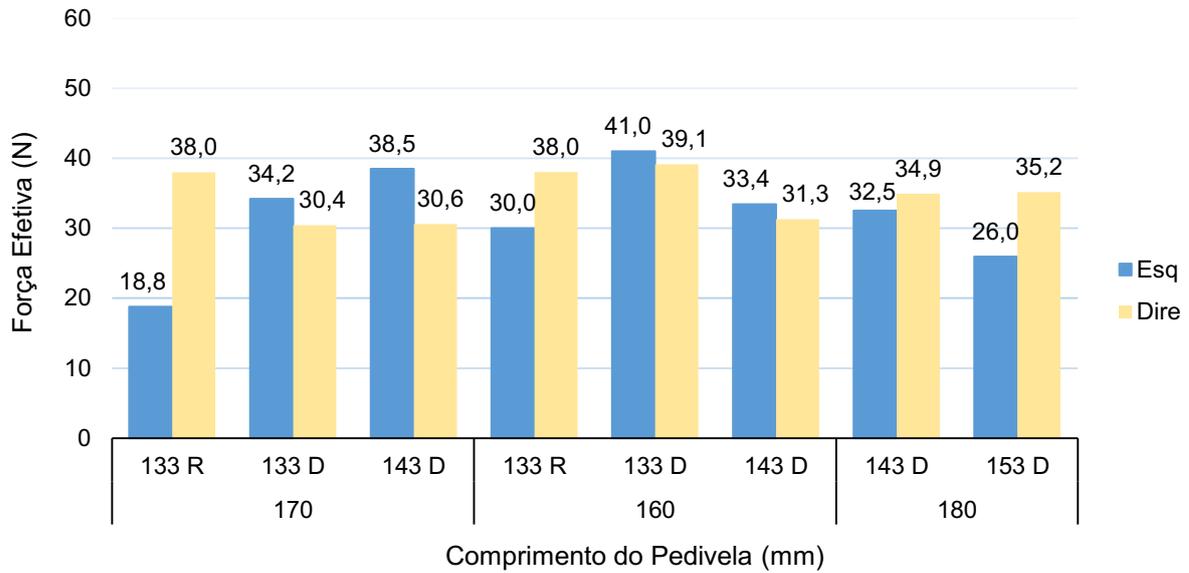
4.8.9. Análise global da potência para os testes realizados com a prótese desenvolvida utilizando o pedivela de 180 mm

Do exposto, conclui-se que:

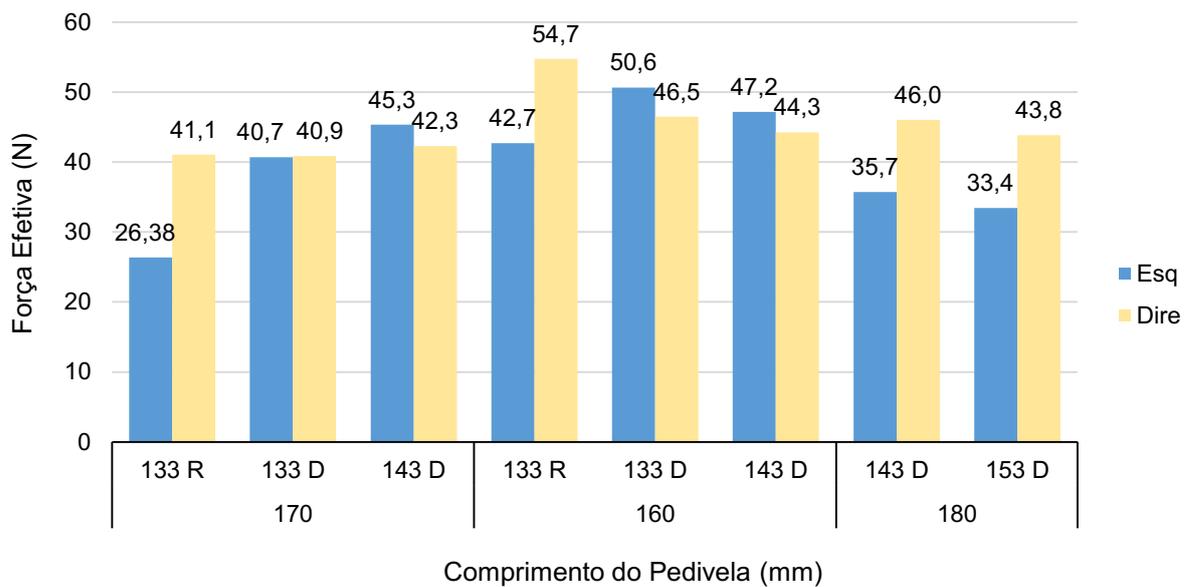
- Aumentando-se o comprimento do pedivela para 180 mm, foi observado uma redução da contribuição da perna esquerda (amputada) na produção de potência total, em relação aos comprimentos de pedivela de 170 mm e de 160 mm, apresentando contribuição máxima de 49,63%.
- O maior valor da contribuição da perna esquerda (amputada) na produção de potência total foi igual à 49,63%, para a prótese de 143 mm de comprimento.
- Para ambos os comprimentos de prótese, foi verificado a tendência da potência total apresentar-se maior para o lado direito à 90° e para o lado esquerdo à 180°.

4.8.10. Análise global dos testes

A fim de comparar os resultados obtidos com a prótese de referência e com a prótese desenvolvida, são apresentados na Fig. 4.42, os valores da força efetiva de cada perna em função dos comprimentos do pedivela e da prótese, para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.



(a)



(b)

Figura 4.42 – Valores da força efetiva do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência (133 R) e a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (133 D), 143 mm (143 D) e de 153 mm (153 D), para as cadências de (a) 50 rpm e de (b) 70 rpm.

De acordo com a Figura 4.42a, referente a cadência de 50 rpm, a condição em que a força efetiva foi similar comparando ambas as pernas foi verificada para o pedivela de 160 mm e a prótese de 133 mm de comprimento. Estes valores foram iguais à 41,0 N e 39,1 N, para as

pernas esquerda e direita, respectivamente. Para a cadência de 70 rpm, Fig. 4.42b, esta condição foi constatada para o pedivela de 170 mm e a prótese de 133 mm de comprimento, com valores de força efetiva iguais à 40,7 N e 40,9 N, para as pernas esquerda e direita, respectivamente.

Nos testes realizados com a prótese de referência, a força efetiva da perna sem deficiência (direita), apresentou valores maiores que a da perna amputada, ou seja, duas vezes maior para a cadência de 50 rpm (Fig. 4.42a), e 1,6 vezes maior para a cadência de 70 rpm (Fig. 4.42b).

Com exceção dos resultados obtidos para a prótese de referência, o teste em que constatou-se valores de força efetiva menos similares, foi verificado para a prótese de 180 mm, cuja diferença máxima foi obtida para a prótese de 153 mm e cadência de 70 rpm. A força efetiva nesta condição foi de 33,4 N e 43,8 N, para as pernas esquerda e direita, respectivamente.

Na Figura 4.43 é apresentada a contribuição em porcentagem da perna amputada (esquerda) na produção de potência total, referente ao ciclista utilizando a prótese de referência e a prótese desenvolvida, bem como os diferentes comprimentos de pedivela, para as cadências de (a) 50 rpm e de (b) 70 rpm.

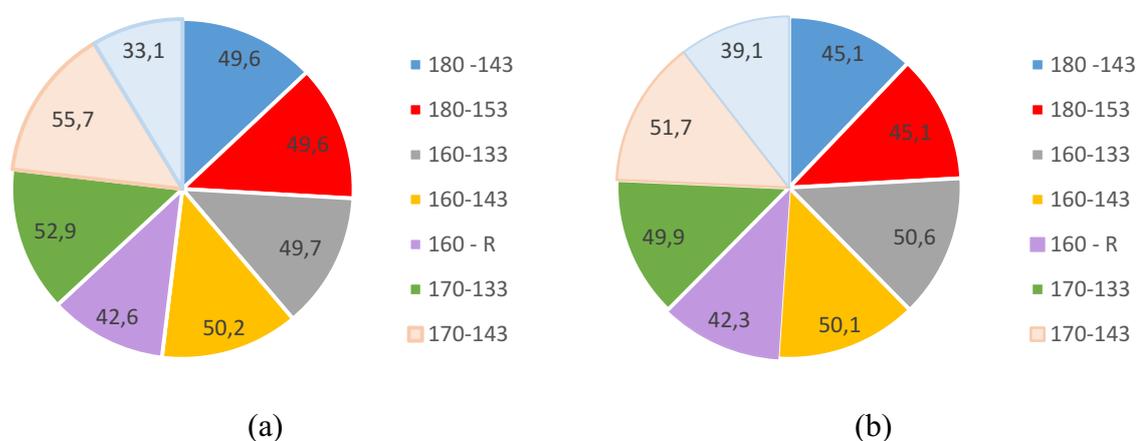


Figura 4.43 - Contribuição em porcentagem da perna amputada (esquerda) na produção de potência total, relativa ao ciclista utilizando a prótese de referência (R), a prótese desenvolvida (133 mm, 143 mm e 153 mm) e diferentes comprimentos de pedivela (160 mm, 170 mm e 180 mm), para as cadências de (a) 50 rpm e (b) 70 rpm.

Verifica-se que a menor contribuição da perna amputada (esquerda) na produção de potência total, foi observada para os testes realizados com a prótese de referência e cadência de 70 rpm, com contribuição máxima de 39,1% (Fig. 4.43b). A contribuição máxima foi de 55,7%, para a cadência de 50 rpm, utilizando o pedivela de 170 mm e prótese de 143 mm de comprimento (Fig. 4.43a). No entanto, o objetivo é que a produção de potência seja simétrica

entre as pernas, resultado no qual, correspondeu aos testes realizados com o pedivela de 160 mm e prótese de 143 mm de comprimento, cuja contribuição foi de 50,2% e 50,1%, para as cadências de 50 e 70 rpm, respectivamente.

4.9. Avaliação dos ângulos articulares

Nesta etapa, são avaliados os ângulos: entre o pé e a perna, referente à articulação do tornozelo, para a prótese de referência e a perna direita (sem amputação); entre a prótese e o pedivela, para a prótese desenvolvida; entre a coxa e a perna, referente a articulação do joelho; entre a coxa e a horizontal, referente a articulação do quadril, para ambas as pernas independente da prótese utilizada. Por fim, os ângulos articulares obtidos nos testes utilizando a prótese de referência são comparados com os obtidos nos testes utilizando a prótese desenvolvida.

4.9.1. Utilizando a prótese de referência

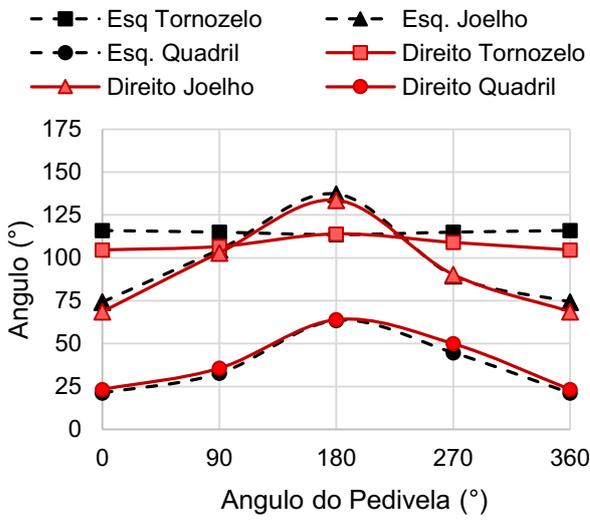
Na Figura 4.44 são apresentados os ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e o pedivela de 170 mm (a e b) e de 160 mm (c e d), para as cadências de 50 e 70 rpm. Na Tabela 4.33 são mostrados os valores máximos e mínimos desses ângulos.

Tabela 4.33 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e comprimento de pedivela (CP) de 170 mm e 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Prótese de Referência

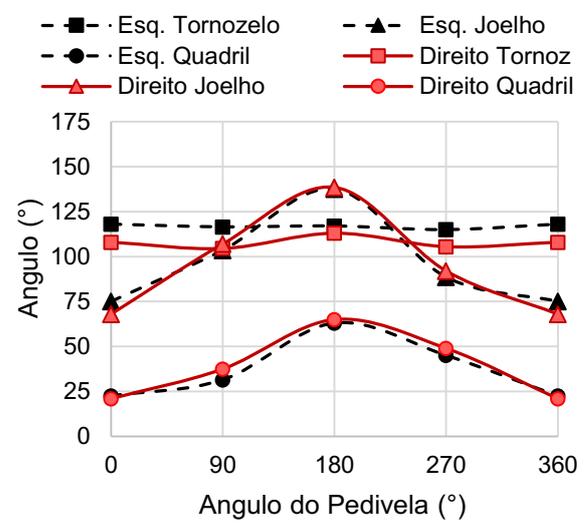
<i>CP</i> <i>(mm)</i>	Esquerda (amputada)				Direita			
	Ângulo	Tornozelo	Joelho	Quadril	CP (mm)	Tornozelo	Joelho	Quadril
170	Mínimo (°)	114	74	21	170	105	68	21
	Máximo (°)	118	138	64		114	139	65
160	Mínimo (°)	114	74	23	170	106	68	21
	Máximo (°)	118	139	64		119	138	65

Prótese de Referência – 170 mm – 50 rpm



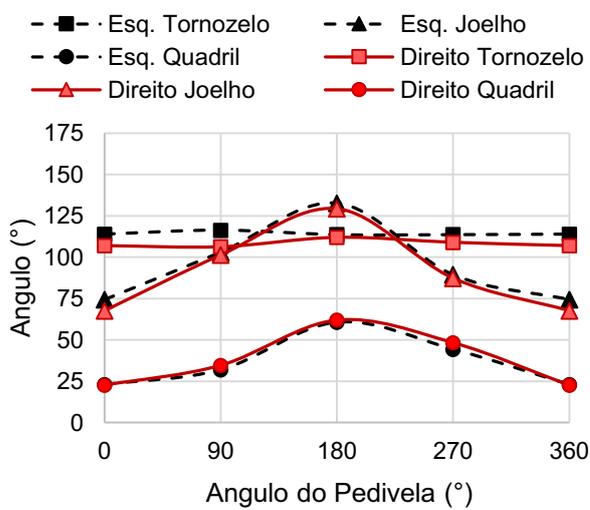
(a)

Prótese de Referência – 170 mm – 70 rpm



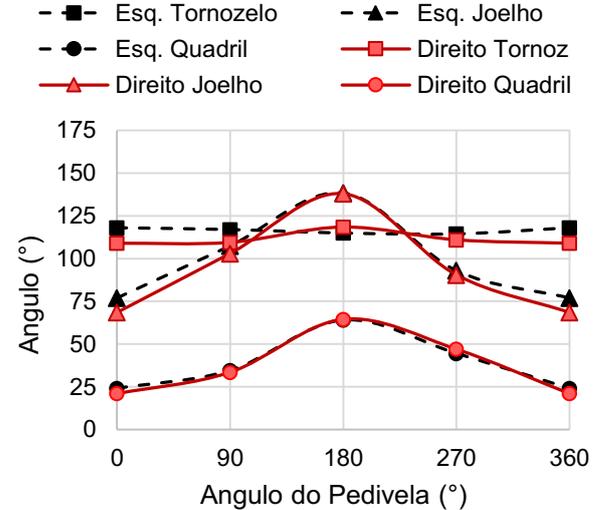
(b)

Prótese de Referência – 160 mm – 50 rpm



(c)

Prótese de Referência – 160 mm – 70 rpm



(d)

Figura 4.44 – Ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e pedivela (a e b) de 170 mm e (c e d) de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

De acordo com a Figura 4.44, o comportamento das curvas referente aos ângulos médios articulares das pernas esquerda e direita, foram similares para ambas as cadências e comprimentos de pedivela, com exceção do tornozelo, uma vez que, o tornozelo esquerdo

refere-se ao pé protético que apesar de flexível, não é articulado, apresentando dessa maneira, uma variação angular muito baixa comparada ao tornozelo da perna sem amputação (direita).

Verifica-se na Tabela 4.33 que os ângulos médios máximos e mínimos articulares não sofreram alterações significativas com a redução do comprimento do pedivela. Constata-se ainda, que os ângulos médios articulares do joelho e quadril das pernas esquerda e direita, são similares, apresentando uma pequena diferença para o joelho, de 6° . Estas pequenas variações podem ser atribuídas ao processo de medição do *software*, que é realizado manualmente por meio dos marcadores.

Portanto, conclui-se que a redução do comprimento do pedivela não alterou de forma significativa a amplitude de movimento das articulações.

4.9.2. Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 170 mm

São apresentados na Figura 4.45 os ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d), pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, bem como os valores máximos e mínimos desses ângulos, mostrados na Tab. 4.34.

Verifica-se na Figura 4.45, que para ambos os comprimentos da prótese, o ângulo entre ela e o pedivela foi de aproximadamente 157° e 0° , para a posição de 0° (curso superior) e de 180° (curso inferior), respectivamente. Na fase de propulsão (90°) e de recuperação (270°), o ângulo entre a prótese e o pedivela foi de 90° e de 61° , respectivamente.

Com a remoção do pé protético e a substituição por uma barra de comprimento variável conectada diretamente ao pedal, constata-se que os ângulos de flexão e extensão do joelho aumentaram em relação ao membro sem amputação (direito). Os ângulos da articulação do quadril, foram um pouco maiores para o lado direito (sem amputação).

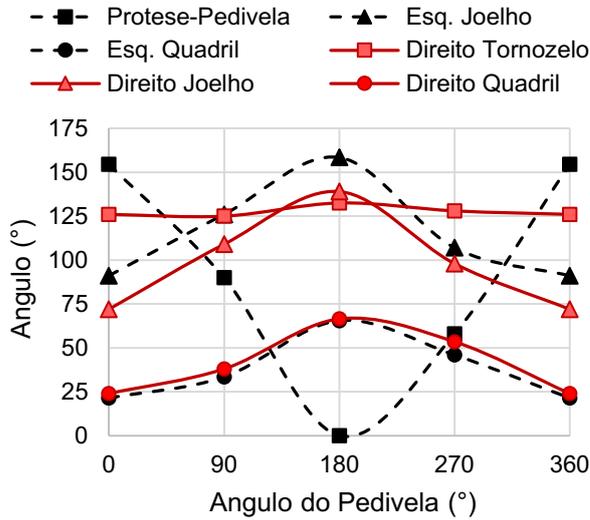
Segundo a Tabela 4.34, as variações angulares das articulações foram similares para ambas as pernas e comprimentos de prótese, onde as pequenas diferenças observadas entre os valores, pode ser atribuída aos erros do processo de medição, conforme citado anteriormente.

Comparando-se estes resultados com os obtidos para a prótese de referência (Tab.4.33), constata-se que os ângulos mínimos e máximos referentes ao tornozelo da perna sem amputação (direita), sofreram um aumento com a prótese desenvolvida, no qual pode ser associado ao posicionamento do ciclista no selim da bicicleta, indicando uma inclinação do corpo para o lado amputado, gerando um aumento da amplitude de movimento do tornozelo. O valor mínimo e

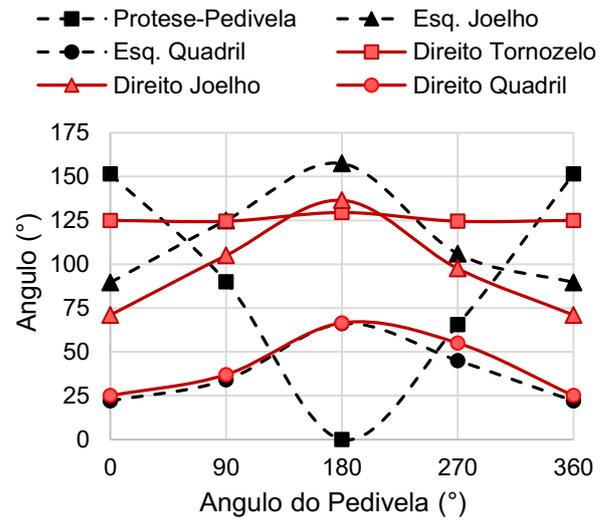
máximo observado para esta articulação, foi de 125° e 133° para a prótese de 133 mm, e de 120° e 132°, para a prótese de 143 mm, respectivamente (Tab. 4.34).

Prótese 133 mm – Ped. 170 mm – 50 rpm

Prótese 133 mm – Ped. 170 mm – 70 rpm



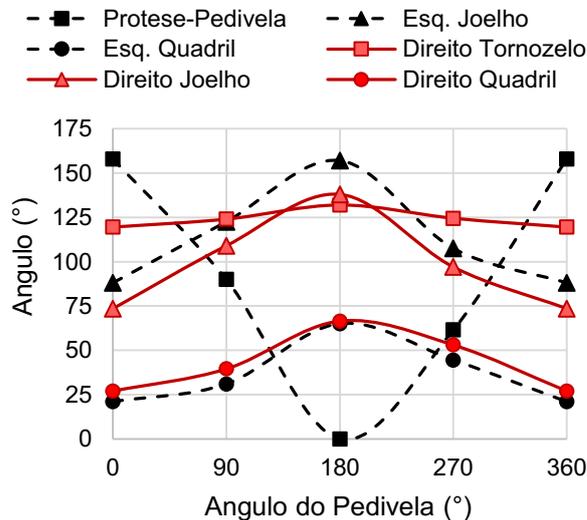
(a)



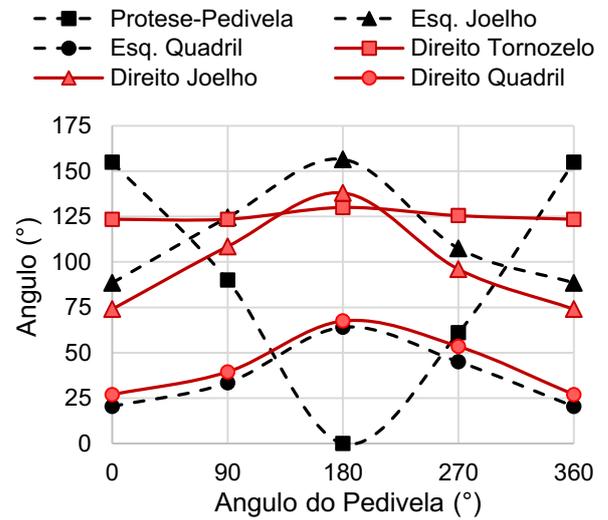
(b)

Prótese 143 mm – Ped. 170 mm – 50 rpm

Prótese 143 mm – Ped. 170 mm – 70 rpm



(c)



(d)

Figura 4.45 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d) e pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Tabela 4.34 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 133 mm e de 143 mm, pedivela de 170 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Pedivela de 170 mm

<i>PD (mm)</i>	Esquerda (amputada)				Direita		
	Ângulo	PP	Joelho	Quadril	Tornozelo	Joelho	Quadril
133	Mínimo (°)	0	90	22	125	71	24
	Máximo (°)	155	159	66	133	139	67
143	Mínimo (°)	0	88	21	120	74	27
	Máximo (°)	158	157	65	132	138	68

Conclui-se que aumentar o comprimento da prótese para 143 mm, não influenciou de forma significativa nos ângulos articulares da perna amputada (esquerda). No entanto, o comportamento das curvas para esta perna foi diferente em relação à prótese de referência, enquanto os ângulos do quadril do lado direito (s/amputação) foram maiores.

4.9.3. Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 160 mm

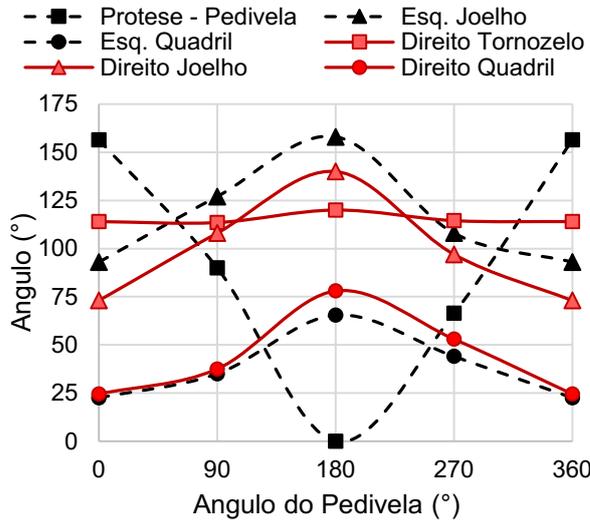
Na Figura 4.46 são mostrados os ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d), pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm. Na Tabela 4.35 são exibidos os valores máximos e mínimos desses ângulos.

Constata-se na Figura 4.46 que os resultados obtidos para o pedivela de 160 mm, foram similares ao obtidos para o pedivela de 170 mm (Fig. 4.34). O ângulo entre a prótese e o pedivela, foi de aproximadamente 155° para a posição de 0° (curso superior), e de 0° para a posição de 180° (curso inferior). Na posição de 90° (fase de propulsão) e de 270° (fase de recuperação), este angulo foi igual à 90° e 65°, respectivamente (Tab. 4.35). Os ângulos de flexão e extensão do joelho permaneceram maiores para a perna amputada, enquanto os ângulos referentes ao quadril do lado direito (s/amputação), também foram superiores ao do lado esquerdo (amputado).

Comparando-se os resultados da Tab. 4.35 com os da Tab. 4.34, verifica-se que a variação angular do tornozelo da perna direita (s/amputação) diminuiu para o pedivela de 160 mm, apresentando valores mínimos e máximos de 114° e 123° para a prótese de 133 mm, de 112° e

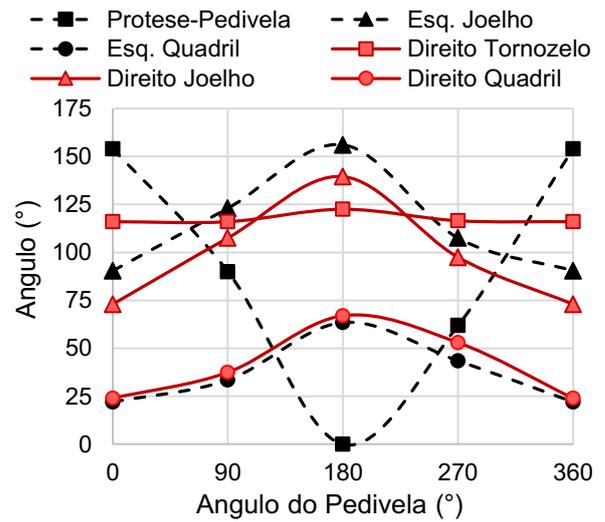
122° para a prótese de 143 mm, respectivamente. Já os demais resultados foram similares ao obtidos para o pedivela de 170 mm.

Prótese 133 mm – Ped. 160 mm – 50 rpm



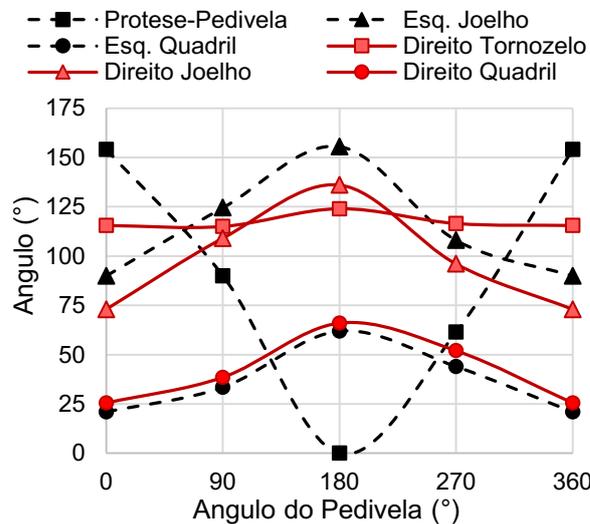
(a)

Prótese 133 mm – Ped. 160 mm – 70 rpm



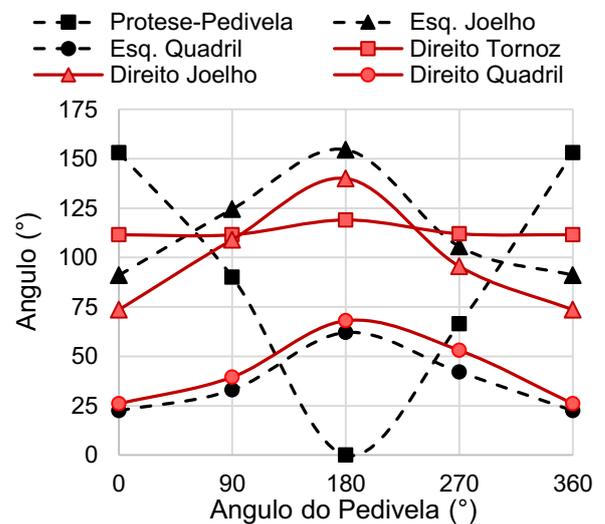
(b)

Prótese 143 mm – Ped. 160 mm – 50 rpm



(c)

Prótese 143 mm – Ped. 160 mm – 70 rpm



(d)

Figura 4.46 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 133 mm (a e b) e de 143 mm (c e d), pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e de 70 rpm.

Tabela 4.35 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 133 mm e de 143 mm, pedivela de 160 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela de 160 mm

<i>PD (mm)</i>	Esquerda (amputada)				Direita		
	Ângulo	PP	Joelho	Quadril	Tornozelo	Joelho	Quadril
133	Mínimo (°)	0	91	22	114	73	24
	Máximo (°)	157	158	66	123	140	78
143	Mínimo (°)	0	91	24	112	73	26
	Máximo (°)	154	156	78	122	140	68

Portanto, diminuir o comprimento do pedivela para 160 mm, reduziu os valores angulares do tornozelo direito, aproximando-os dos valores obtidos nos testes utilizando a prótese de referência.

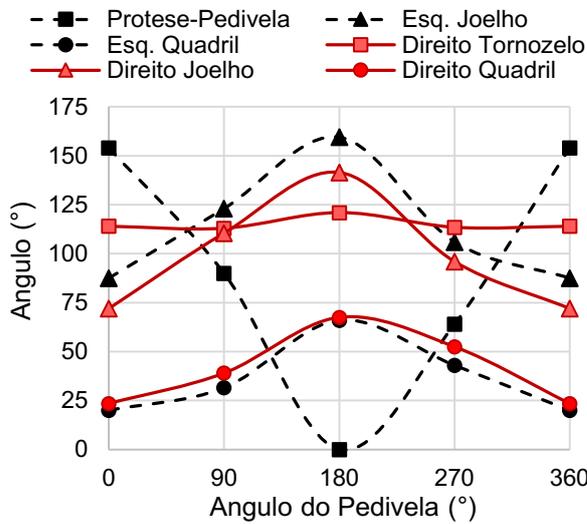
4.9.4. Utilizando a prótese desenvolvida e pedivela de 180 mm

Na Figura 4.47 são apresentados os ângulos médios articulares do tornozelo, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 143 mm (a e b) e de 153 mm (c e d), pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm. Na Tabela 4.36 são mostrados os valores máximos e mínimos desses ângulos.

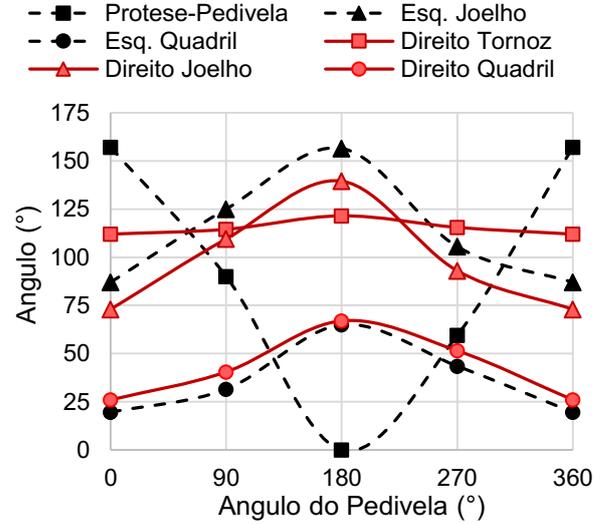
Tabela 4.36 – Ângulos médios máximos e mínimos das articulações do tornozelo, prótese-pedivela (PP), joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida (PD) com comprimento de 143 mm e de 153 mm, pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Pedivela de 180 mm

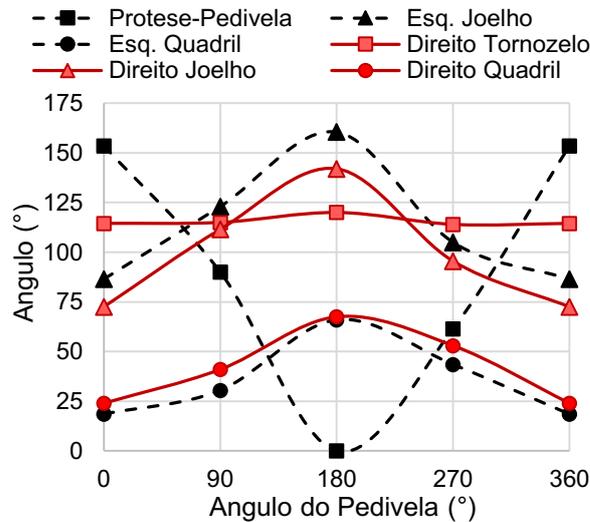
<i>PD (mm)</i>	Esquerda (amputada)				Direita		
	Ângulo	PP	Joelho	Quadril	Tornozelo	Joelho	Quadril
143	Mínimo (°)	0	87	20	112	72	24
	Máximo (°)	157	160	66	122	142	68
153	Mínimo (°)	0	72	19	114	72	24
	Máximo (°)	154	161	66	122	142	68

Prótese 143 mm – Ped. 180 mm – 50 rpm

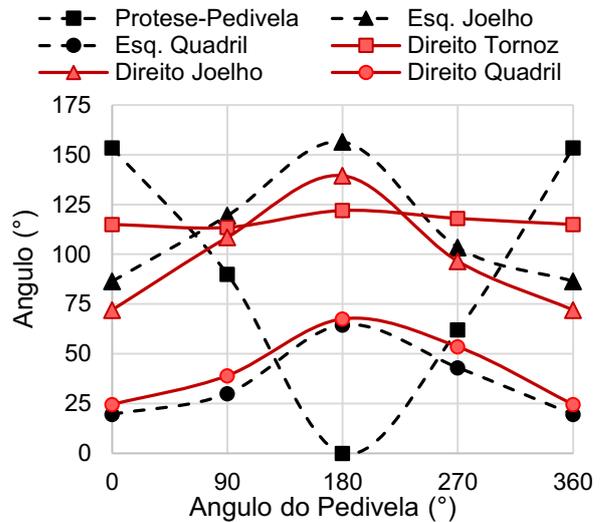
(a)

Prótese 143 mm – Ped. 180 mm – 70 rpm

(b)

Prótese 153 mm – Ped. 180 mm – 50 rpm

(c)

Prótese 153 mm – Ped. 180 mm – 70 rpm

(d)

Figura 4.47 – Ângulos médios articulares do tornozelo, prótese-pedivela, joelho e quadril do ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese desenvolvida com comprimento de 143 mm (a e b) e de 153 mm (c e d), pedivela de 180 mm, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm.

Verifica-se na Figura 4.47 que os resultados obtidos para o pedivela de 180 mm, apresentaram a mesma tendência que os resultados obtidos para o pedivela de 160 mm (Fig.4.46) e de 170 mm (Fig. 4.45). Os ângulos mensurados entre a prótese e o pedivela foram iguais à 155° e 0°, para os cursos superior (0°) e inferior (180°), respectivamente. Na fase de

propulsão (90°) e de recuperação (270°), estes ângulos foram iguais à 90° e 62° , respectivamente (Tab. 4.36). Apesar do ângulo mínimo do joelho da perna esquerda (amputada) ter sofrido uma redução nos testes efetuados com a prótese de 153 mm e pedivela de 180 mm, os ângulos desta articulação continuam sendo maiores que o da perna direita. Os ângulos mínimos e máximos do tornozelo direito, apresentaram-se similares aos obtidos para o pedivela de 160 mm e menores que os obtidos para o pedivela de 170 mm, com valores de 112° e de 122° , para a prótese de 143 mm, e de 114° e de 122° para a prótese de 153 mm, respectivamente (Tab. 4.36).

Portanto, aumentar o comprimento do pedivela para 180 mm, não influenciou de forma significativa os ângulos articulares da perna amputada (esquerda). No entanto, verificou-se uma redução dos ângulos mínimos e máximos do tornozelo direito, comparados aos ângulos obtidos para o pedivela de 170 mm. O aumento do pedivela (180 mm), associado ao comprimento da prótese de 153 mm, proporcionou uma redução do ângulo de flexão do joelho da perna amputada, aproximando-o do valor observado para a perna sem deficiência (direita).

4.10. Discussão dos resultados

Este trabalho propõe a utilização de uma prótese simplificada de comprimento variável acoplada ao pedal de um protótipo de um equipamento projetado para avaliar os níveis de potência de forma independente das pernas. Com este equipamento é possível avaliar a contribuição na biomecânica do movimento de pedalada para a perna com e sem deficiência. Neste caso, o equipamento associado com a prótese permite efetuar ajustes na configuração da bicicleta e da prótese, a fim de melhorar o desempenho e reduzir desconfortos durante a pedalada.

Verificou-se no primeiro teste piloto, que a perna sem amputação do ciclista, contribuiu com 64,3% na produção da potência total, utilizando a prótese de referência. De maneira similar, nos testes efetuados com o segundo ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência, a perna sem deficiência contribuiu com até 66,9% (valor observado para a cadência de 50 rpm).

Estes resultados são similares aos obtidos por Childers, Kistenberg e Gregor (2011), onde 64,6% do trabalho total foi realizado pela perna sem amputação de um grupo de ciclistas amputados transtibiais, utilizando uma prótese flexível (Tab. 4.37).

Na Figura 4.48 é apresentado a contribuição da perna sem amputação, na produção de potência e de trabalho total, para ciclistas amputados transtibiais, utilizando uma prótese flexível (PF) e uma prótese rígida (PR), referentes aos testes efetuados neste trabalho (tese) e por Childers, Kistenberg e Gregor (2011).

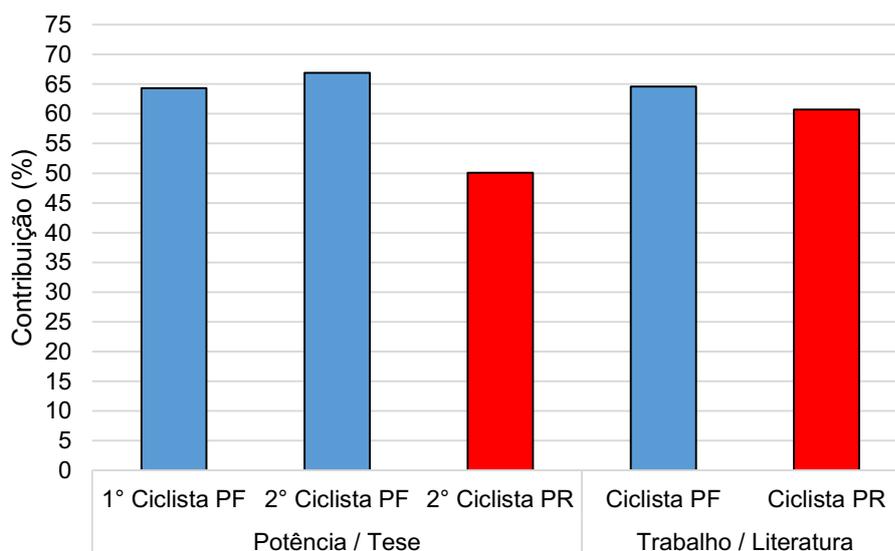


Figura 4.48 – Contribuição da perna sem amputação na produção de potência e de trabalho, para ciclistas amputados transtibiais, utilizando uma prótese flexível (PF) e uma prótese rígida (PR).

Estes autores, também comparam a assimetria do trabalho, em percentual, para um grupo de oito ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pé protético rígido e um pé protético flexível, com um grupo de nove ciclistas sem amputação (Tab. 4.37).

Tabela 4.37 – Contribuição em porcentagem dos membros inferiores na produção de trabalho, para um grupo de oito ciclistas amputados transtibiais, utilizando um pé protético rígido e um pé protético flexível, com um grupo de nove ciclistas sem amputação (Adaptado de CHILDERS; KISTENBERG; GREGOR, 2011).

Contribuição no trabalho total (%)		
	Membro Dominante	Membro não-Dominante
Pé Rígido	60,7 ± 4,1	39,3 ± 4,1
Pé Flexível	64,6 ± 4,0	35,4 ± 4,0
S/ amputação	52,1 ± 1,3	47,9 ± 1,3

De acordo com a Tabela 4.37, a média da assimetria do trabalho para os grupos de ciclistas com amputação, foi aproximadamente seis vezes maior do que para o grupo sem amputação. Este resultado foi similar ao encontrado neste trabalho, cuja assimetria da potência, para o ciclista sem amputação, foi de 1,88% para a cadência de 60 rpm (Tab. 4.8), enquanto para o ciclista amputado transtibial, foi de 10,89%, para a cadência de 70 rpm (Tab. 4.12), ou seja, aproximadamente, seis vezes maior.

A contribuição média do membro amputado, na produção de trabalho total, foi menor para o grupo de ciclistas utilizando a prótese flexível, de 35,4%, comparado ao grupo que utilizou a prótese rígida, que apresentou contribuição de 39,3% (Tab. 4.37). Para o grupo de ciclistas sem amputação, a contribuição das pernas foi aproximadamente simétrica, cujo menor valor foi de 47,9% (Tab. 4.37). Estes resultados foram semelhantes aos obtidos nos testes com o ciclista sem e com amputação. A contribuição das pernas do ciclista sem amputação, na produção de potência total, também foi aproximadamente simétrica, com menor valor de 48,2% para a cadência de 60 rpm (Tab. 4.8). Também foi constatado um aumento significativo da contribuição da perna amputada na produção da potência total, trocando-se a prótese de referência (flexível) por uma prótese rígida (prótese desenvolvida). No entanto, outros fatores, como a remoção do pé protético, podem ter beneficiado este resultado.

Koutny et al (2013) realizaram testes variando o comprimento do pedivela em três comprimentos (160,00 mm, 167,5 mm e 175 mm), onde foi verificada a atividade muscular, os ângulos do quadril e do joelho e as forças aplicadas ao pedal. O pé protético do ciclista também foi removido, fixando a prótese diretamente no pedal, por meio de um taquinho (Fig. 4.49).

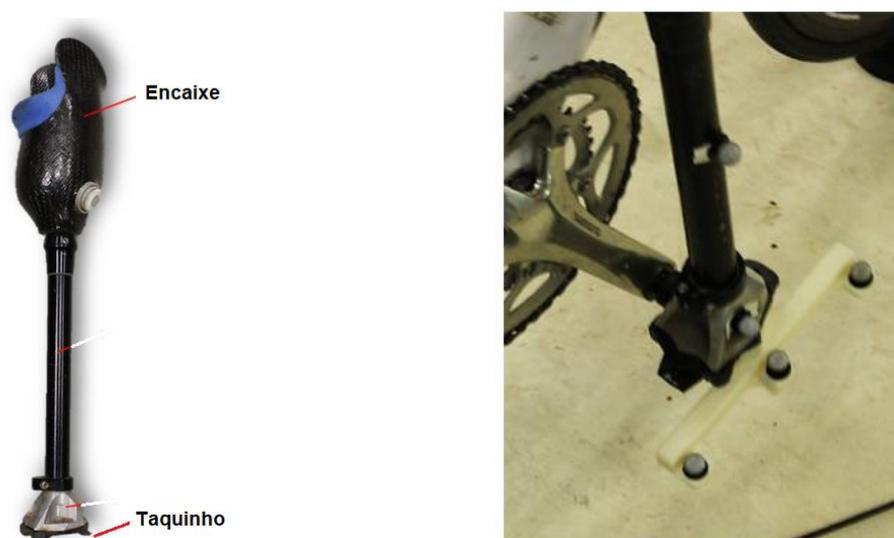


Figura 4.49 – Fixação da perna protética ao pedal da bicicleta (KOUTNY et al, 2013)

O autor constatou que a redução do pedivela não proporcionou uma mudança significativa nos valores da força aplicada ao pedal. No entanto, esta força corresponde a força total aplicada ao pedal, sendo, que apenas um componente dela (força efetiva) realiza trabalho. Portanto, mesmo que a força total não tenha apresentado alterações, a orientação dela no pedal, pode aumentar o trabalho realizado. Também foi verificado, que a atividade muscular e os desvios geométricos, diminuíram com a redução do pedivela.

Nos testes deste trabalho, realizados com o ciclista amputado transtibial, utilizando a prótese de referência e modificando o comprimento do pedivela de 170 mm para 160 mm, foi constatado um aumento de 9,53% e 3,22%, da contribuição da perna amputada na produção da potência total, para as cadências de 50 rpm e 70 rpm, respectivamente. Este resultado parece estar associado não apenas à redução do pedivela, mas também com a cadência do ciclista. Desse modo, para a cadência de 70 rpm, este aumento da contribuição, foi relativamente pequeno, corroborando com os resultados obtidos por Koutny et al (2013). No entanto, para a cadência de 50 rpm, este aumento foi de 9,53%, aproximadamente 3 vezes maior que o resultado anterior, indicando que a cadência também influenciou nos resultados. Dessa forma, é necessário realizar mais testes variando-se a cadência, a fim de verificar a sua efetiva influência na produção da potência.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

De acordo com a proposta do trabalho, conclui-se que:

- A contribuição das pernas do ciclista sem amputação na produção de potência total foi aproximadamente simétrica, enquanto que a produção de potência observada para os dois ciclistas com amputação transtibial, utilizando uma prótese comercial destinada à caminhada, foi diferente entre as pernas, demonstrando que a biomecânica da perna amputada não foi igual à da perna sem deficiência.
- A potência e a força efetiva desenvolvida pela perna amputada do atleta, utilizando a prótese de referência e comprimento de pedivela (170 mm), foi de no máximo 39,11% da potência total e 26,38 N, respectivamente.
- A potência desenvolvida pela perna amputada do atleta, utilizando a prótese de referência e comprimento de pedivela de 160 mm, apresentou um aumento de até 9,53% em relação à potência produzida por esta perna, utilizando o pedivela de 170 mm.
- Reduzir o comprimento do pedivela utilizado pelo atleta com a prótese de referência, não influenciou de forma significativa nos ângulos articulares.
- A técnica de pedalada utilizada pelo atleta mudou em alguns testes, com a variação da cadência, verificando-se uma possível tendência da perna sem deficiência puxar o pedal na fase de recuperação, auxiliando a perna amputada na fase de propulsão, para a cadência de 50 rpm.

- A potência e a força efetiva produzida pela perna amputada do atleta, utilizando a prótese desenvolvida, foi maior que a da prótese de referência, em todos os testes.
- A potência máxima produzida pela perna amputada, utilizando a prótese desenvolvida, foi de 55,72% da potência total, com força efetiva de 38,5N, para o comprimento de prótese e de pedivela, de 143 mm e 170 mm, respectivamente. Os ângulos mínimos e máximos do tornozelo direito aumentaram utilizando estes comprimentos, provavelmente, porque o corpo do atleta ficou inclinado para o lado oposto (esquerdo ou amputado), utilizando o peso do corpo na fase de propulsão.
- Os comprimentos de prótese e de pedivela que proporcionaram maior simetria na produção de potência de ambas as pernas, foram de 143 mm e de 160 mm, respectivamente, correspondendo à 50,08% da potência total, para a perna amputada e 49,92% da potência total para a perna sem deficiência. Estes comprimentos também correspondem ao resultado cujo ângulo do tornozelo direito mostrou menor variação comparado ao mensurado no teste utilizando a prótese de referência.
- A menor potência produzida pela perna amputada, utilizando a prótese desenvolvida, foi igual à 43,87% da potência total, observada para o comprimento de prótese e de pedivela, de 153 mm e 180 mm, respectivamente. Como este foi o último teste realizado, cabe ressaltar que a o cansaço físico pode ter influenciado neste resultado.
- A potência total instantânea mensurada no lado direito à 90°, foi maior que a do lado esquerdo, enquanto que a potência total medida no lado esquerdo a 180°, foi maior que para o lado direito, em todos os testes realizados com a prótese desenvolvida. Uma vez que o tipo de encaixe utilizando pelo voluntário não permite que o membro amputado puxe o pedal na fase de recuperação, concluiu-se que a perna sem deficiência pode ter descansado na fase de recuperação, produzindo força negativa, diminuindo a potência da perna amputada na fase de propulsão, justificando assim, porque a potência total instantânea do lado esquerdo foi menor que a do direito. De maneira similar, a perna direita ao sair

da fase de recuperação, pode ter auxiliado a perna amputada (esquerda) no curso inferior, aumentando a potência desta perna à 180°.

- A prótese fabricada em alumínio e latão apresentou maior resistência, menor custo de mão de obra e menor massa que a prótese de Tritan.
- O equipamento desenvolvido para avaliação da potência de paraciclistas, permitiu mensurar a potência total instantânea, em tempo real e em função da posição, indicando quando há mudança na técnica de pedalada do ciclista. O equipamento também permitiu variar de forma discreta o comprimento do pedivela utilizado, permitindo a utilização de outros sensores de potência.

Cabe ressaltar que todos os testes foram realizados no mesmo dia devido a impossibilidade do voluntário retornar, visto que ele veio de outra cidade sem recursos para esta finalidade. O cansaço físico pode ter influenciado na produção de potência e na técnica de pedalada utilizada por ele, sendo recomendado desta maneira, efetuar novos testes, em dias diferentes, e de preferência com mais voluntários.

De um modo geral, conclui-se que:

- A prótese desenvolvida proporcionou um aumento na potência produzida pela perna amputada, tornando-a mais simétrica em relação a perna sem deficiência. O comprimento ajustável desta prótese, permitiu definir o melhor comprimento da perna para ao atleta, sem a necessidade de fabricar vários modelos.
- O equipamento desenvolvido para avaliação da potência, permitiu variar o torque resistivo aplicado aos pedais da bicicleta, bem como o comprimento do pedivela, determinando a potência total instantânea do ciclista em função da posição angular do pedivela.
- O protótipo deste sistema associado à prótese desenvolvida, permitem avaliar os níveis de potência de forma independente das pernas, efetuar ajustes na configuração da bicicleta e da prótese, com o objetivo de melhorar o desempenho e reduzir os desconfortos durante a pedalada.

5.1. Sugestões para trabalhos futuros

Com base nos resultados desta pesquisa, sugere-se como trabalhos futuros:

- Avaliar a influência da inércia da prótese na assimetria do trabalho e da força;
- Avaliar a influência da resistência aerodinâmica no ciclismo para amputados transtibiais;
- Avaliar a influência dos ajustes da bicicleta na produção de potência e nos desvios geométricos de um ciclista com amputação transtibial;
- Avaliar a potência no ciclismo para amputados transtibiais bilaterais e transfemorais;
- Verificar a ativação muscular de um atleta amputado transtibial, nas quatro fases do ciclo de pedalada;
- Estudar novos materiais de manufatura aditiva, que facilitem e reduzam o custo de fabricação das próteses;
- Estudar a influência do preenchimento de impressão na resistência do material, principalmente, considerando a resistência da prótese sob ação de carregamentos dinâmicos;
- Otimizar a estrutura do equipamento para avaliação de potência, tornando-o menos robusto;
- Incluir no equipamento, um sistema para medição de potência das pernas, separadamente;
- Estimar a incerteza de medição do equipamento para avaliação de potência.
- Avaliar a cinemática e a cinética do ciclismo, por meio de simulações estáticas e dinâmicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. A.A.C.D. (**Associação de Assistência à Criança Defeituosa**). Oficina Ortopédica - Órteses, próteses e acessórios. São Paulo. Catálogo. 2002.
2. AARON, D. **Cycling prosthetic**. Disponível em <<http://fusionpeak.com.au/services/cycling-prosthetic/>> Acesso em 10 de out de 2016.
3. ABREU, S. A. C. **Impressão 3D baixo custo versus impressão em equipamentos de elevado custo**. 2015. 259f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2015.
4. AMBROSINI, C. La técnica del ciclismo. Barcelona. Ed. Hispano Europea. 1990.
5. ARDUÍNO. **analogRead**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/reference/pt/language/functions/analog-io/analogread>> Acesso em 15 de fev de 2019.
6. ARONI, A. L. **Um estudo sobre a pratica de atividade física por amputados**. Monografia do Curso de Especialização em Atividade Motora Adaptada. Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas. Campinas. 2006 apud PEDRINELLI, V. J. Educação Física e Desporto para Pessoas Portadoras de Deficiência. Brasília, MEC-SEDES, SESI-DN, 75-85, 1994.
7. AUDAXBIKE. **Ventus 2000**. Disponível em: <<http://audaxbike.com/bike/51/ventus-2000-tiagra-usai>>. Acesso em: 20 jun. 2018.
8. AUTODESK. **Autodesk Inventor Professional** - Guia Rápido. San Rafael. 2009.

9. AZEVEDO, A. F. M. **Método dos Elementos Finitos**. Portugal: Faculdade de Engenharia do Porto, 2003. 248p. Disponível em: <<https://goo.gl/79qFdv>>. Acesso em: 20 jun. 2015.
10. BASSETT, D. R. JR.; KYLE, C. R.; PASSFIELD, L.; BROKER, J. P.; BURKE, E. R. **Comparing Cycling World Hour Records, 1967-1996: Modeling with Empirical Data**. Med Sci Sports Exerc. 31 (11): 1665- 76. 1999.
<https://doi.org/10.1097/00005768-199911000-00025>
11. BBC. **Oldest prosthetic helped Egyptian mummy to walk**. Disponível em <<https://www.bbc.com/news/education-19802539> > Acesso em 02 de jan de 2019.
12. BIKEDYNAMICS. **Crank arm lengths**. Disponível em <<https://bikedynamics.co.uk/FitGuidecranks.htm>> Acesso em 07 de fev de 2019.
13. BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B. **Fatigue Effects on the Coordinative Pattern During Cycling: Kinetics and Kinematics Evaluation**. J Electromyography and Kinesiology. 20(1): 102-7. 2010.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.003>
14. BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B. **Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation**. Journal of Electromyography and kinesiology. 2008.
15. BURKE, E. R. **High-tech cycling**. Colorado Springs. Human Kinetics. 1996.
16. CANDOTTI, C.T. **Características biomecânicas e fisiológicas da técnica de pedalada de ciclistas e triatletas**. 2003. 142 f. Tese (Doutorado em Ciências do Movimento Humano) - Escola Superior de Educação Física. UFRGS. Porto Alegre. 2003.
17. CARPES, F. P.; BINI, R. R.; NABINGER, E.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. S. **Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40km contra-relógio simulada: estudo preliminar**. Revista Brasileira Educação Física Esporte. vol.19. n.2. 2005.

18. CARPES, F. P.; DAGNESE, F.; LIMBERGER, I. F.; ROSSATO, M.; MOTA, C. B.; DA SILVA, A. D. **Análise da variação da velocidade angular do pé-de-vela usando métodos de cinemetria e sensores reed-switch.** XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. João Pessoa. 2005.
19. CARVALHO, J. A. **Amputações de Membros Inferiores: Em busca da plena reabilitação.** 2 Edição. Ed. Manole. Campinas. 2003.
20. CAVANAGH, P. R.; SANDERSON, D. J. **The Biomechanics of Cycling: Studies of the Pedaling Mechanics of Elite Pursuit Riders.** In: Burke ER. Science of Cycling. Champaign: Human Kinetics. p. 91-122. 1986.
21. CHILDERS, L.W. **Motor control in persons with a transtibial amputation during cycling.** 2011. 214f. Dissertação de Mestrado. Georgia Institute of Technology. 2011.
22. CHILDERS, L. W.; KISTENBERG, S. R.; GREGOR, J. R. **The biomechanics of cycling with a transtibial amputation: Recommendations for prosthetic design and direction for future research.** Prosthetics and Orthotics International. 2009.
<https://doi.org/10.1080/03093640903067234>
23. CHILDERS, L. W.; KISTENBERG, S. R.; GREGOR, J. R. **Pedaling asymmetry in cyclists with uni-lateral transtibial amputation and the effect of prosthetic foot stiffness.** Proceedings of the AAOP 35th Annual Meeting and Scientific Symposium. Atlanta. GA. USA. 2011.
<https://doi.org/10.1123/jab.27.4.314>
24. CHIN, T.; SAWAMURA, S.; FUJITA, H.; NAKAJIMA, S.; OJIMA, I.; OYABU, H.; NAGAKURA, Y.; NAKAGAWA, A. **The efficacy of the one-leg cycling test for determining the anaerobic threshold (AT) of lower limb amputees.** Prosthetics and Orthotics International, vol. 21, n. 2, p. 141-146, August 1, 1997.

25. COELHO, T. B. **O efeito do Bike Fit no desempenho de ciclistas e na prevenção de lesões não traumáticas associadas ao ciclismo.** Dissertação de mestrado. Universidade da Beira Interior. 2016.
26. COPPERMETAL. **Latão corte livre americano.** Disponível em <https://www.coppermetal.com.br/pdf/latao/info-tec-copp_lataolivreamericano.pdf> Acesso em 20 de maio de 2019.
27. CPB. **Ciclismo.** Disponível em <http://www.cpb.org.br/modalidades-visualizacao/-/asset_publisher/4O6JOgZOhDhG/content/id/22679> Acesso em 02 de nov de 2015.
28. DAVIS, R. R.; HULL, M. L. **Measurement of pedal loading bicycling: II Analysis and Results.** Journal of Biomechanics. 1981.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90145-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90145-7)
29. DI ALENCAR, T. A. M.; MATIAS, K. F. S. **Importância da Avaliação Musculoesquelética e Biomecânica para o Bike Fit.** Revista Movimenta. vol.2. n.3. 2009.
30. DI ALENCAR, T. A. M.; MATIAS, K. F. S.; OLIVEIRA, F. B. **Cinesiologia e Biomecânica do ciclismo: Uma Revisão.** Revista Movimenta. vol.3. n.1. 2010.
31. DIEFENTHAELER, F. **Atividade eletromiográfica e força muscular de membros inferiores durante o ciclismo até a exaustão em atletas competitivos.** Tese de doutorado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. 2009
32. DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; NABINGER, E.; LAITANO, O. L.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. **Proposta metodológica para a avaliação da técnica de pedala de ciclistas: estudo de caso.** Rev Bras Med Esporte. V.14. 2008.
<https://doi.org/10.1590/S1517-86922008000200014>
33. EASTMAN. **Eastman Tritan.** Disponível em <<https://www.innovationlab.eastman.com/materials/tritan-copolyester>> Acesso em 13 de marc de 2019a.

34. EASTMAN. **Product Catalog**. Disponível em <https://productcatalog.eastman.com/tds/ProdDatasheet.aspx?product=71068690&pn=Tritan+Copolyester+EX401#_ga=2.205485712.10925766.1552148181-1834108143.1548885618> Acesso em 13 de mar de 2019b.
35. EBERT, T. R.; MARTIN, D. T.; STEPHENS, B.; WITHERS, R. T. **Power Output During a Professional Men's Road-Cycling Tour**. International Journal Of Sports Physiology And Performance, USA, v. 1, n. 1, p.324-335, 2006.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.1.4.324>
36. ELITE. **Real Turbo Muin B+**. Disponível em <<http://www.elite-real.com/es/productos/real-turbo-muin-b>> Acesso em 28 de nov de 2018.
37. ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000.
38. ETTEMA, G.; LORAS, H.; LEIRDAL, S. **The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness**. Journal of Electromyography and kinesiology. 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.009>
39. EXAKT. **Exakt Power**. Disponível em < https://exaktpower.com/it/it_powermeter/> Acesso em 27 de nov de 2018.
40. FERREIRA, P.; ROSEIRO, L.; LOPES, V.; COSTA, I.; ALMEIDA, J.; PINÃO, T. **Desenvolvimento e validação experimental de uma prótese para ciclistas com amputação transtibial**. 5º Congresso Nacional de Biomecânica. Espinho. Portugal. 2013.
41. FIT CALCULATOR. **Competitive Cyclist**. Disponível em <<https://www.competitivecyclist.com/Store/catalog/fitCalculatorBike.jsp>> Acesso em 14 de jan de 2019.
42. FONSECA, M. F. P. **Filmes finos para sensores de pressão em próteses de membros inferiores**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Coimbra. 2011.

43. FRANCHINI, E. **Teste anaeróbio de Wingate: Conceitos e aplicação.** Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte, v. 1, p. 11-27, 2002.
44. FRIEDMANN, L.W. **Reabilitação do amputado de membro inferior.** In: FREDERIC, F. J. Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen. 4ª ed. São Paulo: Manole, 1994.
45. FRIEL, Joe. **THE POWER METER HANDBOOK: A User's Guide for Cyclists and Triathletes.** Boulder: Velopress. 159 p. 2012.
46. GARMIM. **Vector 3.** Disponível em < <https://buy.garmin.com/pt-BR/BR/p/573589>> Acesso em 27 de nov de 2018a.
47. GARMIM. **Edge 1030 Bundle.** Disponível em < <https://buy.garmin.com/pt-BR/BR/p/567991>> Acesso em 27 de nov de 2018b.
48. MAKEITFROM. **Alumínio 6061.** Disponível em <<https://www.makeitfrom.com/material-properties/6061-T6-Aluminum/>> Acesso em 20 de maio de 2019.
49. GALILEU. **Ciclista vai usar prótese impressa em 3D na Paralimpíada.** Disponível em <<https://revistagalileu.globo.com/Publicidade/Braskem/noticia/2016/07/ciclista-vai-usar-protese-impressa-em-3d-na-paralimpiada.html>> Acesso em 20 de maio de 2019.
50. GOODFELLOW. **Poliamida - Nylon.** Disponível em <<http://www.goodfellow.com/S/Poliamida-Nilon-6-6.html>> Acesso em 20 de mai de 2019.
51. GRAPPE, F. **Re'sistance totale qui s'oppose au de'placement en cyclisme.** In Cyclisme et Optimisation de la Performance. p. 604. Paris. De Boeck Universite. Collection Science et Pratique du Sport. 2009.
52. GRAPPE, F.; CANDAU, R.; BELLI, A.; ROUILLON, J. D. **Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position.** Ergonomics. 1997.
<https://doi.org/10.1080/001401397187388>

53. GREGOR, R. J. **Biomechanics of cycling**. In: GERRET, W. E. & KIRKENDAL, D. T. Exercise and Sport Science. Philadelphia - EUA: Lippincott Williams & Wilkins. 2000.
54. GREGOR, R. J.; BROKER, J. P.; RYAN, M. M. **The Biomechanics of Cycling**. Exerc Sport Sci Rev. 19: 127-69. 1991.
<https://doi.org/10.1249/00003677-199101000-00004>
55. GREGOR, R. J.; FOWLER, E. G. **Biomechanics of cycling**, Ch. 19. In Zachazewski J, Magee D, Quillen W, editors. Athletic injuries and rehabilitation. 1a Ed. Philadelphia, PA: WB Saunders Co. pp 367-388. 1996.
56. GREGOR, R. J.; KOMI, P. V.; JARVINEN, M. **Achilles tendon forces during cycling**. Int J Sports Med. 1987.
<https://doi.org/10.1055/s-2008-1025698>
57. HELENE, O.; FRIGERE, F. F. **Física no Esporte**. Scientific American Brasil Aula Aberta. Editora Moderna. n.14. p.10- 11. Disponível em <https://issuu.com/ed_moderna/docs/aulaaberta14> Acesso em set de 2016.
58. HINAULT, B.; GENZLING, C. **Ciclismo de Estrada**. Lisboa. Editorial Presença. 1988.
59. HULL, M. L.; DAVIS, R. R. **Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation**. J. Biomechanics. Vol. 14. N° 12. Pp843-856. 1981.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90012-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90012-9)
60. HULL, M. L.; JORGE, M. **A method for biomechanical analysis of bicycle pedaling**. Journal of Biomechanics, v. 18, n. 9, p. 631-44, 1985.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90019-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90019-3)
61. HULL, M. L.; RUBY, P. **Preventing overuse knee injuries**. In: BURKE, E. R. (Org.). High-Tech Cycling. Champaign, IL: Human Kinetics. P. 251-279. 1996.

62. JÚLIO, U. F.; PANISSA, V. L. G.; SHIROMA, S. A.; FRANCHINI, E. **Effect of Protocol Manipulation for Determining Maximal Aerobic Power on Treadmill and Cycle Ergometer: A Brief Review**. Strength & Conditioning Journal, v. 39, n. 5, p. 58-71 Department of Sport. School of Physical Education and Sport. University of São Paulo. São Paulo. 2017.

<https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000332>

63. KELLMANN, M.; KALLUS, K. W. **Recovery-stress Questionnaire for Athletes - User Manual**. Champaign. IL: Human Kinetics. 128p. 2001.

64. KORFF, T.; ROMER, L. M.; MAYHEW, I.; MARTIN, J. C. **Effect of pedaling technique of mechanical effectiveness and efficiency in cyclists**. Med Sci Sports Exerc 39:991-995. 2007.

<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235>

65. KOUTNEY, D.; PALOUSEK, D.; STOKLASEK, P.; ROSICKY, J.; TEPLA, L.; PROCHAZKOVA, M.; SVOBODA, Z.; KREJCI, P. **The Biomechanics of cycling with a transtibial prosthesis: A case study of a professional cyclist**. International Scholarly and Scientific Research & Innovation 7(12). 2013.

66. LAMOREAUX L. **Cycling. In: Drinkwater BL**. Women in Sport. Wiley-Blackwell. p. 535-49. 2000.

<https://doi.org/10.1002/9780470757093.ch36>

67. LEMOND, G.; GORDIS, K. **Greg LeMond's complete book of bicycling**. New York. Perigee Books. 1990.

68. LIFEFITNESS. **IC5**. Disponível em <<https://lifefitness.com.br/home/products/indoor-cycling/ic5>> Acesso em 28 de nov de 2018.

69. MARIÑO, S.; MORAES, A. M.; PEQUINI, P. **Bicicletas para uso personalizado: recomendações antropométricas**. 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. 2010.

70. MATERIAIS. **Aço carbono SAE 1045**. Disponível em <<https://www.materiais.gelsonluz.com/2017/10/aco-sae-1045-propriedades-mecanicas.html>> Acesso em 20 de maio de 2019.
71. MATOS, D. F. **Dispositivos Protésicos Exteriores: Estudo, Desenvolvimento, Produção, Ensaio e Certificação**. Dissertação de Mestrado. Universidade do Porto. 2009.
72. MEYER, J. F. **Superfícies Funcionais Aplicadas a Biomateriais Inteligentes**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Coimbra. Coimbra. 2012.
73. MORNIEUX, G.; STAPELFELDT, B.; GOLLHOFER, A.; BELLI, A. **Effects of pedal type and pull-up action during cycling**. Int J Sports Med. 29:817-822. 2008.
<https://doi.org/10.1055/s-2008-1038374>
74. NETO, A. V. **Atrito de Escorregamento e Atrito de Rolamento: Análise de situações simples**. Caderno de Física da UEFS. p. 35-37. 2014.
75. NISSELS, V.; KURTH, C.; KRANNER, W. **Prótese para os pés**. PI 11038403-3A2. 2015.
76. OSEJOS, J. V. M. **Caracterización de materiales termoplásticos de abs y pla semi-rígido impresos em 3d com cinco mallados internos diferentes**. 2016. 196f. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2016.
77. OTTOBOCK. **Prótese de pé 1C60 Triton**. Disponível em <<https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet--Mechanical/1C60-Triton/p/1C60/>> Acesso em 11 de out de 2019.
78. OTTOBOCK. **Prótese de pé Trias 1C30**. Disponível em <<http://www.ottobock.com.br/prosthetics/produtos-de-a-a-z/p%C3%A9-trias-1c30/>> Acesso em 10 de out de 2016.

79. PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades**. Hemus Editora Ltda. Órteses e Próteses. São Paulo. 349 p. 1997.
80. PEDRINELLI, V. J. **Educação Física e Desporto para Pessoas Portadoras de Deficiência**. Brasília, MEC-SEDES, SESI-DN, 75-85, 1994.
81. PEQUINI, S. M. **A evolução tecnológica da bicicleta e suas implicações ergonômicas para a máquina humana**. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo. Faculdade de Arquitetura e Urbanismo. 2000.
82. PEREIRA, D. C. S. **Desenvolvimento de um protótipo para aplicação em doentes com amputação da perna**. Dissertação de Mestrado. Universidade do Minho. 2014.
83. PEVELER, W.; BISHOP, P.; SMITH, J.; RICHARDSON, M.; WHITEHORN, E. **Comparing methods for setting saddle height in trained cyclist**. Journal of Exercise Physiologyonline. 2005.
84. POWERTAP. **Products**. Disponível em < <https://www.powertap.com>> Acesso em 27 de nov de 2018a.
85. POWERTAP. **PowerTap P2 Pedals**. Disponível em <<https://www.powertap.com/product/powertap-p2-pedals>> Acesso em 27 de nov de 2018b.
86. POWERTAP. **PowerTap G3 Hub**. Disponível em <<https://www.powertap.com/product/powertap-g3-hub>> Acesso em 27 de nov de 2018c.
87. POWERTAP. **PowerTap C1 Chainrings**. Disponível em <<https://www.powertap.com/product/powertap-c1-chainrings>> Acesso em 27 de nov de 2018d.
88. QUEIROZ, W. F. **Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores**. Tese de doutorado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal. 2008.

89. RANKIN, J. W.; NEPTUNE, R. R. **A Theoretical Analysis of an Optimal Chainring Shape to Maximize Crank Power During Isokinetic Pedaling.** J Biomech. 2008. 41(7): 1494-502.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.015>

90. RYAN, M. M.; GREGOR, R. J. **EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence.** J Electromyogr Kinesiol. 1992.

[https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-E](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-E)

91. SANNER, W. H.; O'HALLORAN, W. D. **The Biomechanics, Etiology, and Treatment of Cycling Injuries.** J Am Podiatr Med Assoc. 90(7): 354-76. 2000.

<https://doi.org/10.7547/87507315-90-7-354>

92. SCHROEDER, I. C. **Biomecânica do Ciclismo.** Trabalho de Conclusão de Curso. PUC. Porto Alegre. 88p. 2005.

93. SILVEIRA, A. **O polipropileno na confecção de órteses e próteses.** Revista Brasileira de Ortopedia. V.16(2), 47-50. Junho. 1981.

94. SOUSA, F. S. C. **Projeto de tornozelo mecânico e avaliação de joelho mecânico para amputados.** Projeto de Graduação. Universidade de Brasília. Brasília. 2014.

95. SRM. **Powermeter.** Disponível em <<http://www.srm.de/de/produkte/powermeter/>> Acesso em 27 de nov de 2018a.

96. SRM. **Powermeter Original Road.** Disponível em <<http://www.srm.de/de/produkte/powermeter/original-road/>> Acesso em 27 de nov de 2018b.

97. T4H. **Desenvolvimento de soquete para prótese transtibial impresso em 3d.** Disponível em <<https://www.t4h.com.br/noticias/cti-renato-archer-participa-de-desenvolvimento-de-soquete-para-protese-transtibial-impresso-em-3d/>> Acesso em 27 de nov de 2016.

98. TIRLONE, G. E.; LUZ, F. F. **Projeto e otimização de prótese transtibial polimérica de baixo custo utilizando impressão tridimensional.** *Disciplinarum Scientia. Serie: Naturais e Tecnológicas*, Santa Maria, v. 18, n. 2, p. 341-358, 2017
99. TOYOFUKU, M. H.; TOYODA, C. Y. **Órteses: estudo dos materiais utilizados em sua confecção por terapeutas ocupacionais paulistas.** Projeto de pesquisa. UFSCar. São Carlos. 2000.
100. JUNIOR, G. J. **Anatomia.** Disponível em: <<http://www.anato.ufrj.br/material/GarciaIntroAnatomia.pdf>> Acesso em 07 de out de 2015.
101. URSO, J. E.; VENÂNCIO, N. B.; SILVEIRA, R. M. **Correlação entre os protocolos tradicionais incrementais, usados na identificação do limiar anaeróbico para ciclistas: uma análise crítica.** *RBPFEEX-Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, v. 4, n. 23, 2012.
102. VANALLE, R. M. **Caracterização e elementos de projeto de órteses para membros inferiores.** Dissertação de Mestrado. COPPE. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. UFRJ. 171p. 1987.
103. VIEIRA, S. A. A. **Novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas.** Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia. 2012.
104. VIEIRA, M. E., GONÇALVES, V. C., PAES, M. R., REDKVA, P. E., STEVAN Jr, S. L. **Mecedor de potência fisiológica para ciclistas.** Seminário de Eletrônica e Automação da UTFPR, 6. Ponta Grossa-Pr. Anais. 2015.
105. VIRTUALBMX. **Pedal BMX.** Disponível em: <<http://virtualbmx.com.br/sessoes.asp?id=34>> Acesso em 3 de nov de 2015.
106. WERLANG, R. B. **A Física dos pneumáticos.** *Caderno Brasileiro de Ensino de Física*, v. 30, p. 622-62. 2013.
<https://doi.org/10.5007/2175-7941.2013v30n3p614>