

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

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - DEMEC

ENGENHARIA MECÂNICA

KAREN GUEDES FERREIRA PASTORE

VINÍCIUS SALES PINTO

**ADAPTAÇÕES EM PRÓTESES PARA DESARTICULAÇÃO DE
JOELHO PARA CRIANÇAS ESPECIAIS**

PROJETO FINAL

RIO DE JANEIRO

2023

KAREN GUEDES FERREIRA PASTORE

VINÍCIUS SALES PINTO

**ADAPTAÇÕES EM PRÓTESES PARA DESARTICULAÇÃO DE
JOELHO PARA CRIANÇAS ESPECIAIS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica, do Departamento de Engenharia Mecânica, do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Pedro Kenedi

RIO DE JANEIRO

2023

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

P293 Pastore, Karen Guedes Ferreira
Adaptações em próteses para desarticulação de joelho para
crianças especiais / Karen Guedes Ferreira Pastore [e] Vinícius Sales
Pinto. — 2023.
63f. + apêndice : il.(algumas color). ; enc.

Projeto Final (Graduação) Centro Federal de Educação
Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, 2023.
Bibliografia : f. 61-63
Orientador: Paulo Pedro Kenedi

1. Engenharia mecânica. 2. Amputações de perna. 3. Prótese. 4.
Vibração. 5. Joelhos. I. Pinto, Vinícius Sales. II. Kenedi, Paulo Pedro
(Orient.). II. Título.

CDD 621

Dedicamos este trabalho a Deus, às
nossas famílias, aos nossos amigos e ao
café por sempre estarem ao nosso lado.

AGRADECIMENTOS

Eu, Karen, gostaria de agradecer primeiramente a Deus que sempre esteve comigo cuidando de todos os detalhes da minha vida com um amor imensurável.

Gostaria de agradecer a minha família, principalmente aos meus pais, Marcos e Maria, que nunca mediram esforços para que eu tivesse uma ótima educação e que sempre me incentivaram, independentemente de qualquer adversidade. À minha irmã Karine por me passar todos os seus conhecimentos e experiências com crianças amputadas e por sempre estar torcendo por mim. Ao meu esposo, Iury, que esteve ao meu lado todos os dias me dando apoio, suporte, amor, por sempre me incentivar e alegrar a minha vida.

À minha pastora e terapeuta ocupacional, Kelly Carneiro, por todo auxílio e orientação durante todo estudo sobre próteses. Por sempre estar comigo e acreditar que tudo daria certo, mesmo quando eu duvidava e por me ajudar a ter uma nova ótica da minha profissão.

À minha dupla, Vinícius Sales, por sempre manter a calma durante todo o tempo de projeto final, mesmo quando encontramos obstáculos para a execução deste.

E, finalmente, ao meu professor orientador, Paulo Pedro Kenedi, que desde o princípio, confiou e apostou em nossa capacidade para a realização do projeto e por toda disposição em nos ajudar.

Eu, Vinícius, gostaria de começar, sem dúvidas, agradecendo a Deus por todo cuidado comigo, por estar ao meu lado em todos os momentos, por seu amor imensurável, por me presentear com a oportunidade de estudar em uma universidade pública de qualidade e por me proporcionar grandes e pequenas experiências diárias ao longo dessa jornada. Na sala de aula, nas amizades, no ônibus, no trem, nos estágios, cursos e em cada lugar que Ele me colocou.

Agradeço aos meus pais, Waldir e Solange, por serem os meus maiores incentivadores e grandes amigos, por sonharem comigo e por acreditarem em mim e no poder de transformação da educação. Agradeço cada carona até os locais de prova de vestibular, caronas nos dias que estava atrasado para as aulas na faculdade, o cafezinho nas madrugadas de estudos, as palavras de incentivo nos dias mais difíceis, a preocupação, as orações, todo apoio e amor em todas as ações.

Agradeço à minha irmã gêmea, Thaís, por ser a minha melhor amiga, por me apoiar, prestigiar e se orgulhar das pequenas às grandes conquistas. Agradeço por cada ligação para compartilharmos a preocupação, os objetivos, os anseios, as vitórias e, ao menos, rir um pouco no meio da rotina. Obrigado por me enviar mensagem antes de cada prova para me acalmar e desejar que eu me saísse bem. Obrigado por me presentear e colocar o seu amor em cartas, orações e lembranças em cada fase e conquista que tomou para si como sendo sua.

Agradeço a toda minha família por fazer jus a função de família. Por ser minha base, por se orgulhar de mim e me incentivar. Agradeço a minha avó, Creusa (in memoriam), por ser minha grande amiga, me mostrar que a chave é a educação, por tornar os meus sonhos os dela, me incentivar, me ajudar de todas formas que estavam ao seu alcance, me abraçar, me colocar em seu caderno de orações e me amar.

Agradeço a minha amada e querida igreja, meus irmãos em Cristo da ICM Trezentos, por, firmados na Palavra de Deus, acompanharem essa trajetória com muito orgulho e louvor em seus corações, por me incentivarem, orarem por mim e se preocuparem todas as vezes que, com o coração apertado, precisei me ausentar.

Agradeço aos amigos e professores que tive a honra de conhecer ao longo desse processo. Amigos que fizeram a caminhada ser mais leve, com a parceria, as risadas, lanches entre uma aula e outra e não esquecendo as muitas vezes que, mesmo liberado, ficava algumas longas horas jogando conversa fora até tarde. Aos excelentes professores que dividiram as suas experiências, os seus conhecimentos e por darem um verdadeiro show em suas aulas que, muitas vezes, me deixaram boquiaberto com tamanha demonstração de amor pela profissão.

Agradeço a empresa júnior da faculdade, Ônix Jr Consultoria, por me ensinar de uma forma inesquecível e grandiosa e ser um divisor de águas na minha carreira.

Agradeço ao nosso orientador, Dr. Paulo Pedro Kenedi, por todo o conhecimento compartilhado, os ensinamentos, auxílio e disponibilidade. Ao professor, Dr. Fernando Ribeiro da Silva, pela ajuda inoxidável nesta fase.

Agradeço a minha dupla de projeto final, Karen Guedes, pela amizade, pela força nos momentos mais difíceis e por me ensinar tanto ao longo da construção desse trabalho.

Agradeço a todos que estiveram comigo ao longo dessa trajetória, por serem grandes exemplos e inspirações. Essa conquista é nossa.

“Porque sou eu que conheço os planos que tenho para vocês”, diz o SENHOR, “planos de fazê-los prosperar e não de lhes causar dano, planos de dar-lhes esperança e um futuro.”

(BÍBLIA, Jeremias, 29:11)

RESUMO

Com o crescente número de crianças com amputação na perna e a necessidade que elas apresentam no seu desenvolvimento motor e sensorial, tornou-se notória a carência de sistemas que possibilitem tratar o *feedback* sensorial baixo que elas possuem e ofereçam uma marcha adequada a biomecânica que uma criança amputada demanda. Diante da carência de tecnologias que dão suporte a esse grupo, o objetivo central do projeto é adaptar uma prótese transtibial já existente no mercado, utilizada no SUS (Sistema Único de Saúde), com o intuito de promover um melhor *feedback* sensorial e, desta forma, a realização de atividades fundamentais a elas como: o andar, o correr e o brincar. Propõe-se, assim, apresentar a evolução das próteses ao longo dos anos até a mais moderna e tecnicamente mais avançada. Através de uma pesquisa bibliográfica, embasar a escolha dos componentes necessários para o projeto da prótese com sistema de amortecedor/mola. Ademais, é discorrida a elaboração de um estudo de vibrações com excitação de base com foco em amortecimento/amplificação dos *inputs* de força de entrada. Outrossim, são expostos os parâmetros necessários para executar o projeto da prótese, de acordo com os mecanismos, além de um projeto em três dimensões (3D) utilizando o software Solidworks®. Verificou-se que o modelo apresentado é um projeto relativamente simples, com componentes facilmente acessíveis no mercado e de baixo custo. Em suma, os resultados deste trabalho levam à conclusão de que o modelo apresentado é um projeto de relativamente baixa complexidade, com componentes facilmente comprados/fabricados e de baixo custo.

Palavras-chave: Amputação, Prótese, Feedback sensorial, Vibrações mecânicas.

ABSTRACT

With the growing number of children with leg amputations and the need that they have in their motor and sensory development, the lack of systems that make it possible to treat the low sensory feedback that they have and offer an adequate gait to the biomechanics that they have has become notorious. Faced with the lack of technologies that support this group, the main objective of the project is to adapt a transtibial prosthesis that already exists on the market, used in the SUS (Sistema Único de Saúde), with the aim of promoting better sensory feedback and, in this way, carrying out activities that are fundamental to them, such as: walking, running and playing. It is proposed, therefore, to present the evolution of prostheses over the years to the most modern and technically advanced. Through a bibliographical research, base the choice of components necessary for the design of the prosthesis with shock absorber/spring system. Furthermore, the elaboration of a study of vibrations with base excitation focusing on damping/amplification of the input force inputs is discussed. Furthermore, the necessary parameters to execute the prosthesis project are exposed, according to the mechanisms, in addition to a three-dimensional (3D) project using the SolidWorks® software. It was verified that the presented model is a relatively simple project, with components easily accessible in the market and of low cost. In short, the results of this work lead to the conclusion that the presented model is a project of relatively low complexity, with easily purchased/manufactured and low-cost components.

Keywords: Amputation, Prosthesis, Sensory feedback, Mechanical vibrations.

RESUMEN

Con el creciente número de niños con amputaciones de piernas y la necesidad que tienen en su desarrollo motor y sensorial, se ha hecho notoria la falta de sistemas de amortiguación que les permitan tratar la baja retroalimentación sensorial que tienen y ofrecerles una marcha adecuada a la biomecánica que exige un niño amputado. Ante la falta de tecnologías que apoyen a este grupo, el principal objetivo del proyecto es adaptar una prótesis transtibial que ya existe en el mercado, utilizada en el SUS (Sistema Único de Saúde) para promover una mejor retroalimentación sensorial y, por lo tanto, realizando actividades fundamentales para ellos: caminar, correr y jugar. Además de unir la mecánica a la medicina. Se propone, por tanto, presentar la evolución de las prótesis a lo largo de los años hacia una más moderna y técnicamente mejor y, a partir de ahí, mediante una investigación detallada en fuentes que sean de referencia en el tema, elegir los materiales a trabajar para la fabricación de la prótesis con sistema amortiguador/resorte, sus especificidades y propiedades mecánicas. Además, se comenta la elaboración de un estudio de vibraciones con excitación de base centrado en el amortiguamiento y que, en base a ellos, se diseñaron otros. Además, se exponen los parámetros necesarios para ejecutar el proyecto de la prótesis, de acuerdo a los mecanismos, además de un proyecto tridimensional (3D) utilizando el software SolidWorks®. Se verificó que el modelo presentado es un proyecto relativamente simple, con componentes de fácil acceso en el mercado y de bajo costo. En definitiva, los resultados permiten concluir que el modelo presentado es un proyecto de relativa baja complejidad, con componentes de fácil acceso en el mercado y de bajo costo.

Palabras clave: Amputación, Prótesis, Retroalimentación sensorial, Vibraciones mecánicas.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Principais eixos e planos do corpo humano	17
Figura 2 - Perna humana com seus ossos e articulações	18
Figura 3 - Principais movimentos do quadril	19
Figura 4 - Principais movimentos do joelho	20
Figura 5 - Principais movimentos do tornozelo	20
Figura 6 - Ciclo da marcha	23
Figura 7 - Amputações do membro inferior: Indicações e níveis de amputação .	25
Figura 8 - Fases do ciclo de marcha	28
Figura 9 - Prótese ortopédica mais antiga em múmia no Museu do Cairo	30
Figura 10 - Perna de bronze e ferro em 300 a.C.	31
Figura 11 - Primeira prótese transtibial articular sem travas	32
Figura 12 - Articulação do joelho em aço e cabos de fibra animal	32
Figura 13 - Primeira prótese com encaixe de suspensão por sucção	33
Figura 14 - Prótese canadense “Syme”	34
Figura 15 - Prótese PTB (Patellar Tendon Bearing)	34
Figura 16 - Próteses com soquete KBM (Kondylen Bettung Munster)	35
Figura 17 - Próteses endoesqueléticas ajustáveis	35
Figura 18 - <i>Liners</i> de silicone	36
Figura 19 - Van Phillips, desenvolvedor de próteses de fibra de carbono	36
Figura 20 - Oscar Pistorius e o modelo de pé “ <i>Flex-Foot Cheetah</i> ”	37
Figura 21 - Prótese ortopédica feita de plástico	38
Figura 22 - Kit prótese de perna	38
Figura 23 - Segmentos do corpo humano expressos em função da estatura	40
Figura 24 - (a) modelo utilizado e (b) DCL da massa do sistema com excitação de base	43
Figura 25 - Transmissibilidade de deslocamento	45
Figura 26 - Transmissibilidade de força	46
Figura 27 - Transmissibilidade de força para quatro fatores de amortecimento	48
Figura 28 - Transmissibilidade de forças para o caso 1	50
Figura 29 - Transmissibilidade de forças para o caso 2	51
Figura 30 - Transmissibilidade de forças para o caso 3	52
Figura 31 - Amortecedor com molas	55
Figura 32 - Amortecedor com molas	55
Figura 33 - Vista explodida	56
Figura 34 - Prótese transtibial adaptada em 3D com mola de $k=3600\text{N/m}$	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Fases de apoio e balanço com suas consecutivas evoluções	23
Tabela 2 - Níveis de amputação	26
Tabela 3 - Descrição das funções sensoriais do corpo	29
Tabela 4 - Peso e altura por idade, para meninos de 3 a 18 anos de idade	41
Tabela 5 - Dados antropométricos (Média \pm DP)	42
Tabela 6 - Dados espaçotemporais (Média \pm DP)	42
Tabela 7 - Transmissibilidade de força em função de fatores de amortecimento	48
Tabela 8 - Informações do kit de prótese completo	56

LISTA DE SIGLAS

ADM Amplitude de movimento
AVDs Atividades de Vida Diária
KBM *Kondylen Bettung Munster*
PTB *Patellar Tendon Bearing*
SNC Sistema Nervoso Central
SUS Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	13
1.1 INTRODUÇÃO	13
1.2 MOTIVAÇÃO	14
1.3 JUSTIFICATIVA	14
1.4 OBJETIVO	14
1.5 METODOLOGIA	15
1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	15
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1 PLANOS E EIXOS PRINCIPAIS DO CORPO HUMANO	16
2.2 CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES E GRAUS DE LIBERDADE	17
2.3 BIOMECÂNICA	17
2.3.1 Articulações	18
2.4 MARCHA HUMANA	21
2.4.1 Análise de Marcha com Prótese	24
2.4.1.1 Amputação	24
2.4.1.2 Desenvolvimento de marcha com prótese	26
2.5 EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES DE DESARTICULAÇÃO DO JOELHO	30
3 MODELO	40
3.1 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS	40
3.2 VIBRAÇÕES MECÂNICAS	43
3.2.1 Transmissibilidade de deslocamento	44
3.2.2 Transmissibilidade de força	45
3.3 APLICAÇÃO DO MODELO	47
4 PROJETO DA PRÓTESE	53
4.1 PRÓTESE PROPOSTA	53
4.2 MATERIAL DO PROTÓTIPO	53
4.3 MECANISMOS PROJETADOS	54
4.4 CÁLCULO DAS MOLAS	57
5 CONCLUSÃO	59
5.1. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	60
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
APÊNDICE A - Desenhos Técnicos do Projeto da Prótese	64

CAPÍTULO 1

Neste capítulo serão abordados pontos iniciais como a motivação, a justificativa e o objetivo para a geração do projeto. Além disso, serão apresentadas a metodologia e a organização utilizadas para a sua composição. Este capítulo ainda inclui uma última seção de introdução.

1.1 INTRODUÇÃO

Com o passar do tempo, muitos dispositivos foram criados para substituir os membros fisiológicos e devolver a autonomia aos indivíduos que sofreram uma amputação, como as próteses, por exemplo.

As próteses são uma tecnologia desenvolvida onde um aparelho desempenha funções motoras semelhantes ao membro amputado. Este equipamento é constituído de peças artificiais que são utilizadas para substituir membros, tecidos, órgãos e articulações do corpo que não possuem mais a sua função original. Baseado na necessidade de cada caso de amputação, a prótese é capaz de possuir diversas finalidades como: devolver o movimento do membro perdido, promover a estabilidade, reduzir os riscos de sobrecarga na região do corpo não amputada e minimizar limitações físicas na pessoa.

É importante destacar a diferença entre prótese e órtese. Órteses são mecanismos que permitem a mobilidade controlada de articulações específicas através da aplicação de tração, que atua guiando o movimento e restringindo algumas ações. Já as próteses têm a função de substituir um membro ou articulação, podendo ser internas ou externas ao corpo.

Apesar do crescente avanço dos vários modelos, mecanismos de funcionamento, adaptabilidade e materiais de próteses, percebe-se a necessidade que há em oferecer maior funcionalidade, autonomia e integração corporal ao paciente sem comprometer a biomecânica ou limitando o mesmo.

Neste trabalho, aborda-se de forma mais intensa o estudo sobre próteses de desarticulação do joelho, com o foco em crianças com necessidades especiais. O nosso objetivo é adaptar essas próteses à realidade dessa classe infantil, buscando experiências sensoriais e propor movimentos que vão além do andar e o correr, mas

trazer ao dia a dia deles o suporte necessário para o melhor aproveitamento do seu processo de crescimento e amadurecimento.

1.2 MOTIVAÇÃO

Os diversos tipos de próteses transtibiais serão estudados com um enfoque mais direcionado como a parte motora pode ser interligada a área sensorial do coto de crianças. Desta forma, pretende-se promover maior autonomia a elas sem que haja perda de qualidade ou funcionalidade do produto.

1.3 JUSTIFICATIVA

Há um número expressivo de crianças especiais com amputação na perna. Estas apresentam no seu desenvolvimento motor e sensorial um *feedback* sensorial baixo. Este fato as atrapalha em manter uma marcha adequada. Diante da carência de tecnologias que dão suporte a esse grupo, propõe-se desenvolver um projeto para oferecer melhor assistência e versatilidade aos tratamentos que esse público requer, associando a engenharia mecânica à medicina.

1.4 OBJETIVO

O principal objetivo deste trabalho é um projeto de adaptação de próteses transtibiais já existentes para promover um melhor *feedback* sensorial à criança especial a fim de aumentar a percepção do corpo. Possibilitando um sistema que atenda a biomecânica infantil promovendo a realização de atividades fundamentais a elas: o andar e o brincar.

1.5 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento deste trabalho, a metodologia foi dividida em algumas etapas. Primeiramente, faz-se uma revisão bibliográfica, que compreende a pesquisa feita com profissionais da área, em livros, dissertações, sites e artigos científicos acerca de conceitos sobre prótese para desarticulação de joelho em crianças especiais.

Após a revisão, faz-se um estudo dos materiais a serem utilizados para a fabricação das próteses com sistema de amortecimento/amplificação, que devolvam à criança forças proporcionalmente maiores, resultantes do andar (*feedback* sensorial maior), suas especificidades e suas propriedades mecânicas. Utiliza-se o software SolidWorks® para apresentar os desenhos da prótese.

1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho foi organizado em cinco capítulos. O primeiro capítulo compreende o assunto principal de interesse, onde são definidos: objetivo a ser atingido, motivação para escolha do tema e justificativa para o desenvolvimento deste relatório. No segundo, há uma revisão bibliográfica, que contém os conceitos básicos para o entendimento do conteúdo deste relatório. No terceiro, são definidos os parâmetros antropométricos. O quarto expõe os materiais, mecanismos, esforços sofridos, os resultados, análises e discussões geradas no projeto proposto. O quinto e último capítulo apresenta a conclusão, onde são apontados os principais pontos positivos e as limitações encontradas até o ponto em que o trabalho foi feito, além da proposição de trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentadas as pesquisas feitas em livros, sites, artigos científicos e com profissionais da área no tocante aos conceitos de prótese para desarticulação de joelho em crianças especiais bem como planos e eixos principais do corpo humano, classificação das articulações e graus de liberdade, biomecânica, marcha humana e a evolução das próteses desde os primeiros registros aos dias atuais.

2.1 PLANOS E EIXOS PRINCIPAIS DO CORPO HUMANO

O corpo humano é composto por três principais eixos e planos que facilitam a compreensão, a análise do movimento e desenvolvimento de próteses para o ser humano.

Para a compreensão do movimento das articulações, pode-se obter os ângulos de rotação de cada uma delas nos três principais planos: O Plano Sagital que demarca o corpo simetricamente em laterais direita e esquerda; O Plano Coronal ou Frontal que divide o corpo em partes anterior (ventral) e posterior (dorsal); O Plano Transversal ou horizontal, que divide o corpo nas porções cranial (superior) e caudal (inferior).

As ações articulares do plano sagital ocorrem em torno de um eixo transversal ou horizontal, e incluem os movimentos de flexão e extensão. As ações articulares do plano frontal ocorrem em torno de um eixo ântero-posterior (AP) e incluem a abdução e a adução. As ações articulares do plano coronal ocorrem em torno de um eixo longitudinal ou vertical e incluem a rotação medial – lateral e pronação – supinação. (LIBERALI, 2016).

O sistema de planos e eixos pode ser colocado de várias articulações ou segmentos. Assim, a descrição dos movimentos será analisada considerando o local onde se encontra o sistema.

Na Fig. 1, tem-se a representação dos eixos e planos citados anteriormente.

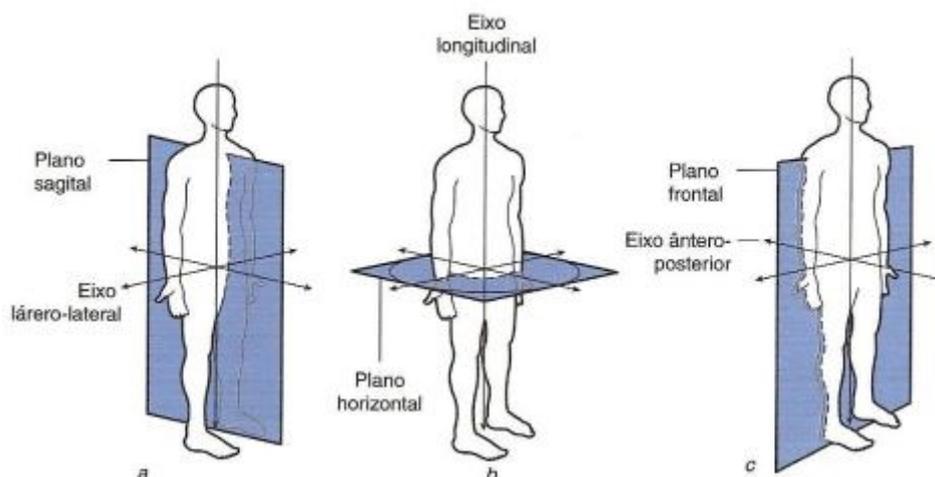


Figura 1 - Principais eixos e planos do corpo humano. Fonte: Anatomia papel e caneta

2.2 CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES E GRAUS DE LIBERDADE

Para ter um entendimento mais amplo sobre o funcionamento dos movimentos humanos, mais especificamente dos membros inferiores, é necessário a classificação das articulações destes e de seus graus de liberdade.

As juntas podem realizar ações isoladamente ou em conjunto, quando duas ou mais articulações agem simultaneamente. Estas ações podem envolver um ou mais planos ortogonais, de acordo com a quantidade de graus de liberdade de cada junta. Assim, as articulações podem possuir até três graus de liberdade e serem classificadas como: uniaxiais, biaxiais e triaxiais.

Neste trabalho será aprofundado o estudo do comportamento da marcha, onde só é levado em consideração um grau de liberdade.

2.3 BIOMECÂNICA

A biomecânica envolve uma vasta diversidade de movimentos físicos, como andar, correr, saltar, subir ou descer desníveis, transferência de pesos e centro de massa. Apesar de sua grande variedade, os princípios físicos e biológicos são os mesmos, diferenciando apenas o movimento e a análise que será aplicada a ele.

Pode-se classificar a biomecânica de duas formas: interna e externa. A biomecânica interna estuda as forças articulares e musculares e como se comportam no biomaterial por possuir diferentes parâmetros de tração, flexão e

pressão, por exemplo. A biomecânica externa destina-se a determinar de forma quantitativa os deslocamentos e a posição do corpo humano através de medidas dinâmicas e cinemáticas (HAMILL et al., 2015).

Segundo (JENSEN, 1989) a biomecânica apresenta alguns desafios que as crianças enfrentam no desenvolvimento da marcha como os efeitos dinâmicos, já citados anteriormente, conforme as mudanças corporais que estas sofrem devido a variação do valor da sua massa, a inércia de seus corpos e o controle da cinética intersegmentar diante das cargas externas que atingem o aparelho locomotor em condição dinâmica (THELEN e ULRICH, 1991). Além das questões da biomecânica, as crianças precisam aprender a fazer a integração das demandas posturais às cinéticas com o objetivo de controlar seus segmentos para realizar as suas tarefas.

2.3.1 Articulações

A Fig. 2 mostra, esquematicamente, uma parte de uma perna humana, mostrando as denominações dos ossos e articulações.

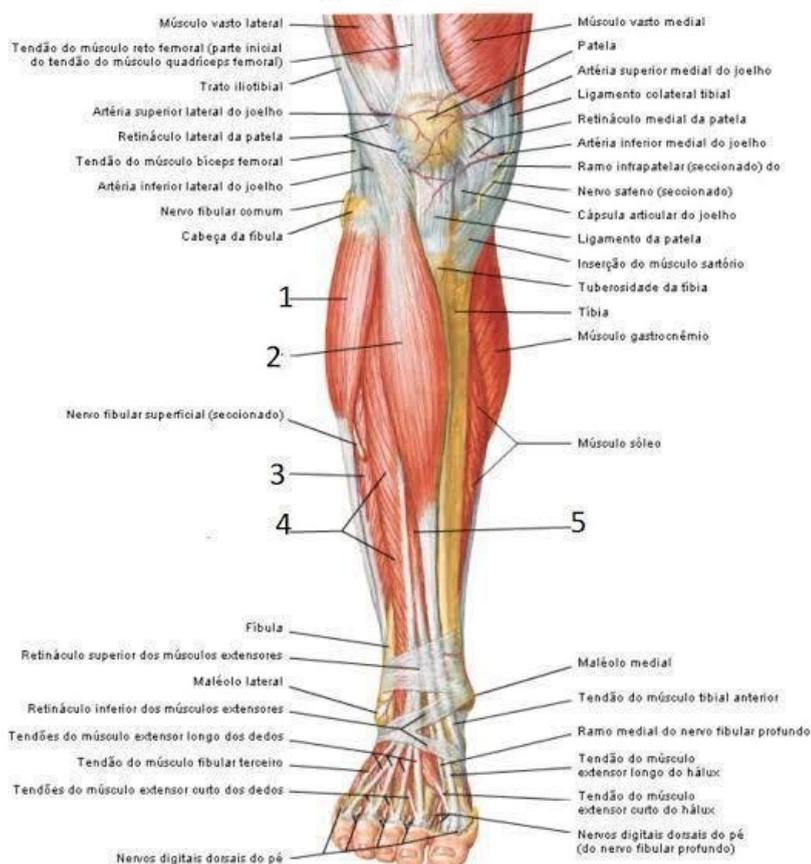


Figura 2 - Perna humana com seus ossos e articulações. Fonte: AnkiWeb

- 1 - músculo fibular longo;
- 2 - músculo tibial anterior;
- 3 - músculo fibular curto;
- 4 - músculo extensor dos dedos; e
- 5 - músculo extensor longo do hálux;

A articulação acetábulo femoral, que é a do quadril, é a conexão entre o membro inferior e a cintura pélvica, também denominada articulação esferoide, uma articulação sinovial do tipo bola multiaxial e soquete. A cabeça do fêmur é a bola e o acetábulo, o encaixe. A articulação do quadril é projetada para estabilidade em uma ampla variedade de movimentos e é uma das articulações mais móveis de todas, em conjunto com a articulação glenoumeral. O peso da parte superior do corpo é propagado através dos ossos do quadril para a cabeça e colo do fêmur quando na posição ortostática. Os movimentos realizados nessa região são flexão-extensão, abdução-adução, rotação medial-lateral e circundução, (HAMILL et al., 2015). A Fig. 3 mostra os principais movimentos do quadril.



Figura 3 - Principais movimentos do quadril. Fonte: ALVES, A.R.

A articulação do joelho é do tipo de sinovial de dobradiça, também chamada trocoidea, permitindo flexão e extensão. A flexão e a extensão são os seus principais movimentos e alguma rotação ocorre quando o joelho é flexionado. A região articular joelho é composta, principalmente, pelas seguintes articulações: as duas articulações femorotibiais (lateral e medial) entre os côndilos femoral e tibial laterais e mediais, e uma articulação femoropatelar entre a patela e o fêmur (HAMILL et al., 2015).

O joelho possui somente um grau de liberdade, que é o condicionado pelos seus movimentos principais. O segundo grau de liberdade só se manifesta quando o joelho se encontra flexionado, como mostra a Fig. 4 quando permite a rotação em torno do eixo longitudinal (Kapandji, 2000 apud Silva, 2014).



Figura 4 - Principais movimentos do joelho. Fonte: Anatomia papel e caneta

Pode-se dizer que os principais movimentos do tornozelo são a dorsiflexão, ou flexão, e a flexão plantar, ou extensão do pé, ocorrendo em torno de um eixo transversal que passa pelo tálus. Assim, como a extremidade estreita da tróclea do tálus fica instável entre os maléolos quando o pé é flexionado, algumas pequenas oscilações ocorrem, em abdução, adução, inversão e reversão. Em conjunto com a articulação talocalcaneonavicular podem ocorrer outros movimentos, a supinação e a pronação (HAMILL et al., 2015), como mostrado na Fig. 5.

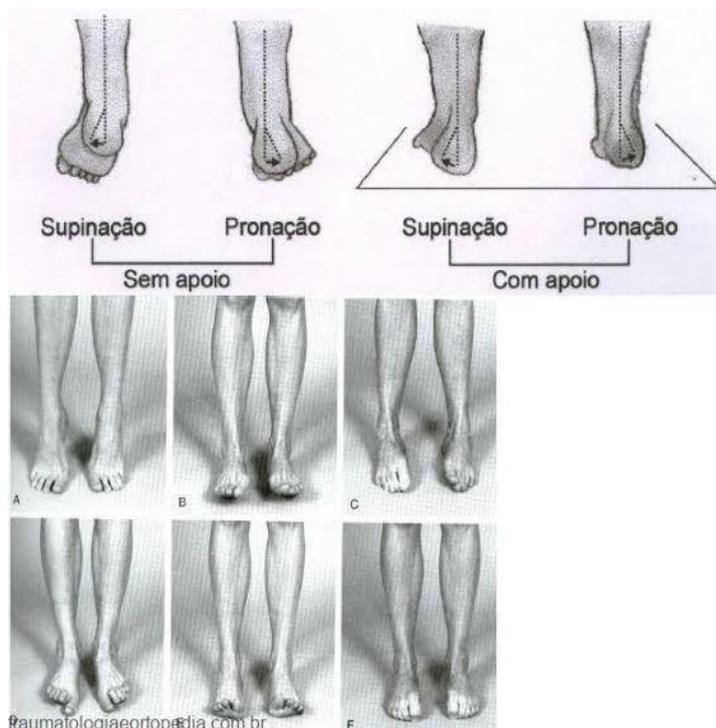


Figura 5 - Principais movimentos do tornozelo. Fonte: TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA.COM

2.4 MARCHA HUMANA

O desenvolvimento da marcha descreve a evolução completa do bebê até a sua capacidade de caminhar. A marcha humana envolve os sistemas nervosos central e periférico, todo o sistema musculoesquelético e, por isto, é uma atividade complexa que exige um equilíbrio estático e dinâmico (MAFRA, 2012).

Durante o desenvolvimento da marcha infantil, é necessário que a criança aprenda a integrar cada uma das inúmeras variáveis contidas no seu aparelho músculo-esquelético numa unidade funcional, produzindo um comportamento rítmico, com um padrão cíclico de movimentos segmentares que ao mesmo tempo é altamente regular e flexível, e, exige um gasto energético mínimo. Este processo do desenvolvimento do andar é considerado como o maior desafio vencido pela criança ao longo do seu desenvolvimento motor (WINTER, 1991).

O sistema nervoso é responsável pela identificação dos músculos que serão ativados para determinado movimento e, em seguida, pela geração do estímulo que desenvolverá o nível de força exigido daquele músculo (HAMILL, 2016).

O sistema nervoso também é composto por receptores que ajudam a compreender a formação dos reflexos, dentre eles pode-se destacar os articulares e os cutâneos. A informação do receptor articular é usada em diversos níveis de hierarquia de processamento sensorial. Alguns pesquisadores descobriram que os receptores articulares aparentemente são sensíveis apenas a ângulos articulares extremos (BURGESS e CLARK, 1969). Devido a isso, os receptores articulares podem fornecer um sinal de perigo sobre um movimento articular extremo.

Os receptores cutâneos são utilizados de diversas formas, dos níveis mais inferiores da hierarquia do sistema nervoso central, como as informações cutâneas que originam os movimentos de reflexos. Esse sistema, também, ascende e fornece informação sobre a posição corporal essencial para sua orientação dentro do ambiente. Segundo (SHUMRAY, 2010), sistema nervoso usa a informação cutânea para as respostas reflexas de diversas formas, dependendo da extensão e do tipo de *input* cutâneo. Um estímulo difuso e leve na sola do pé tende a produzir uma extensão do membro, como, por exemplo, quando você encosta na eminência hipotenar da pata de um gato; sutilmente, ela irá se estender. Isso é chamado de “reação de *placing*” e é encontrado também em crianças. Por outro lado, um estímulo forte e focal tende a produzir a retirada, ou flexão, mesmo quando aplicado

diretamente na mesma área do pé. Isso é denominado “reflexo de retirada” e é usado para nos proteger de lesões. O padrão típico de resposta no reflexo cutâneo é a flexão ipsilateral e a extensão contralateral, que permitem suportar o peso no membro oposto.

Segundo (WITRANSTIBIAISLE, 2007), a realização da marcha depende do controle motor, ou seja, padrão complexo e de coordenação dos sinais nervosos enviados para os músculos, que por sua vez, realizam movimento nas articulações, dessa forma movendo os segmentos corporais de uma determinada região. O Sistema Nervoso Central (SNC) gera os impulsos nervosos, estes não estão em um só ponto, mas em uma rede de neurônios localizada nas diversas secções do cérebro e da medula espinhal.

A marcha humana é composta por duas fases principais: a fase de apoio, que se dá com o contato do pé com o solo e termina com o momento em que a região anterior do pé se impulsiona e deixa de contactar o solo; e a fase de balanço, que é a fase em que o pé está suspenso, executado desde o último momento referido até o próximo contato.

A fase do apoio tem uma duração de aproximadamente 60% e a fase do balanço possui os 40% restantes. Estas estão diretamente ligadas a velocidade do indivíduo, pois com o aumento da proporção da oscilação durante o apoio, ocorre um aumento da velocidade geral, diminuindo de forma gradual os períodos de duplo apoio, que são extinguidos em uma transição de marcha para corrida.

A Fig. 6 mostra as divisões da fase de apoio e da de balanço durante um ciclo de marcha normal.

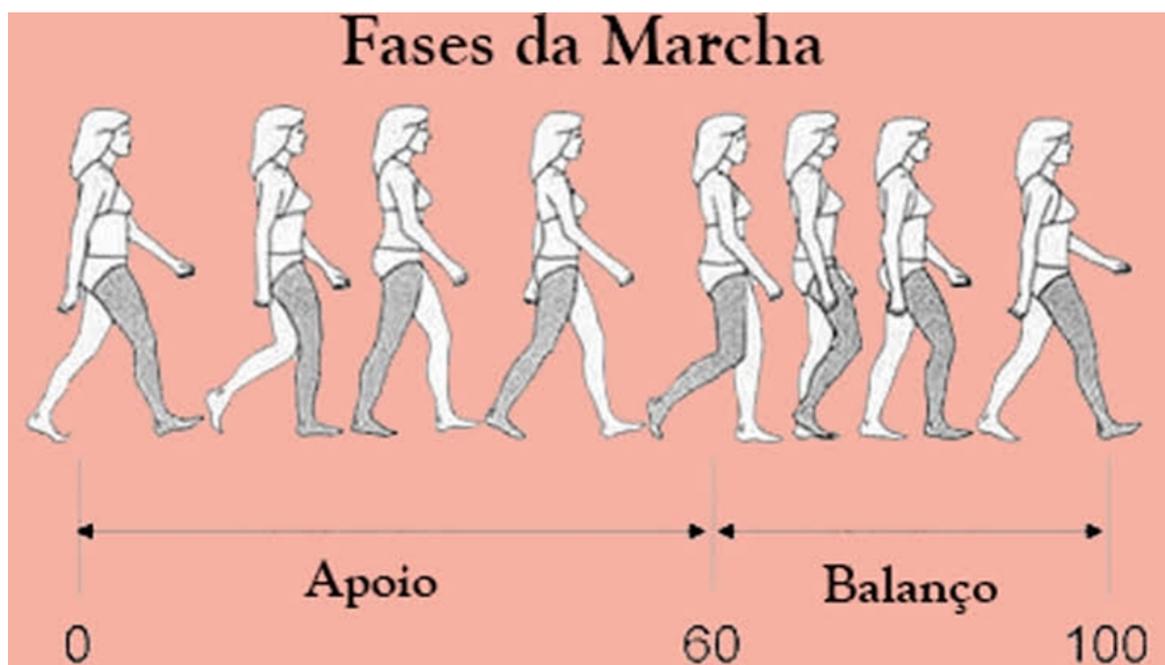


Figura 6 - Ciclo da marcha. Fonte: BLOG Pilates

Sabendo a divisão dos períodos de ambas as fases é possível determinar os objetivos mecânicos e identificar quais são os principais grupos musculares a atuar em cada fase e período, tal como é mostrado na Tabela 1.

Tabela 1 - Fases de apoio e balanço com suas consecutivas evoluções

Fase	Período	Objectivo Mecânico	Grupo Muscular
Fase de Apoio	Contacto Inicial	Posicionamento do pé, início da desaceleração	Flexores dorsais do tornozelo; Extensores da anca; Flexores do joelho
	Apoio Inicial/Resposta de Carga	Recepção da carga, estabilização da pélvis, desaceleração do corpo	Extensores do joelho; Abdutores da anca; Flexores plantares do tornozelo
	Apoio Médio	Estabilização do joelho, preservação do momento de força	Flexores plantares do tornozelo (contração isométrica)
	Apoio Final	Aceleração do corpo para frente	Flexores plantares do tornozelo (contração concêntrica)
	Pré-Balanço	Preparação do balanço do membro	Flexores da anca
Fase de Balanço	Balanço Inicial	Elevação do pé, variação da cadência	Flexores dorsais do tornozelo; Flexores da anca
	Balanço Médio	Suspensão do pé	Flexores dorsais do tornozelo
	Balanço Final	Desaceleração da coxa e perna, posicionamento do pé e preparação do contacto com o solo	Flexores do joelho; Extensores da anca; Flexores dorsais do tornozelo; Extensores do joelho

Fonte: Faculdade de Engenharia Universidade de Porto - FEUP

2.4.1 Análise de Marcha com Prótese

Nesta seção será discorrida uma análise de marcha com prótese bem como a origem do termo amputação e a função deste procedimento. Ademais, são apresentados os tipos de amputações do membro inferior e os níveis de amputação. Além disso, é apresentado o desenvolvimento da marcha com prótese, como funciona seu movimento e quais são as suas dificuldades. Por fim, as fases do ciclo de marcha e a descrição das funções sensoriais do corpo.

2.4.1.1 Amputação

O termo amputação é derivado do latim “ambiputatio” com significado: “ambi”, ao redor ou em volta de, e “putatio”, cortar ou retirar. Este procedimento tem a preocupação inicial de retirar os tecidos moles e ósseos irremediáveis e, posteriormente, a reconstrução do membro, o coto, ao nível ósseo, muscular e cutâneo, tentando sempre promover ao paciente maior adaptabilidade, mobilidade e capacitação de sustentação.

Por haver mudanças fisiológicas no indivíduo que apresenta a amputação de desarticulação do joelho, a mecânica da marcha vê-se alterada e pode chegar a afetar significativamente a mobilidade do mesmo. A reabilitação do paciente amputado deve ser iniciada, sempre que possível, ainda antes do momento da amputação. A abordagem de atenção pré-operatória, em termos gerais, envolve a avaliação física detalhada do paciente, os esclarecimentos sobre o prognóstico funcional, as discussões sobre dor fantasma e sobre as metas de reabilitação de curto, médio e longo prazo.

Pinto, Ramos e Salles afirmam que na fase pré-operatória de uma amputação devem ser avaliados a amplitude de movimento (ADM) das articulações e a força muscular, tanto do segmento envolvido como dos membros contralaterais, o grau de independência do indivíduo para a realização das Atividades de Vida Diária (AVDs), o condicionamento físico, o suporte social e a forma de enfrentamento do paciente diante da cirurgia

Após a realização da amputação e anterior ao treino da marcha, todo paciente precisa ser orientado a como realizar suas transferências de posturas e deslocamentos. É comum que, inicialmente, grande parte dos pacientes amputados

utilizem de aparatos como a cadeira de rodas, por exemplo, para promover maior estabilidade. Para o paciente se habituar à nova anatomia e ao seu centro de gravidade, é importante realizar exercícios de transferência de peso no membro não amputado. Assim, o treino de marcha pode progredir da seguinte forma: barras paralelas, andador, muletas tipo axilar ou canadense.

A escolha de um dispositivo protético deve ser baseada em três parâmetros: a história clínica, o estudo clínico e a ambição de superação. Assim, é possível classificar o indivíduo segundo a sua funcionalidade e atividade, com a utilização de uma prótese, como é representado na Fig. 7 e na Tabela 2.



Figura 7 - Amputações do membro inferior: Indicações e níveis de amputação. Fonte: GIFPA - Grupo de Interesse em Fisioterapia em Pessoas com Amputação

Tabela 2 - Níveis de amputação

Nível de Funcionalidade	Grau de Actividade
Nível 0	Sem mobilidade, sem potencial de transferência de carga do membro amputado (devido a condições clínicas ou limitação do membro)
Nível 1	Com mobilidade doméstica, com potencial de transferência de carga com auxílio de um produto de apoio em superfícies planas e apresentam uma cadência fixa
Nível 2	Com mobilidade activa mas limitada, com potencial de transferência de carga com/sem produto de apoio e capaz de ultrapassar barreiras arquitectónicas
Nível 3	Com mobilidade activa, apresenta facilidade de transferência de carga, capacidade de ultrapassar complexas barreiras arquitectónicas, realização de actividades profissionais ou recreativas.
Nível 4	Com mobilidade muito activa, apresenta condições que excedem as condições físicas para além da marcha, como a realização de desporto ou actividades de alto impacto e esforço físico

Fonte: Faculdade de Engenharia Universidade de Porto - FEUP

2.4.1.2 Desenvolvimento de marcha com prótese

A marcha humana fica comprometida caso a pessoa disponha de anomalia no alinhamento musculoesquelético, fraqueza muscular, baixo controle motor, alterações no equilíbrio muscular e doença do sistema nervoso ou a ausência total de membros e articulações. Estas disfunções são responsáveis pela necessidade da utilização de próteses.

A dificuldade em manter a sincronização da marcha ocorre devido à falta de conciliação da atividade muscular por não receber a informação proprioceptiva, ocasionando uma maior oscilação do centro de gravidade. Assim, é observável que a marcha dos amputados seja uma marcha assimétrica.

Para discorrer sobre a marcha para pessoas amputadas é necessário verificar aspectos como eficiência, segurança, estabilidade e a evolução para uma marcha mais simétrica. Além disso, é importante levar em consideração os desvios posturais pois normalmente estão associadas a causas fisiológicas como fraquezas musculares, contraturas articulares e hipersensibilidade do coto, ou causas relativamente ao dispositivo como a escolha incorreta dos componentes ou alinhamento inadequado.

Segundo (CARVALHO, 2003), (HOUDIJK, 2009) e KOBAYASHI, 2013), os amputados devem ser capazes de substituir a funcionalidade do pé, transferindo as informações proprioceptivas e de absorção de impacto para locais de carga do peso do coto através do encaixe da prótese. Desta forma, compreende-se que a prótese tem como objetivo compensar a perda de mobilidade, proporcionando maior funcionalidade e menor gasto energético.

Durante o movimento da marcha as forças são transmitidas através do peso gerado do amputado, inclusive através do coto. Segundo (CARVALHO, 2003), os efeitos das forças vão depender da qualidade de confecção do encaixe protético, alinhamento e características do coto. Vai ser no encaixe que vão ser realizadas as transferências de cargas, sendo que este componente deve garantir a estabilidade e fornecer um controle eficiente durante a marcha.

De acordo com alguns autores (HACHISUKA et al., 1998) e (KLOTZ et al., 2011), os encaixes que apresentam uma forma oval, no plano transversal, mostram uma pressão excessiva na extremidade distal do fêmur, o que leva a inclinações laterais para redução de pressão. No entanto, encaixes que apresentem a forma oval, no plano longitudinal, proporcionam uma transferência mais fisiológica. Relativamente aos encaixes transtibiais, estes são os que melhor respeitam a fisiologia do coto e que realizam o contacto total, apresentando um maior benefício.

O ciclo da marcha, como já explicado anteriormente, é dividido em duas etapas: a fase de apoio e a fase de balanço. No desenvolvimento destas fases, a instabilidade do joelho pode ocorrer devido a contratatura dos músculos flexores da anca ou por fraqueza dos músculos extensores. Quando a força muscular não apresentar lacunas, a prótese deve ser revisada da flexão do encaixe e flexão dorsal do pé protésico ou mesmo a região do calcâneo ser muito rígida a qual pode proporcionar desconforto e irritações cutâneas do coto.

A Fig. 8 mostra as fases do treino de marcha.

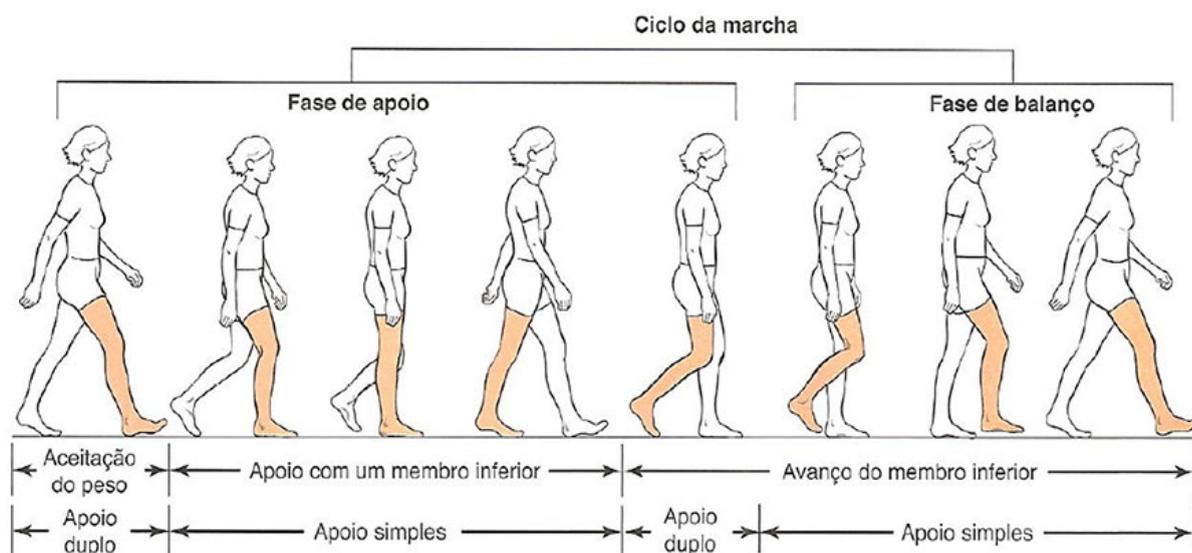


Figura 8 - Fases do ciclo de marcha. Fonte: TREINO EM FOCO

Além dos efeitos motores, já citados, causado pela inserção da prótese no indivíduo, há também prejuízos sensoriais que são perdidos na amputação e que afetam o processamento da informação do corpo, do movimento e do ambiente. Como já mencionado, o SNC necessita de informações sensoriais para organizar e executar o movimento com função. Este conceito de organizar a informação sensorial é dado através de uma resposta, descrita pela doutora Jean Ayres, como adaptativa. Todo esse processamento acontece através da maturidade dessa integração sensorial, isso quer dizer que o processo de adaptação da prótese vai exigir um *input* sensorial que ofereça maior registro, orientação, interpretação, organização e execução da resposta.

A Tabela 3 mostra a descrição das funções sensoriais do corpo.

Tabela 3 - Descrição das funções sensoriais do corpo

COMPONENTES	DESCRIÇÃO	CONTRIBUIÇÃO PARA A FUNÇÃO
Registro sensorial	Capacidade para detetar informação do corpo e do meio.	Estado mais fundamental de percepção que permite iniciar o processo de integração sensorial.
Alerta	Grau de excitabilidade.	Permite ao indivíduo mover-se facilmente pelos ritmos diários, ficar calmo e alerta quando está acordado e descansar quando está a dormir.
Modulação sensorial	A capacidade para ajustar a intensidade e duração dos estímulos ou sensações múltiplas.	Conforto com várias intensidades de sensações, capacidade para se manter atento na presença de múltiplas sensações.
Discriminação sensorial	Capacidade para interpretar as qualidades espaçotemporais das sensações.	Dá ao indivíduo pormenores rápidos e precisos de qualidade, quantidade, localização, tamanho e forma.
Competências motoras	Controlo postural, controlo motor fino dos olhos, mãos e oral, controlo motor global.	Controlo motor.
Práxis	Ideação, planeamento motor e execução.	Descobrir o que fazer e como fazer ações novas.
Organização do comportamento	Organização de sequência de ações no espaço e tempo.	Colocar por ordem ideias, ações e coisas que são necessárias agora e no futuro.

Fonte: SERRANO, Paula. A INTEGRAÇÃO SENSORIAL: no desenvolvimento e aprendizagem da criança. 1ª edição. Papa Letras, 2016.

A partir do princípio de que na amputação acontece assecção do nervo, o prejuízo dos registros sensoriais são inevitáveis. Portanto, uma vez que o paciente sofre a amputação, os prejuízos somato sensoriais de ordem vestibular, tátil e proprioceptivas podem estar correlacionadas e afetarem a reabilitação e desenvolvimento da marcha. Existem três principais sistemas responsáveis pelo desenvolvimento motor global da criança, mencionados por Jean Ayres, que impactam nas respostas adaptativas do uso da prótese. O primeiro é o sistema vestibular, este possui receptores no ouvido interno e é impulsionado pelos movimentos do pescoço, cabeça, olhos e do corpo. As informações geradas por esse sistema permitem manter o equilíbrio e saber se está parado ou em movimento. Além disso, esse sistema permite que a criança desenvolva a especialização dos dois lados do cérebro, fazendo a integração dos dois lados do corpo que coopera para o entendimento de todos os sistemas bilaterais. O sistema proprioceptivo fala da nossa percepção em relação ao nosso próprio corpo. Os receptores desse sistema são encontrados nos músculos, articulações e movimentos, permitindo que saiba-se em que posição está o nosso corpo, quais partes estão imóveis ou não, por exemplo. O sistema tátil está na nossa pele e nos

conecta com o mundo à nossa volta. Através desse sistema consegue-se controlar a reação de tudo que nos toca.

Diante destes pressupostos, entende-se que apesar dos benefícios oferecidos pela existência da tecnologia nas próteses de desarticulação do joelho existentes hoje, vê-se, também, que estas podem oferecer limitações de aspectos sensoriais e motores.

2.5 EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES DE DESARTICULAÇÃO DO JOELHO

A preocupação em melhorar a vida das pessoas mutiladas ou que possuem alguma deficiência de nascença não é de agora. Os primeiros registros do uso de próteses ortopédicas foram encontrados em um poema do livro mais antigo da cultura hindu, o Rig Veda, escrito entre 3500 e 1800 a.C. O poema conta a história de uma rainha guerreira que, para voltar à guerra depois que perdeu a perna, colocou uma prótese de ferro no lugar, como mostrado na Fig. 10.

Já a descoberta das próteses ortopédicas mais antigas foi feita nas múmias de dois museus e são de aproximadamente 600 a. C. Elas têm a forma de dedão do pé direito e, possivelmente, eram utilizadas por pessoas amputadas e não foram colocadas apenas durante a mumificação, como mostrado na Fig. 9. Realmente, exerceram sua função. Uma delas, no Museu do Cairo, era formada por três partes de madeira unidas por tiras de couro que garantiam mobilidade e funcionavam como uma dobradiça.



Figura 9 - Prótese ortopédica mais antiga em múmia no Museu do Cairo. Fonte: Braskem



Figura 10 - Perna de bronze e ferro em 300 a.C. Fonte: Braskem

Na Idade Média, pouquíssima evolução científica foi identificada e o conhecimento dos gregos e romanos deixou de ser utilizado. Os maiores avanços identificados nesse período foram a utilização de ganchos nas próteses de mãos e o uso de pernas de pau. As principais próteses eram pesadas, de ferro e, em grande parte, produzidas pelos mesmos ferreiros que produziam as ferraduras.

Portanto, as primeiras próteses não eram nem um pouco confortáveis. Na grande maioria dos casos incomodavam e até feriam. Entretanto, vale destacar que o desenvolvimento desses projetos foi representando uma trajetória para o aprimoramento das próteses.

Em 1696, o cirurgião holandês Pieter Verduyn criou a primeira prótese transtibial articular sem a presença de travas, como mostrado na Fig. 11. Usada para a região abaixo do joelho, essa prótese possuía uma espécie de espartilho à altura da coxa. Além disso, era formada por dobradiças externas e couro e tinha a função de sustentar o peso. O pé era feito de madeira.



Figura 11 - Primeira prótese transtibial articular sem travas. Fonte: Braskem

Em 1800, houve a criação de um novo modelo de prótese por parte do médico inglês James Potts: uma chapa de madeira curvada, que servia de encaixe para a coxa, como mostrado na Fig. 12. Uma articulação do joelho em aço, um pé articulado e cabos feitos de fibra animal, uniam o joelho ao tornozelo com o intuito de permitir um movimento do pé coordenado com a flexão/extensão do joelho.



Figura 12 - Articulação do joelho em aço e cabos de fibra animal. Fonte: Braskem

Em 1863, Dubois D. Parmelee contribuiu para o avanço das próteses ao patentear a primeira prótese com encaixe de suspensão por sucção que ficava suspensa por pressão negativa, como mostrada na Fig. 13. Com isso, não havia mais a necessidade da colocação de arneses e espartilhos. Essa tecnologia de suspensão foi desenvolvida ao longo dos anos e permanece em uso atualmente.

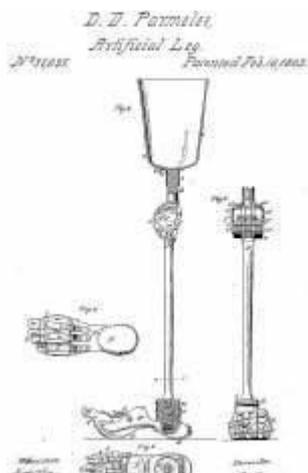


Figura 13 - Primeira prótese com encaixe de suspensão por sucção. Fonte: Braskem

O ginasta alemão George Eyser foi o primeiro paratleta olímpico que usou uma prótese de madeira para substituir a perna direita. O atleta competiu junto à equipe olímpica americana em 1904 e conquistou seis medalhas nas Olimpíadas de verão de St. Louis em apenas um dia, sendo três ouros na ginástica artística. Um avanço nas próteses e no esporte paralímpico.

Em 1912, é criada a primeira prótese de alumínio. A redução de 1,5 kg em relação às próteses anteriores foi mais um avanço. Ela foi produzida e utilizada por Marcel Desoutter, um aviador famoso inglês, com a ajuda de seu irmão Charles, um engenheiro.

Em 1937, os primeiros polímeros começam a ser aplicados nas próteses na Alemanha, quando Otto Bayer (da atual companhia Bayer) descobre a produção de poliuretano, um material bastante versátil, com boas propriedades físicas e químicas.

Em 1955, produzida com uma resina termoendurecível, a prótese canadense “Syme” foi desenvolvida pela Northrop Aviation, como mostrado na Fig. 14. O pé, preso à extremidade, era feito de borracha.

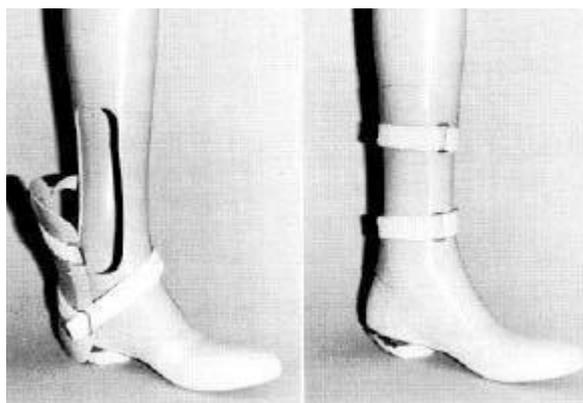


Figura 14 - Prótese canadense “Syme”. Fonte: Braskem

Em 1959, a Universidade da Califórnia desenvolveu a prótese PTB (*Patellar Tendon Bearing*), como mostrado na Fig. 15, uma evolução da prótese desenvolvida por Verduyn. As bordas superiores do soquete encontram-se acima da linha articular do joelho e a suspensão é realizada através de uma correia na coxa, causando aos usuários uma atrofia do quadríceps.

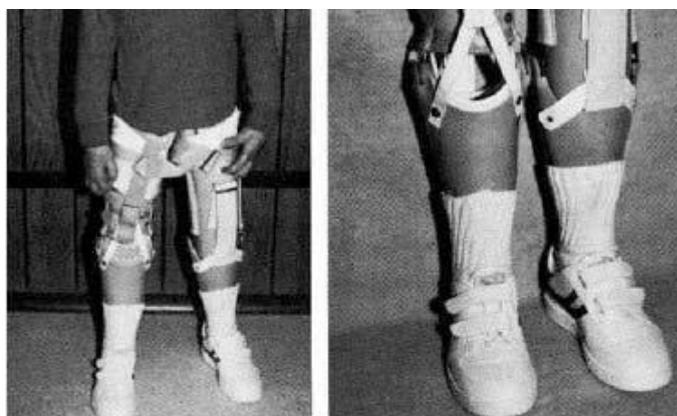


Figura 15 - Prótese PTB (*Patellar Tendon Bearing*). Fonte: Braskem

Em 1968, as próteses com soquete KBM (*Kondylen Bettung Münster*) foram desenvolvidas na Alemanha, como mostrado na Fig. 16, tornando -se o encaixe mais popular para as amputações abaixo do joelho. Mais um grande avanço: o revestimento interno é flexível. A pressão que é gerada pela prótese na região permite que ela seja sustentada sem outros acessórios. E, com o objetivo de oferecer conforto ao paciente, eram utilizados, internamente, cartuchos de EVA e meias. A segurança, nesse caso, dependia exclusivamente do formato do encaixe.

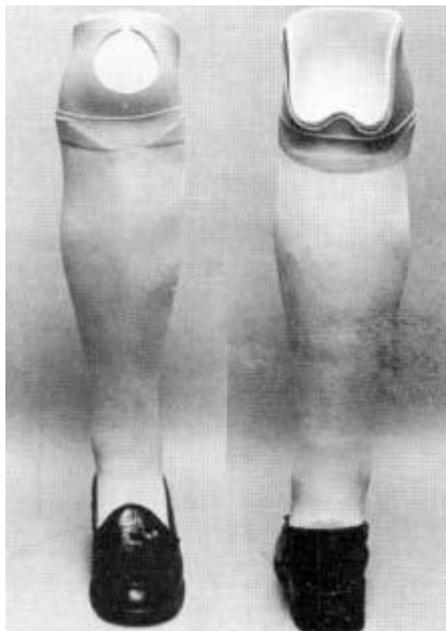


Figura 16 - Próteses com soquete KBM (*Kondylen Bettung Munster*). Fonte: Braskem

Em 1971, a OttoBock, uma empresa alemã, cria próteses endoesqueléticas ajustáveis. Consistem em estruturas tubulares adaptáveis, revestidas por espuma de plástico, para que a forma fosse de uma perna, como mostrada na Fig. 17.

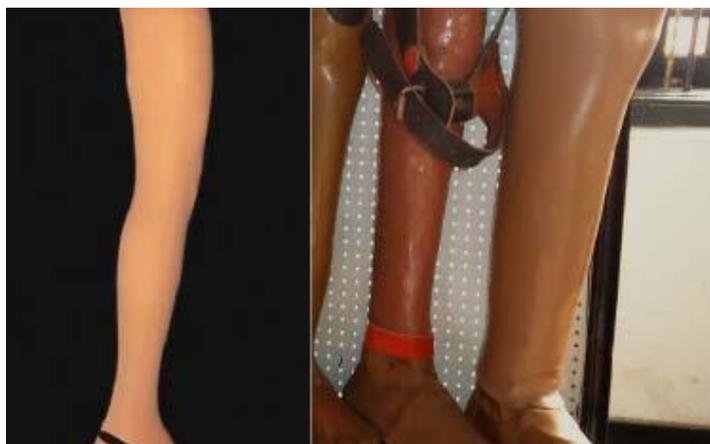


Figura 17 - Próteses endoesqueléticas ajustáveis. Fonte: Braskem

Os *liners* de silicone, como mostrado na Fig. 18, que, posteriormente, também foram fabricados com uretano e gel de silicone, foram a solução para os problemas de conforto e sustentação. Uma grande evolução da década de 1980.

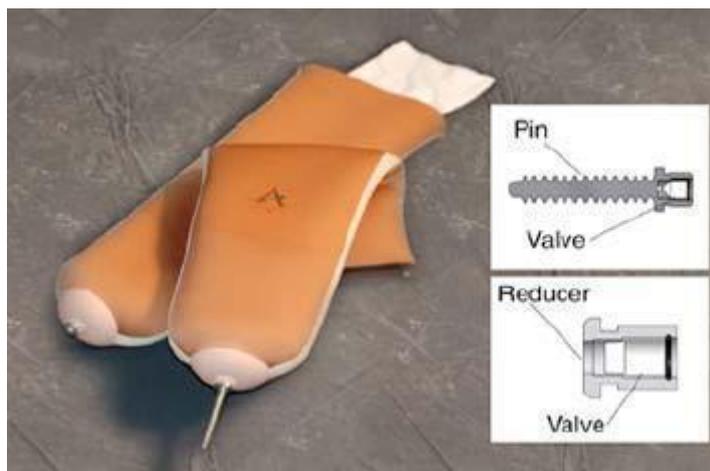


Figura 18 - Liners de silicone. Fonte: Braskem

Especialista em próteses e usuário da marca Flex-Foot, o norte-americano Van Phillips desenvolveu importantes próteses de fibra de carbono. Phillips perdeu parte da perna em um acidente e estava insatisfeito com as próteses da época. Com isso, ele criou a empresa Flex-Foot, como mostrado na Fig. 19.



Figura 19 - Van Phillips, desenvolvedor de próteses de fibra de carbono. Fonte: Braskem

Em 1990, mais um grande avanço: a criação da prótese inspirada na pata do guepardo. Flexível, a fibra de carbono ainda tinha a vantagem de absorver energia. Além disso, os milhões de fios de carbono grafite simulam ligamentos e podiam “produzir” mais energia do que os ligamentos de um animal. O modelo de pé

“*Flex-Foot Cheetah*” foi utilizado pelo velocista Oscar Pistorius, como mostrado na Fig. 20. A prótese chegou a ser considerada mais eficiente que o pé humano das Olimpíadas de Pequim.



Figura 20 - Oscar Pistorius e o modelo de pé “Flex-Foot Cheetah”. Fonte: Braskem

Tantos avanços até chegar ao século 21, onde voluntários de ONGs, como a *Not Impossible* ou a *Enabling the Future*, vêm produzindo próteses de braços e mãos em impressoras 3D.

Em 2015, Lucas Strasburg, estudante de engenharia mecânica da Universidade Feevale, em Novo Hamburgo (RS), desenvolveu uma prótese de plástico de baixo custo, mostrada na Fig. 21, que utiliza materiais alternativos aos que são encontrados atualmente nas próteses convencionais. De acordo com os cálculos feitos por ele, a prótese pode ter um preço final até 30 vezes menor que uma prótese de primeira linha. O grande desafio é conseguir a fabricação da prótese em larga escala. Destaca-se a versatilidade do plástico. Ele permite que as próteses expressem o estilo da pessoa, com possibilidades estéticas, como cores, desenhos e texturas.



Figura 21 - Prótese ortopédica feita de plástico. Fonte: Braskem

O mercado de próteses está acompanhando a evolução da tecnologia. A prova disso é que ao buscar próteses transtibiais, já é encontrada uma grande variedade de modelos e kits compostos por capas para dar volume às pernas produzidas em impressoras 3D. O desenvolvimento, estudos e pesquisas com o intuito de produção mais rápida, produtos mais leves, personalizados e com custo mais baixo tem sido cada dia maior. A Fig. 22 mostra um desses kits comercializados no site de vendas Mercado Livre da marca *Ottobock*.



Figura 22 - Kit prótese de perna. Fonte: Mercado Livre

Dentre os modelos apresentados, o kit para prótese transtibial da marca *Ottobock*, como mostrado na Fig. 22, apresenta uma simplicidade no seu sistema e maior custo/benefício para os pacientes.

3 MODELO

Para este trabalho, foi escolhido como ponto de partida do projeto o kit para prótese transtibial da marca *Ottobock* para sofrer adaptações, para incluir um sistema de amortecedor/mola, que proporcione a realização pela criança não só as atividades básicas como o andar, mas, também o pular e o brincar. A principal finalidade desse aprimoramento é associar o estudo da biomecânica a um maior *feedback* sensorial ao paciente, possibilitando ter cada vez mais respostas adaptativas que o insiram de maneira saudável as suas atividades do dia a dia.

3.1 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS

A Fig. 23 apresenta a relação de segmentos do corpo com a altura, baseados em estudos estatísticos por amostragem, que são utilizados quando não há possibilidade de medir os segmentos do paciente.

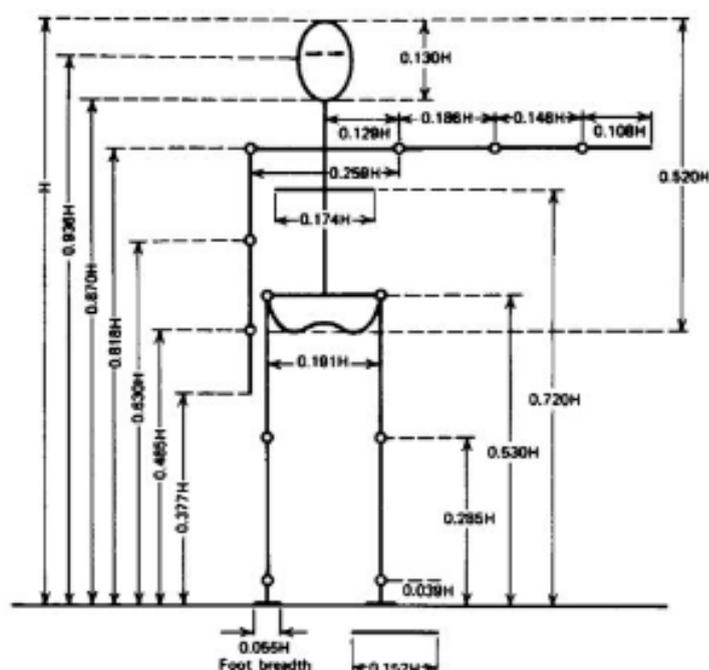


Figura 23 - Segmentos corporais do corpo humano expresso em função da estatura. Fonte: SlidePlayer

O peso e a altura das crianças, em seus diferentes anos de vida, devem ser levados em conta. A Tab. 4 apresenta a relação de idade com a altura e o peso mínimos, médios e máximos entre jovens de 3 e 18 anos, feita pela Unimed, e que será utilizada como parâmetro para o estudo da concepção da adaptação da prótese transtibial proposta.

Tabela 4 - Peso e altura por idade, para meninos de 3 a 18 anos de idade.

Idade (anos)	Mínimo		Médio		Máximo	
	<i>Peso (kg)</i>	<i>Altura (cm)</i>	<i>Peso (kg)</i>	<i>Altura (cm)</i>	<i>Peso (kg)</i>	<i>Altura (cm)</i>
3	12,25	90,6	14,61	96,2	17,78	102,8
4	13,65	97,5	16,51	103,4	20,09	110,4
5	15,24	102	18,37	108,7	22,86	117,1
6	17,46	108,5	21,91	117,5	27,71	126,2
7	19,50	114	24,54	124,1	31,71	133,4
8	21,77	119,6	27,26	130	36,02	140,2
9	23,81	124,2	29,94	135,5	40,73	145,3
10	25,76	128,7	32,61	140,3	45,36	150,3
11	28,03	133,4	35,20	144,2	50,67	154,4
12	30,48	138,1	38,28	149,6	56,34	161,9
13	32,66	142,2	42,18	155	62,60	169,5
14	36,20	146,4	48,81	162,7	68,31	177,1
15	41,41	151,7	54,48	167,8	73,30	181,8
16	46,90	156,5	58,83	171,6	77,34	185,6
17	50,12	159	61,78	173,7	79,65	186,6
18	51,26	159,6	63,05	174,5	81,19	187,6

Fonte: Unimed

Estudos para verificar a velocidade da marcha de crianças normais, com faixa etária de 4 a 6 anos, encontrou valores de 1,03 m/s (absoluto) e 0,90 m/s/estatura (normalizado).

A locomoção envolve uma repetição cíclica do padrão do movimento, sendo um episódio rítmico e não contínuo, como o ritmo cardíaco e respiratório. O movimento da marcha somente pode ser realizado adequadamente se um conjunto de requisitos biomecânicos for utilizado, com a produção de um padrão de sinal elétrico dos nervos na ativação dos músculos apropriados para a locomoção (DUYSENS e CROMMERT, 1998).

A marcha é simplificada pela organização de uma rede neural especializada em repetir diversas vezes ações particulares. Devido a isso, outro fator de suma importância para a concepção da prótese é a verificação dos dados espaçotemporais, que permite analisar a velocidade do caminhar, cadência, comprimento do passo, entre outras informações, que possibilita o melhor entendimento das necessidades biomecânicas de uma criança.

Nas Tabelas 5 e 6, um estudo foi feito com crianças de idades variadas relacionando essas características espaçotemporais e dados antropométricos.

Tabela 5 - Dados antropométricos (Média ± DP)

	5-6 anos (n=9)	7-8 anos (n=8)	9-10 anos (n=11)
Massa Corporal (kg)	22,67 ± 5,14 ^a	28,01 ± 7,87	31,32 ± 5,42
Estatura (m)	1,16 ± 0,06	1,25 ± 0,10	1,40 ± 0,09 ^b
Comprimento do membro inferior (m)	0,58 ± 0,04	0,63 ± 0,06	0,73 ± 0,07 ^b
Comprimento do membro inferior (% estatura)	49,67 ± 1,20 ^a	50,39 ± 1,33	52,04 ± 2,33

^a Diferenças significativas entre 5 a 6 anos de idade e 9 a 10 anos de idade.

^b Diferenças significativas entre 9 a 10 anos de idade e os dois grupos mais jovens (5 a 6 anos e 7 a 8 anos).

Fonte: Research Gate - Análise da marcha em crianças de 5 a 10 anos de idade

Tabela 6 - Dados espaçotemporais (Média ± DP)

	5-6 anos (n=9)	7-8 anos (n=8)	9-10 anos (n=11)
Cadência (passos/min.)	135,07 ± 8,21 ^a	131,50 ± 12,79	122,29 ± 11,49
Velocidade (m/s)	1,10 ± 0,07 ^a	1,21 ± 0,13	1,23 ± 0,07
Velocidade (NE)	0,33 ± 0,02	0,35 ± 0,04	0,33 ± 0,02
Comprimento do ciclo (m)	0,97 ± 0,06 ^b	1,09 ± 0,06 ^b	1,21 ± 0,07 ^b
Comprimento do ciclo (NE)	0,84 ± 0,04	0,88 ± 0,07	0,87 ± 0,03
Comprimento do passo (m)	0,50 ± 0,04 ^b	0,56 ± 0,04 ^b	0,63 ± 0,03 ^b
Comprimento do passo (NE)	0,43 ± 0,03	0,45 ± 0,04	0,45 ± 0,02
Tempo do ciclo (s)	0,89 ± 0,05 ^a	0,92 ± 0,09	0,98 ± 0,09
Apoio simples (% ciclo)	34,35 ± 2,76	36,04 ± 2,53	36,91 ± 2,25

^a Diferenças significativas entre 5 a 6 anos de idade e 9 a 10 anos de idade.

^b Diferenças significativas entre todos os grupos.

NE= dados normalizados pela estatura.

Fonte: Research Gate - Análise da marcha em crianças de 5 a 10 anos de idade

Visando uma maior resposta durante alguns movimentos impossibilitados pela simplicidade das próteses oferecidas pelo SUS, como o pular, o sistema de mola/ amortecedor foi escolhido como uma adaptação prática e econômica para prover-se uma amplificação da resposta de força, que chega ao coto, em relação a força gerada da prótese em contato com o chão.

3.2 VIBRAÇÕES MECÂNICAS

Será utilizado a abordagem massa-mola-amortecedor, com um grau de liberdade, para modelar a resposta dinâmica da prótese proposta. Utiliza-se o modelo de vibrações com excitação harmônica de base para obter-se um estudo inicial. Note que a excitação de base utilizada é de deslocamento senoidal, existente na literatura, é uma primeira aproximação, pois nem o carregamento real é de deslocamento imposto (é na verdade de força imposta), nem o carregamento pode ser representado por uma onda senoidal completa, sendo mais próximo da realidade, em função dos passos da criança, uma onda com apenas os trechos positivos da senoide e no lugar dos trechos negativos da senoide ter-se-ia carregamento nulo.

Segundo Singiresu Rao, seja $y(t)$ o deslocamento da base e $x(t)$ o deslocamento da massa em relação à sua posição de equilíbrio estático no tempo t . Então, a variação de deslocamento da mola é de $x - y$ e a velocidade relativa entre as duas extremidades do amortecedor é de $\dot{x} - \dot{y}$. Pelo diagrama de corpo livre mostrado na Fig. 24, obtém-se a seguinte equação de movimento:

$$m\ddot{x} + c(\dot{x} - \dot{y}) + k(x - y) = 0 \quad (1)$$

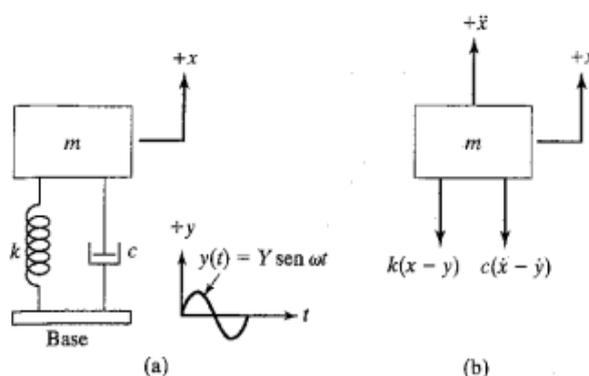


Figura 24 – (a) modelo utilizado e (b) DCL da massa do sistema com excitação de base.

Fonte: Rao (2009).

Se $y(t) = Y \text{ sen } \omega t$, tem-se:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = ky + c\dot{y} = kY \operatorname{sen} \omega t + c\omega Y \cos \omega t = A \operatorname{sen} (\omega t - \alpha) \quad (2)$$

Onde, m é a massa (kg), k é a rigidez da mola (N/m), c é constante de amortecimento (N·s/m) e ω é a frequência de excitação (rad/s). $A = Y\sqrt{k^2 + (c\omega)^2}$ e $\alpha = \tan^{-1}\left[-\frac{c\omega}{k}\right]$. A excitação à base, equivale a aplicar uma força harmônica de amplitude A à massa. Desta forma, a resposta em regime permanente da massa $x_p(t)$, é descrita como:

$$x_p(t) = \frac{Y\sqrt{k^2+(c\omega)^2}}{[(k-m\omega^2)^2+(c\omega)^2]^{1/2}} \operatorname{sen}(\omega t - \phi_1 - \alpha) \quad (3)$$

$$\text{Onde, } \phi_1 = \tan^{-1}\left(\frac{c\omega}{k-m\omega^2}\right)$$

3.2.1 Transmissibilidade de deslocamento

Usando-se identidades trigonométricas, $x_p(t)$ pode ser reescrita como:

$$x_p(t) = X \operatorname{sen}(\omega t - \phi) \quad (4)$$

onde X e ϕ são dados por:

$$\frac{X}{Y} = \left[\frac{k^2 + (c\omega)^2}{(k - m\omega^2)^2 + (c\omega)^2} \right]^{1/2} = \left[\frac{1 + (2\zeta r)^2}{(1 - r^2)^2 + (2\zeta r)^2} \right]^{1/2} \quad (5)$$

e

$$\phi = \tan^{-1}\left[\frac{m c \omega^3}{k(k - m\omega^2) + (\omega c)^2} \right] = \tan^{-1}\left[\frac{2\zeta r^3}{1 + (4\zeta^2 - 1)r^2} \right] \quad (6)$$

Onde, $\zeta = \frac{c}{c_c}$ é a fração de amortecimento, $c_c = 2 \cdot m \cdot \omega_n$ é a constante de amortecimento crítica (N·s/m), $r = \frac{\omega}{\omega_n}$ é a razão de frequências, $\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$ é a frequência natural do sistema (rad/s) e f_n é a frequência natural do sistema (Hz).

A razão entre amplitude de resposta $x_p(t)$ e a do movimento da base $y(t)$, $\frac{X}{Y}$, é denominada transmissibilidade de deslocamento. As variações de $\frac{X}{Y} \equiv T_d$ e ϕ , são mostradas na Fig. 25, para vários valores de r e ζ .

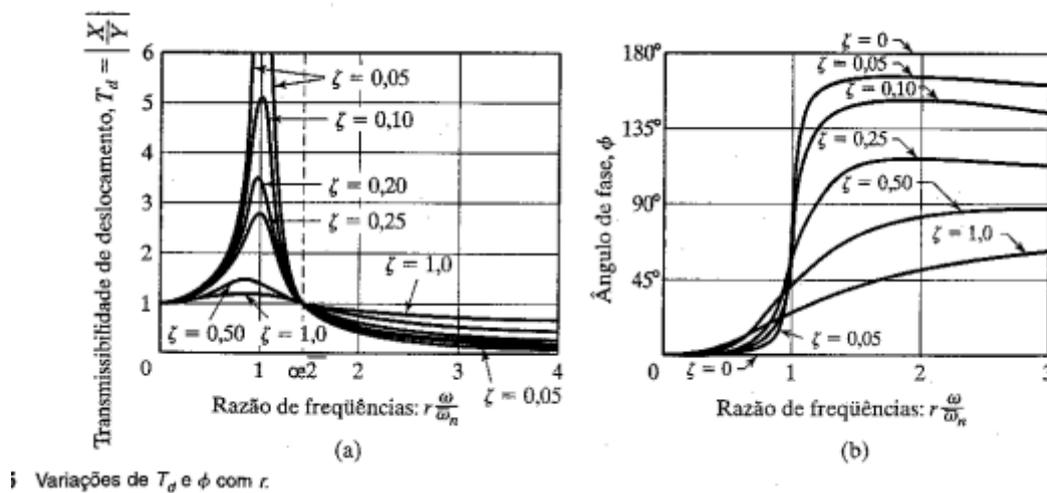


Figura 25 – Transmissibilidade de deslocamento. Fonte: Rao (2009).

O gráfico mostrado na Fig. 25a representa as curvas de transmissibilidade de deslocamento em função da razão de frequências, de uma excitação de base senoidal.

3.2.2 Transmissibilidade de força

Pode-se obter através do equilíbrio do DCL da Fig. 24.b:

$$F = k(x - y) + c(\dot{x} - \dot{y}) = -m\ddot{x} \quad (7)$$

e pode ser reescrita como

$$F = m\omega^2 X \text{sen}(\omega t - \phi) = F_T \text{sen}(\omega t - \phi) \quad (8)$$

onde F_T é a amplitude da força transmitida. A relação entre o valor da força transmitida e o valor de força da excitação de base $\frac{F_T}{kY}$, é dada por:

$$\frac{F_T}{kY} = r^2 \left[\frac{1 + (2\zeta r)^2}{(1 - r^2)^2 + (2\zeta r)^2} \right]^{1/2} \quad (9)$$

A razão $\frac{F_t}{kY}$ é conhecida como transmissibilidade de força. A força transmitida gerada por excitação de base, para diversas razões de frequências r , para diferentes valores de ζ , é mostrada na Fig. 26.

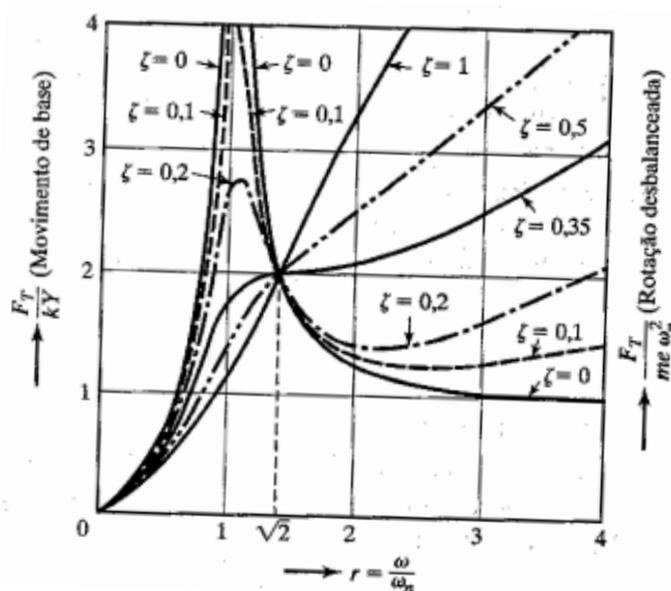


Figura 26 – Transmissibilidade de força. Fonte: Rao (2009).

O gráfico mostrado na Fig. 26 representa as curvas de transmissibilidade de força em função da razão de frequências, de uma excitação de base senoidal.

Crianças amputadas sofrem alterações no que diz respeito a sua consciência e esquema corporal, como: alterações no equilíbrio, na marcha, na diminuição de força e na percepção sensorial. Pode-se dizer que essas mudanças estão ligadas ao processamento das informações recebidas pelo SNC. Quando há uma secção nervosa, os comprometimentos resultam na baixa percepção tátil do membro afetado. Como, por exemplo, 90% dos pacientes amputados sofrem da síndrome do

membro fantasma, isso se caracteriza pela informação que o cérebro construiu anterior à lesão.

A prótese com mola/amortecedor auxiliará no *feedback*, tendo como base a pressão profunda e estímulo inibitório das reações reflexas do nervo. Segundo estudos feitos pela própria empresa que fabrica a prótese, *Ottobock*, logo após o processo de amputação, a parte do corpo amputada sofre uma fragilização. Para melhorar essa sensibilidade, é importante criar estímulos diferenciados para que a recuperação seja acelerada. Esse processo de estímulo é realizado antes mesmo do coto receber a prótese, pois a prótese em si não oferece, normalmente, esse *feedback*, essa fase é chamada de dessensibilização do coto.

A proposta do sistema de mola/amortecedor acoplado à prótese, está ligada a geração desses estímulos de força amplificados no coto conforme a movimentação natural do paciente. Assim, essa reabilitação do coto pode ser feita simultaneamente ao processo de adaptação da prótese.

Visando oferecer respostas sensoriais geradas através dos próprios esforços mecânicos que serão gerados via prótese, entende-se que o estudo de transmissibilidade de forças, feito por este modelo inicial de vibrações mecânicas, permitirá que seja feita uma primeira estiva da amplificação de forças geradas.

3.3 APLICAÇÃO DO MODELO

Neste item procura-se implementar o modelo de vibrações mecânicas proposto (RAO, 2009), através da imposição de alguns parâmetros nominais ao modelo, de forma a observar as respostas geradas.

Para se analisar a influência do fator de amortecimento no desempenho de transmissibilidade de força ($\frac{F_t}{kY}$), a Fig. 27 foi gerada. A Tabela 7 mostra a denominação utilizada neste trabalho para transmissibilidade de força (T_n), onde n varia de 1 a 4, em função de quatro fatores de amortecimento escolhidos (ζ). Para plotar as curvas da Fig. 27, do sistema subamortecido proposto, utilizou-se a equação (9), usando-se $m = 30$ kg (em função dos dados da Tabela 4), $k = 1 \cdot 10^3$ N/m e a variação de razão de frequências (r), em função da variação da frequência de forçamento, $f = 0,01$ a 20 Hz.

Tabela 7 – Transmissibilidade de força em função de fatores de amortecimento (ζ)

transmissibilidade de força (T_n)	fatores de amortecimento (ζ)
T1	0,05
T2	0,1
T3	0,2
T4	0,3

Fonte: autoria própria

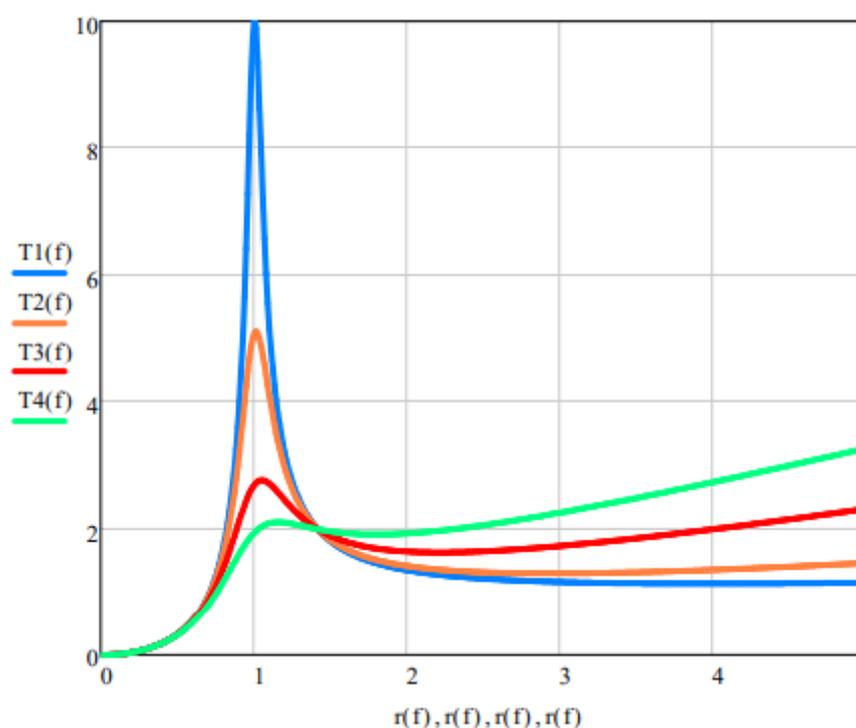


Figura 27 –Transmissibilidade de força para quatro fatores de amortecimento. Fonte: autoria própria

Analisando-se o gráfico da Fig. 27, percebe-se que quanto menor for o fator de amortecimento, maior é a transmissibilidade de força do sistema. A curva T4 foi escolhida para ser utilizada neste trabalho, pois apresenta uma boa amplificação (de 2 a 3 vezes) em uma extensa faixa de razão de frequências (r). Assim, adota-se para este trabalho o sistema subamortecido, utilizando $\zeta = 0,3$.

A seguir, a rigidez da mola será escolhida de forma a descrever a transmissibilidade de força do sistema para três razões de frequências: r_4 usando-se

$f = 0,5 \text{ Hz}$ para uma caminhada, r_5 usando-se $f = 1,0 \text{ Hz}$ para um trote e r_6 usando-se $f = 2,0 \text{ Hz}$ para uma corrida leve.

A seguir, mostra-se um exemplo dos cálculos feitos no software Mathcad para geração dos gráficos de transmissibilidade de força, em função de uma faixa de razão de frequências (r). Neste exemplo, para uma criança de massa $m = 30 \text{ kg}$, uma mola de rigidez $k = 230 \text{ N/m}$ e um fator de amortecimento $\zeta = 0,3$, são utilizados, gerando uma curva de transmissibilidade de forças, para três frequências de forçamento $f = 0,5; 1 \text{ e } 2 \text{ Hz}$.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (10)$$

$$\omega_n = 2,769$$

$$f_n = 2 \cdot \pi \cdot \omega_n \quad (11)$$

$$f_n = 17,397$$

$$c_c = 2 \cdot m \cdot \omega_n \quad (12)$$

$$c_c = 2 \cdot m \cdot \omega_n$$

$$f = 0,01 ; f = 0,02 ; \dots f = 20$$

$$\zeta = 0,3$$

$$\omega(f) = 2 \cdot \pi \cdot f \quad (13)$$

$$r(f) = \frac{\omega(f)}{\omega_n} \quad (14)$$

$$r_4 = \frac{2 \cdot \pi \cdot 0,5}{\omega_n} \quad r_5 = \frac{2 \cdot \pi \cdot 1}{\omega_n} \quad r_6 = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2}{\omega_n}$$

$$(15)$$

$$T_1(f) = r(f)^2 \left[\frac{1 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r(f))^2}{(1 - r(f)^2)^2 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r(f))^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (16)$$

$$T_4 = (r_4)^2 \left[\frac{1 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_4)^2}{(1 - r_4^2)^2 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_4)^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (17)$$

$$T_5 = (r_5)^2 \left[\frac{1 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_5)^2}{(1 - r_5^2)^2 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_5)^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (18)$$

$$T_6 = (r_6)^2 \left[\frac{1 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_6)^2}{(1 - r_6^2)^2 + (2 \cdot \zeta_1 \cdot r_6)^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (19)$$

Note que, $T1(f)$ gera o gráfico de curva de transmissibilidade de forças, e $T4$, $T5$ e $T6$, são as respostas pontuais para três frequências de forçamento para $f = 0,5$; 1 e 2 Hz, correspondentes a caminhada, o trote e a corrida leve.

A seguir os gráficos de transmissibilidade de força vs razão de frequências são gerados.

Caso 1: Para uma criança de massa $m = 30$ kg, uma mola de rigidez $k = 230$ N/m (mola amarela) e um fator de amortecimento $\zeta = 0,3$, para três frequências de forçamento $f = 0,5$; 1 e 2 Hz.

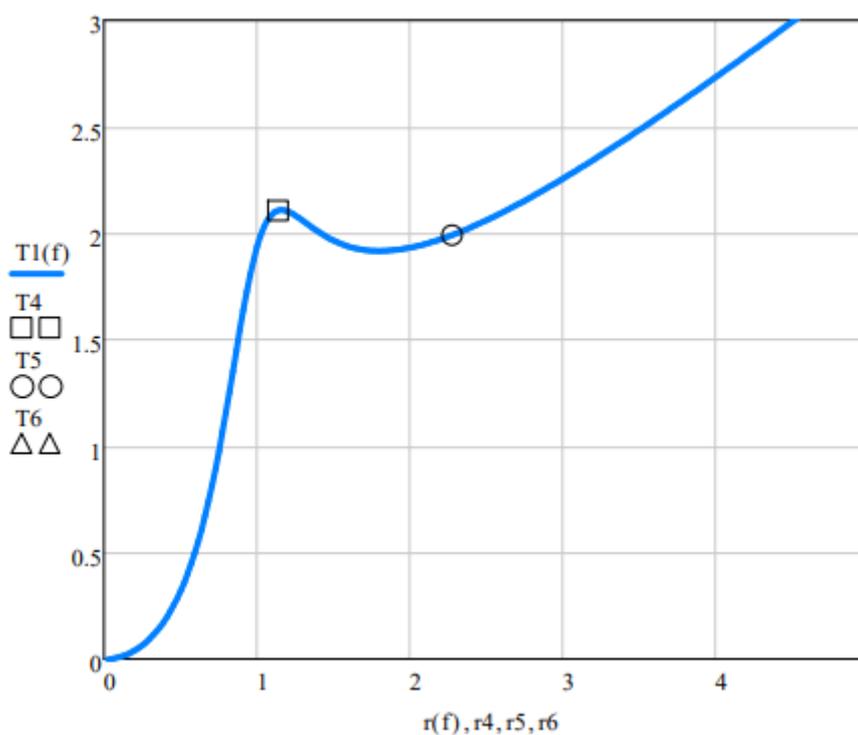


Figura 28 - Transmissibilidade de forças para o caso 1. Fonte: autoria própria

A partir dos resultados tem-se que ao utilizar uma rigidez (k) igual a 230N/m, obtém-se uma transmissibilidade de força de 2.1 para a caminhada de uma criança e 2.0 para um trote. A elevada transmissibilidade de força para uma corrida leve, correspondente a 2Hz, excedeu a faixa utilizada para a plotagem do gráfico. Assim, para $k = 230$ N/m, tem-se uma transmissibilidade de força satisfatória para a caminhada e trote.

Caso 2: Para uma criança de massa $m = 30$ kg, uma mola de rigidez $k = 900$ N/m (mola laranja) e um fator de amortecimento $\zeta = 0,3$, para três frequências de forçamento $f = 0,5; 1$ e 2 Hz.

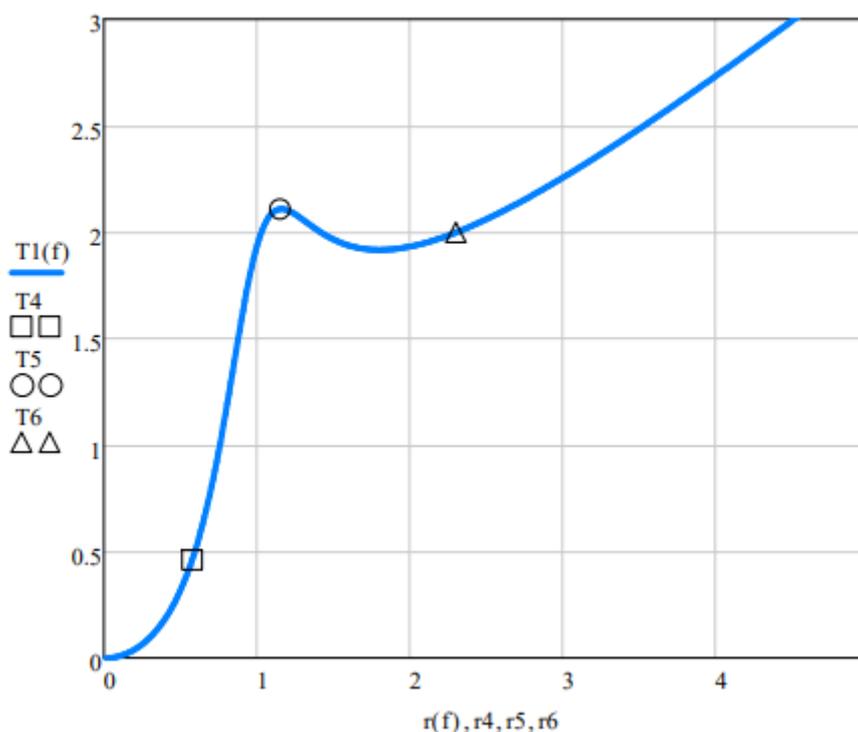


Figura 29 - Transmissibilidade de forças para o caso 2. Fonte: autoria própria

A Fig. 29 mostra uma transmissibilidade de força em torno de 2.1 para o trotar da criança e 2.0 para uma corrida leve. Entretanto, obteve-se uma baixa transmissibilidade para a caminhada, aproximadamente 0,45, devido ao aumento da rigidez na mola. Assim, para $k = 900$ N/m, tem-se uma transmissibilidade de força satisfatória para o trote e a caminhada leve, porém uma baixa transmissibilidade para uma caminhada gerando um baixo *feedback* de força para o sistema (o que não é desejado).

Caso 3: Para uma criança de massa $m = 30$ kg, uma mola de rigidez $k = 3600$ N/m (mola vermelha) e um fator de amortecimento $\zeta = 0,3$, para três frequências de forçamento $f = 0,5; 1$ e 2 Hz.

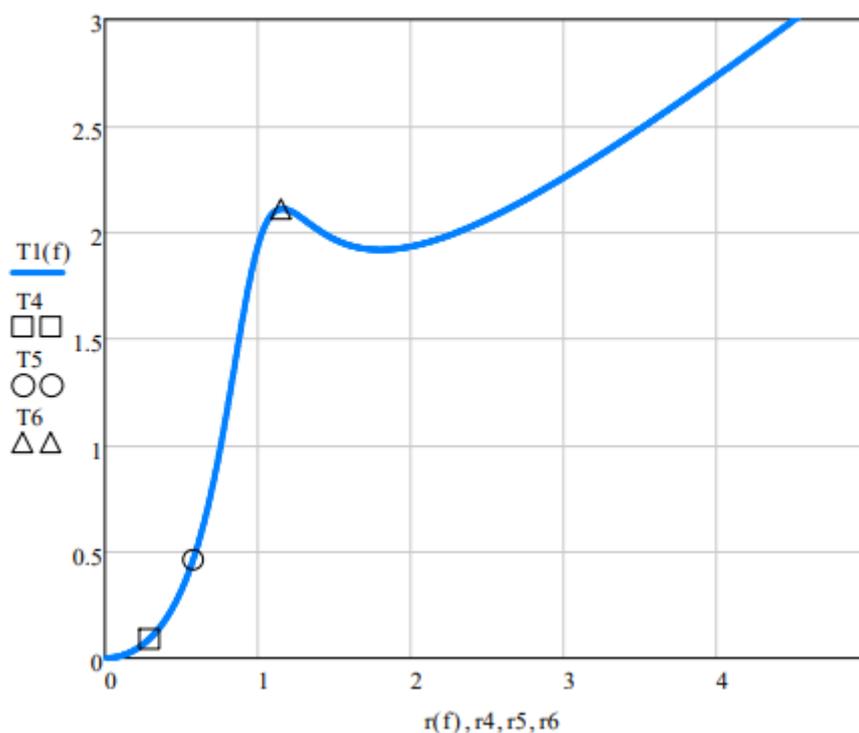


Figura 30 - Transmissibilidade de forças para o caso 3. Fonte: autoria própria

A Fig. 30 mostra uma transmissibilidade de força em torno de 2.1 para a corrida leve da criança que corresponde a uma resposta de força satisfatória para o sistema. Contudo, obteve-se uma resposta muito baixa para o trote, aproximadamente 0.45, e para a caminhada, menor ainda, aproximadamente 0.1.

A partir das simulações feitas, pode-se concluir que a utilização do método de transmissibilidade de força, através da inclusão de um sistema mola/amortecedor, pode ser utilizado para amplificar o *feedback* sensorial para ajudar crianças especiais amputadas em seu dia a dia. Ao aumentar a rigidez da mola, a resposta devolvida serve para diversos forçamentos, de caminhada até corrida leve.

A mudança da mola (amarela, laranja ou vermelha), alterando o parâmetro k , deve ser feita de acordo com o movimento de treinamento da criança, seja de caminhada, trote ou corrida leve.

4 PROJETO DA PRÓTESE

Neste capítulo é apresentado o projeto da prótese proposta, utilizando como base a prótese, já existente, da *Ottobock*.

4.1 PRÓTESE PROPOSTA

O objetivo deste trabalho é produzir um estudo acerca de próteses transtibiais, selecionar um modelo existente para ser modificado, fornecendo uma solução com maior resposta de amplificação de força para o paciente.

A prótese é um grande auxílio para pessoas que sofreram amputações. Ela tem como propósito substituir a função da parte do corpo que foi perdida com a amputação, proporcionando um novo modo de vida, podendo, inclusive, aumentar a autoestima.

A prótese escolhida como base é o kit peças para amputação transtibial da marca *Ottobock*.

4.2 MATERIAL DO PROTÓTIPO

Congruente ao que foi citado por (AGNELO, 2015), a definição do material é dependente das necessidades do paciente e ao efeito clínico desejado, dado a devida importância a fatores como: flexibilidade, durabilidade, resistência e carga dos equipamentos. (AGNELLI e TOYODA, 2002) citaram que a capacidade financeira do paciente, da mesma maneira como a patologia associada ao uso da órtese e o material mais indicado para a confecção dela, são os pontos considerados para o projeto. Portanto, assim como na órtese, para o projeto de prótese, esses pontos também são necessários e considerados.

- custo: necessita estar de acordo com a capacidade financeira do usuário;
- volume: garantindo uma espessura adequada;
- estética: apresentar cor agradável, bom acabamento, textura suave e ausência de cheiro;

- resistência à deformação, ao desgaste e à corrosão;
- trabalhabilidade: depende tanto do processo de fabricação quanto do operador;
- rigidez: para ser capaz de aguentar a posição devida ou desejada;
- limpeza: a limpeza deve ser possibilitada para garantir a higiene, manutenção e durabilidade do dispositivo; e
- flexibilidade: com o intuito de se ajustar aos movimentos.

Os materiais metálicos são muito utilizados na confecção de dispositivos ortopédicos. Eles apresentam como vantagens o baixo custo de produção. Como desvantagem, destaca-se o alto peso específico. Os aços inoxidáveis são ligas cromo-níquel-molibidênio e contém um teor de carbono baixo. Estes apresentam como vantagens baixos custo de produção e alta resistência à corrosão, e como desvantagens o alto peso específico e pouca flexibilidade do material (RODRIGUES, 2013). As ligas de alumínio, segundo (AGNELLI e TOYODA, 2002), exibem uma boa resistência mecânica e menor peso específico, quando comparadas aos aços inoxidáveis.

Devido ao fato de ser o mais utilizado para a produção de próteses, o material designado para a estrutura deste projeto é a liga de alumínio 2024. Esta liga apresenta boas características de usinabilidade e capacidade de acabamento superficial, além de ter boa resistência mecânica.

4.3 MECANISMOS PROJETADOS

O mecanismo desenvolvido é recomendado para pessoas que utilizam prótese transtibial com o intuito de obterem maior *feedback* sensorial durante os seus movimentos. Foi escolhido um amortecedor/mola de bicicleta Traseiro Suspensão de Bike Full 150mm x 850 Lbs da marca Cixi Yuan, um mecanismo de baixo custo e de fácil funcionamento, como um sistema que será acoplado a prótese, como mostrado na Fig. 31.

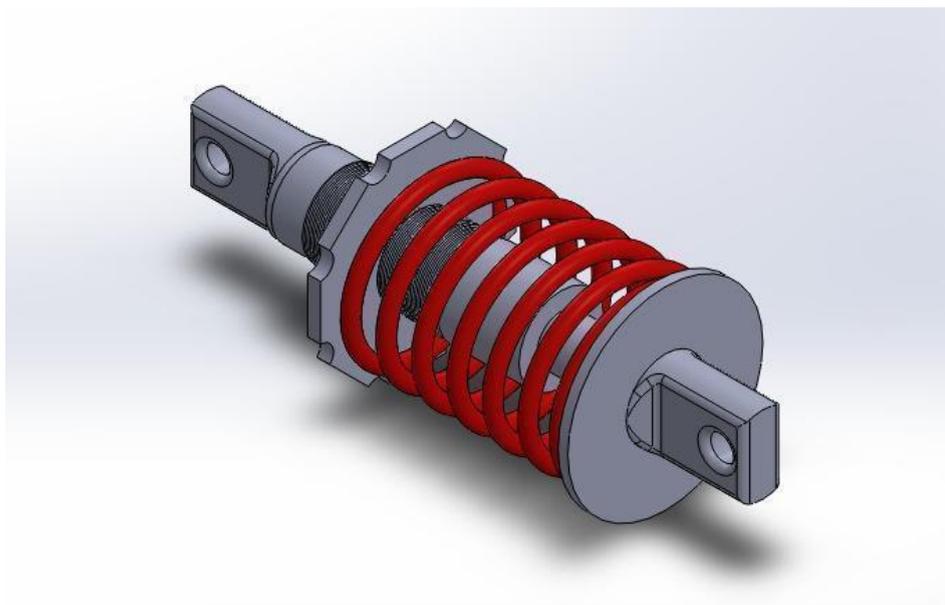


Figura 31 - Amortecedor com mola (vista em perspectiva). Fonte: autoria própria

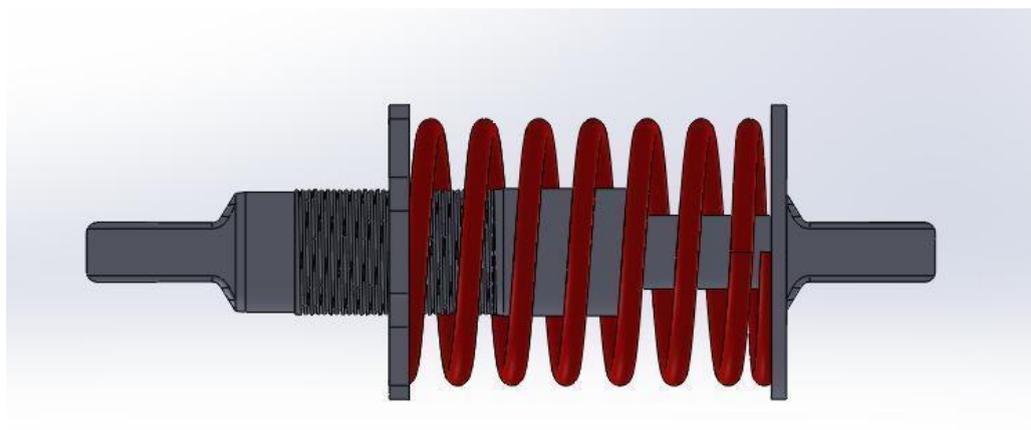


Figura 32 - Amortecedor com mola (vista lateral). Fonte: autoria própria

O dispositivo de amortecimento/amplificação será acoplado no lugar no tubo de alumínio que representa a canela na prótese. O amortecedor conta com rosca para a regulação da pressão da mola. A mola quando comprimida, armazena energia que é liberada quando ela retorna para sua forma original.

A função do amortecedor é controlar a velocidade que o sistema trabalha, para que seus movimentos mantenham o pé em contato com o solo sem desestabilizar a pessoa. Se o sistema não tivesse um amortecedor, fosse somente a mola, o sistema acoplado a prótese trabalharia de forma não desejável, pois depois de absorver um impacto mais brusco como o pulo ou trote, ela retornaria para a posição inicial de forma bastante abrupta, jogando a pessoa para cima.

A Fig. 33 mostra uma vista explodida da prótese proposta.



Figura 33 - Vista explodida da prótese proposta. Fonte: autoria própria

A vantagem apresentada por essa estrutura está na sua simplicidade e baixo custo, conforme mostrado na Tabela 8. Ela amplifica o *feedback* sensorial, proposto neste trabalho. Este projeto é considerado de baixo custo pelo fato de priorizar a utilização de objetos já largamente comercializados, que são de fácil acesso e aquisição. Quanto ao peso, a estrutura é bem leve, já que é majoritariamente constituída de alumínio. Os itens feitos em materiais poliméricos também não agregam muito peso ao modelo.

Tabela 8 - Informações do kit de prótese completo

Peso total do kit com terminal e amortecedor/mola	Preço total do kit com terminal e amortecedor/mola
1100 g	R\$ 1409,80

Fonte: autoria própria

4.4 CÁLCULO DAS MOLAS

Nesta seção são apresentados os dimensionamentos referentes às três molas com as rigidezes citadas no capítulo anterior. Foram utilizados três valores diferentes para a rigidez, com as três molas identificadas como amarela, laranja e vermelha. O dimensionamento foi feito tentando manter o mesmo número de espiras, alterando o diâmetro da mola. Foi usado a fórmula, do livro Elementos de Máquinas de Shigley (8ª edição), da página 528, $N_1 = \frac{d^4 G}{8 D e^3 k_1}$ para encontrar-se o número de espiras e a Tabela 10-5, página 534, para determinar-se a constante $G = 80 \times 10^9 \text{ GPa}$ (fio musical).

Mola 1 (amarela):

$$G = 80 \times 10^9 \text{ GPa} \quad D e = 0,050 \text{ m} \quad k_1 = 230 \frac{\text{N}}{\text{m}} \quad d = 0,0021 \text{ m}$$

$$N_1 = \frac{d^4 G}{8 D e^3 k_1}$$

$$N_1 = 7$$

Mola 2 (laranja):

$$G = 80 \times 10^9 \text{ GPa} \quad D e = 0,050 \text{ m} \quad k_2 = 900 \frac{\text{N}}{\text{m}} \quad d = 0,0030 \text{ m}$$

$$N_2 = \frac{d^4 G}{8 D e^3 k_1}$$

$$N_2 = 7$$

Mola 3 (vermelha):

$$G = 80 \times 10^9 \text{ GPa} \quad D e = 0,050 \text{ m} \quad k_3 = 3600 \frac{\text{N}}{\text{m}} \quad d = 0,0042 \text{ m}$$

$$N_3 = \frac{d^4 G}{8 D e^3 k_1}$$

$$N_3 = 7$$

A Fig. 34 mostra uma vista de conjunto da prótese proposta (com a mola em vermelho).

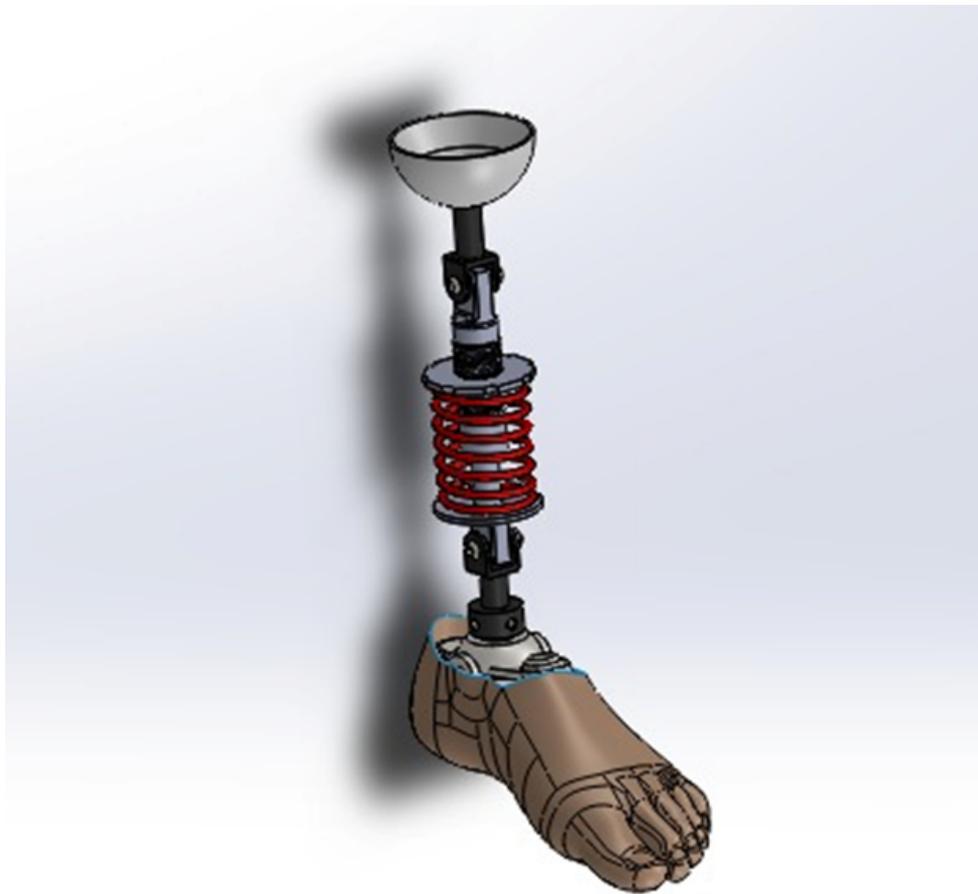


Figura 34 - Prótese transtibial adaptada em 3D com mola de $k = 3600 \text{ N/m}$. Fonte: autoria própria

5 CONCLUSÃO

Fez-se um estudo dos movimentos praticados pelos membros inferiores e da marcha humana para o entendimento da movimentação dos membros inferiores. Depois, foi abordado os reflexos que uma amputação pode causar em uma criança a nível sensorial, motor, em seu sistema nervoso afetando as suas atividades da vida diária. O desenvolvimento de próteses ao longo dos anos foi abordado. Neste trabalho está contido o estudo de uma prótese transtibial, que é utilizada em kits do governo, no SUS, que apresenta maior custo benefício para ser adaptada e comercializada.

Para o desenvolvimento, foi elaborado um estudo inicial de vibrações com excitação de base com foco na amplificação da transmissibilidade de forças, com a utilização do Mathcad para os dimensionamentos de molas/amortecedor para ser utilizado na prótese proposta, utilizando o SolidWorks®, para a geração dos desenhos.

Verificou-se que o modelo inicial apresentado é um projeto relativamente simples, com componentes facilmente acessíveis no mercado e de baixo custo. Entretanto, seu funcionamento proporciona que a criança realize não só o movimento de marcha, mas de trote, corridas leves e saltos, por exemplo, não só promovendo maior conforto na realização destes, como, também, diferentes *inputs* sensoriais que as ajudarão desde a sua recuperação pós amputação até a sua reabilitação.

Este projeto tornou viável a abordagem de uma área diferente da Engenharia Mecânica, que fosse de utilidade pública e fizesse diferença na sociedade, com a combinação de informações biomédicas e mecânicas.

5.1. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

De acordo com o andamento deste projeto, foram identificadas algumas questões interessantes que possam ser aplicadas futuramente para o aprimoramento deste. São elas:

- Fabricação de um protótipo com base nas informações contidas neste relatório;
- Realizar testes com o protótipo no ciclo da marcha e nos movimentos de trote, corridas leves e saltos, avaliando a eficiência do modelo com base nas patologias associadas;
- Depois de confeccionado o protótipo, fazer uma pesquisa com diferentes pacientes para verificar o conforto;
- Incluir melhoramentos no modelo de vibrações mecânicas para este se aproximar mais da realidade física.
- Fazer simulações para um salto;
- Fazer análise dimensional completa dos componente projetados;
- Produzir um extensor para adaptar a prótese para crianças de diferentes alturas.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Agnelli, L. B., & Toyoda, C. Y. (28 de Outubro de 2002). Estudo de materiais para a confecção de órteses e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil. *Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional da UFSCar*, 11(2), pp. 83-94.

BUDYNAS, Richard G. e NISBETT, J. Keith. *Elementos de Máquinas de Shigley: Projeto de Engenharia Mecânica*. AMGH, 2011

Carvalho JA. *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. 2 ed. Barueri: Manole; 2003.

Carvalho, J. (2003). *Amputações de Membros Inferiores. Em Busca da Plena Reabilitação (2a Edição)*. São Paulo: MANOLE.

Greve, J. (2007). *Tratado de Medicina de Reabilitação*. (ROCA, Ed.) (1a Edição). São Paulo.

Hachisuka, K., Dozono, K., Ogata, H., & Ohmine, S. (1998). Total Surface Bearing Below-Knee Prosthesis : Advantages , Disadvantages , and Clinical Implications. *APMR*, 79, 783–789.

Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen; Derrick, Timothy. *Bases da biomecânica do movimento humano*. 4ª edição, 2015. Manole.

Houdijk, H., Pollmann, E., Groenewold, M., Wiggerts, H., & Polomski, W. (2009). Gait & Posture The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking, 30, 35–40.

<https://anatomia-papel-e-caneta.com/planos-anatomicos-e-eixos-do-corpo-humano/>

<https://blogpilates.com.br/fases-da-marcha-4/>

<https://clinicas.ottobock.com.br/4-cuidados-para-se-ter-com-o-coto/>

<https://downloads.editoracientifica.org/articles/200801118.pdf>

https://gifpa.apfisiio.pt/gifpa/wp-content/uploads/bsk-pdf-manager/12_2015-04-06.PDF

<https://guiaderodas.com/orteses-e-proteses-qual-a-diferenca-e-tipos-disponiveis/#:~:text=J%C3%A1%20a%20pr%C3%B3tese%20ortop%C3%A9dica%2C%20%C3%A9,funcionam%20%E2%80%8B%E2%80%8Bcomo%20deveriam.>

<https://historiablog.org/2014/03/27/a-evolucao-das-proteses/>

https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1837688195-kit-protese-de-perna-pe-articulado-capa-protese-confetti-_JM#reco_item_pos=1&reco_backend=univb-items&reco_backend_type=low_level&reco_client=vip-v2p&reco_id=54b1b90f-ceb4-40b8-b4e6-84c7fb899051

<https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/77881/2/33924.pdf>

https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/97139/russi_pc_me_guara.pdf?sequence=1&isAllowed=y

https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/teses/MSc_JoseViegas.pdf

<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico#:~:text=As%20pr%C3%B3teses%20ortop%C3%A9dicas%20mais%20antigas,colocadas%20apenas%20durante%20a%20mumifica%C3%A7%C3%A3o.>

<https://www.ortesp.com.br/index.php/especialidades/pediatrica/desenvolvimento-da-marcha>

http://www.peb.ufrj.br/teses/Tese0330_2019_09_30.pdf

https://www.researchgate.net/publication/273974933_Analise_da_marcha_em_crianças_de_5_a_10_anos_de_idade

<http://www.scielo.org.co/pdf/recis/v16n1/1692-7273-recis-16-01-00082.pdf>

<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/39/39132/tde-20032020-134107/publico/PaulaHentschellLobodaCosta.pdf>

<https://www.treinoemfoco.com.br/qualificando-seu-treino/cinesiologia-biomecanica-da-corrída/>

https://www.ufsm.br/app/uploads/sites/644/2019/07/conceitos_basicos.pdf

Klotz, R., Colobert, B., Botino, M., & Permentiers, I. (2011). Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(7), 399–410.

Kobayashi, T., Orendurff, M. S., & Boone, D. A. (2013). Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses : Case series. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2539–2545.

Liberali, Rafaela Cinesiologia e biomecânica / Rafaela Liberali; Simone A. P. Vieira : UNIASSELVI, 2016. 238 p. : il

Mafrá, N. R. (26 de Setembro de 2012). Processamento de Sinal na Avaliação Clínica da Marcha Humana. Acesso em 04 de Maio de 2018, disponível em Repositório Aberto FEUP: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/75230/2/46326.pdf>

Pavani, R., Pavani, G., & Ribeiro, J. (2015). Resignificando o Uso de Materiais em Próteses Totais de Membros Inferiores. Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, p. 5.

Periago, R. Z. (2009). *Protesis, Ortesis y Ayudas técnicas*. Barcelona: ELSEVIER.

RAO, Singiresu. *Vibrações Mecânicas: Quarta edição*. Pearson Universidades, 2008

Witranstibiaisle, M. (2007). *Gait Analysis an Introduction (4a Edição)*. Philadelphia: ELSEVIER.

Apêndice A - Desenhos Técnicos do Projeto da Prótese

4

3

2

1

F

F

E

E

D

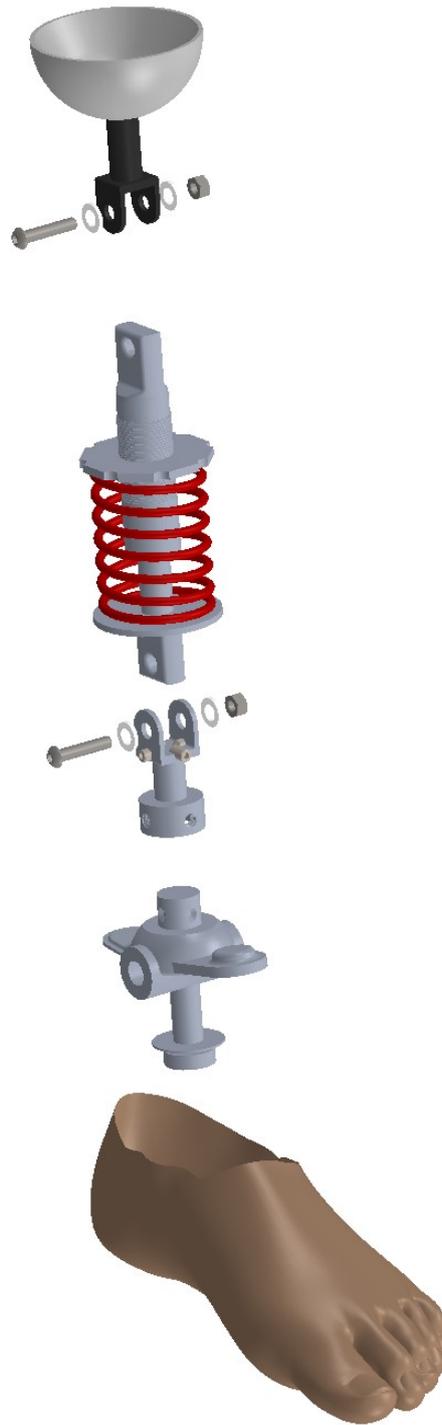
D

C

C

B

B



ALUNOS Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF. Paulo Pedro Kenedi

DATA 30/12/2022

VISTO



ESC. TÍTULO

TURMA Projeto Final

ITEM

FOLHA A4

1:3.5 PRÓTESE TRANSTIBIAL ADAPTADA

PÁGINA

1 / 9



4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

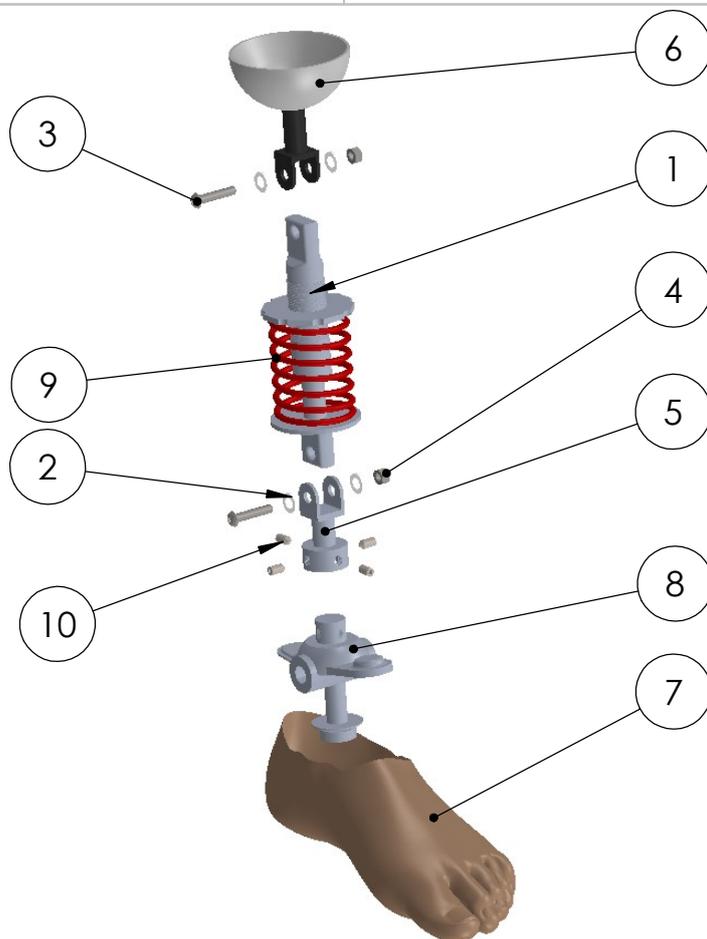
F

E

E

D

D



10	PARAFUSO ALLEN SOCKET M6	COMERCIALIZADO	LIGA DE ALUMÍNIO 2024	4
9	MOLA	FABRICADO	FIO MUSICAL	1
8	ADAPTADOR PARA PRÓTESE DE PÉ	COMERCIALIZADO	LIGA DE ALUMÍNIO 2024	1
7	PRÓTESE DE PÉ	COMERCIALIZADO	POLIURETANO	1
6	APOIO JOELHO	COMERCIALIZADO	POLIPROPILENO TERMO MOLDÁVEL	1
5	TERMINAL	FABRICADO	LIGA DE ALUMÍNIO 2024	1
4	PORCA SEXTAVADA M8	COMERCIALIZADO	AÇO INOX	2
3	PARAFUSO ALLEN CABEÇA ESFÉRICA M8	COMERCIALIZADO	AÇO INOX	2
2	ESPAÇADOR DE NYLON	COMERCIALIZADO	NYLON	4
1	AMORTECEDOR	COMERCIALIZADO	LIGA DE ALUMÍNIO 2024	1
Nº	Nº DA PEÇA	MODO	MATERIAL	QTD.

ALUNOS

Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF.

Paulo Pedro Kenedi

DATA

30/12/2022

VISTO

ESC.

TÍTULO

TURMA

ITEM

FOLHA

1:5

PRÓTESE TRANSTIBIAL ADAPTADA

Projeto Final

A4

PÁGINA

2 / 9



4

3

2

1

A

A



4

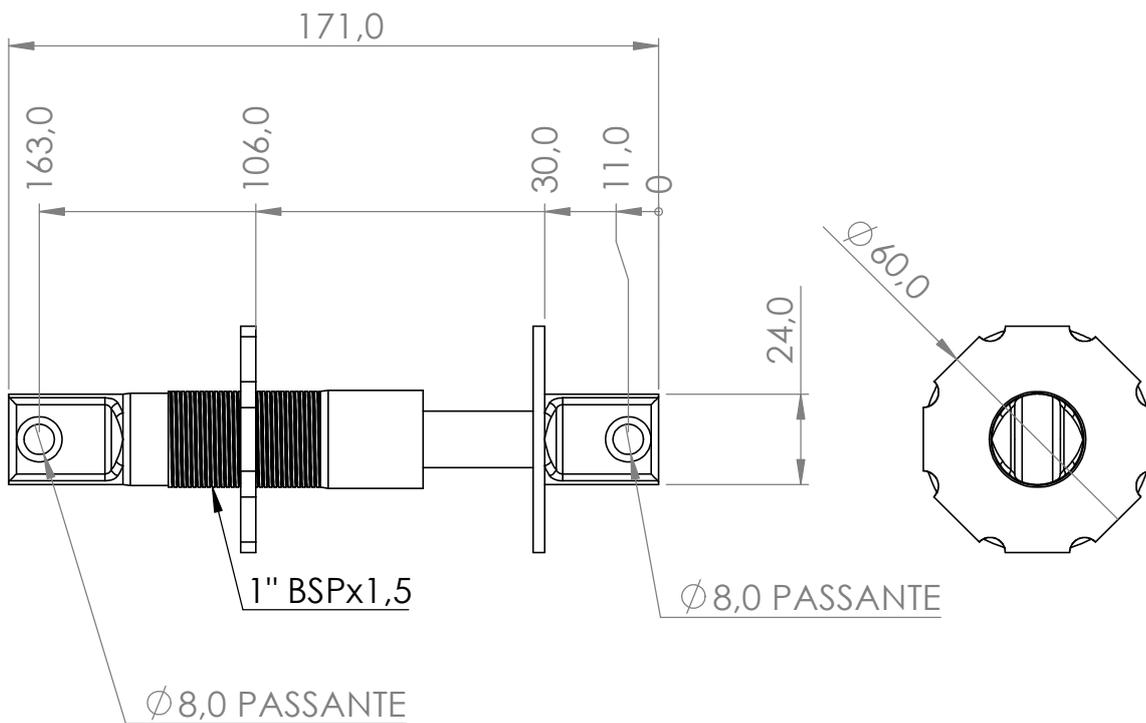
3

2

1

F

F

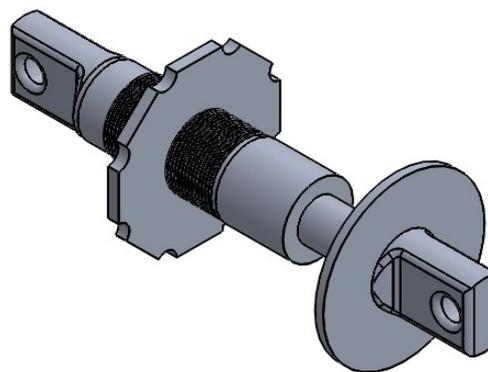


E

E

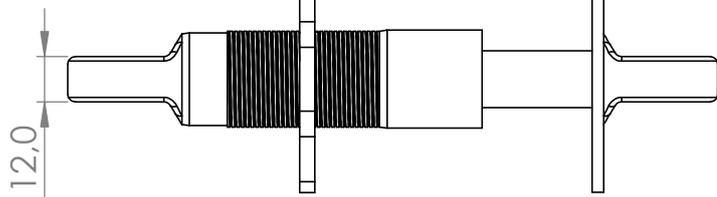
D

D



C

C



B

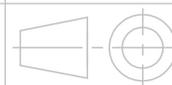
B

ALUNOS	Karen Guedes Vinicius Sales		
PROF.	Paulo Pedro Kenedi		
DATA	30/12/2022	VISTO	



ESC.	TÍTULO	TURMA	ITEM	FOLHA
1:2	AMORTECEDOR Material: LIGA DE ALUMÍNIO 2024 Comercializado	Projeto Final	DT0001	A4

PÁGINA
3 / 9



A

A

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

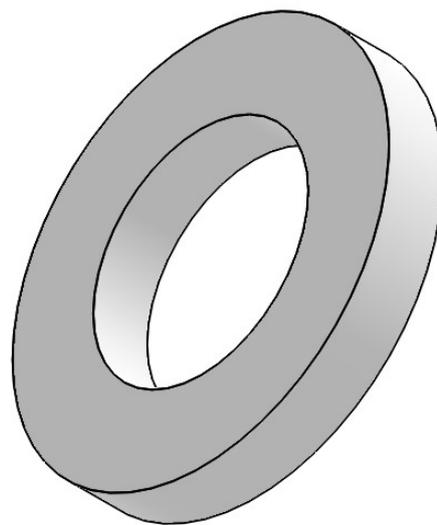
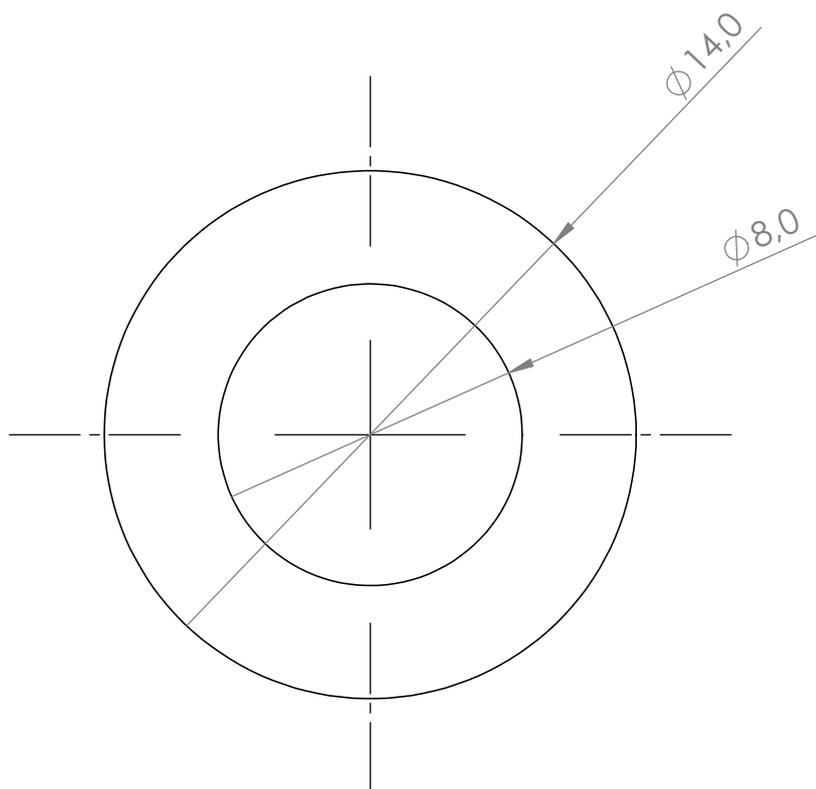
C

B

B

A

A



ALUNOS

Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF.

Paulo Pedro Kenedi

DATA

30/12/2022

VISTO

ESC.

5:1

TÍTULO

ESPAÇADOR DE NYLON
Material: Nylon
Comercializado



CEFET/RJ

TURMA

Projeto Final

ITEM

DT0002

FOLHA

A4

PÁGINA

4 / 9



4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

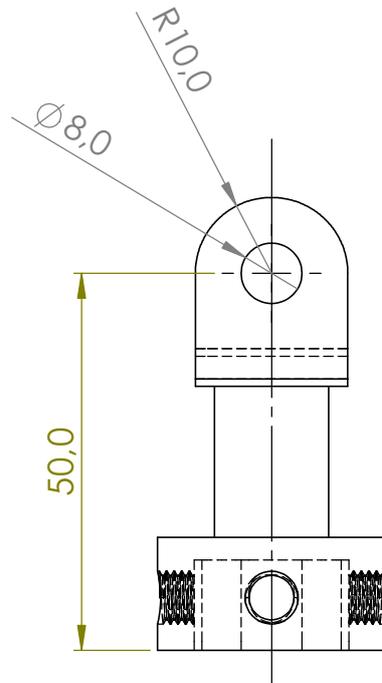
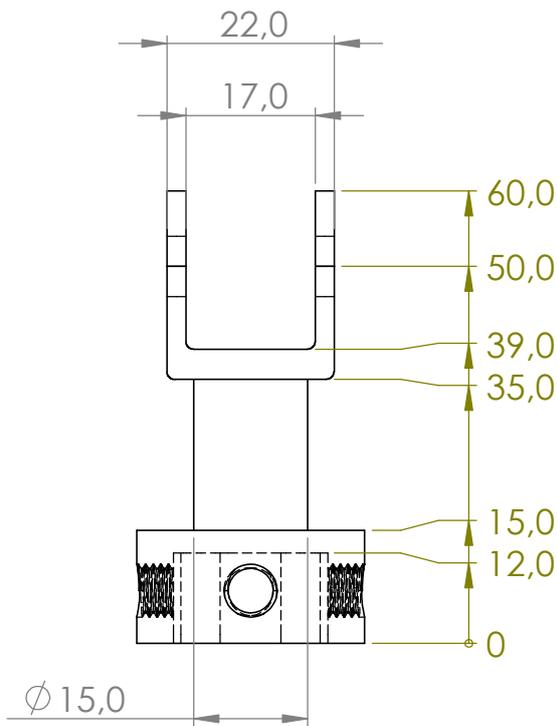
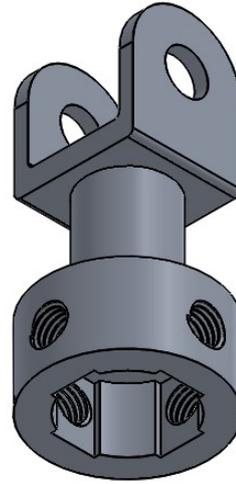
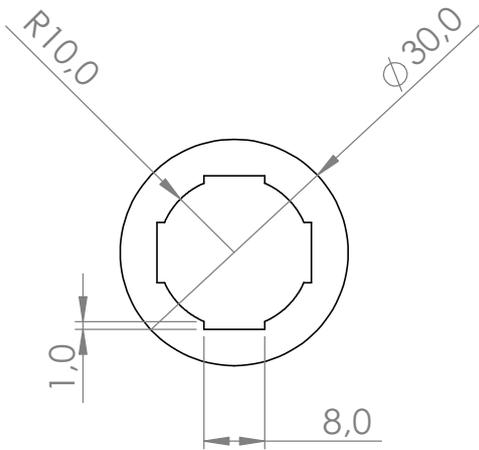
C

B

B

A

A



ALUNOS Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF. Paulo Pedro Kenedi

DATA 30/12/2022

VISTO

ESC. TÍTULO

TERMINAL

Material: LIGA DE ALUMÍNIO 2024
Fabricado



TURMA Projeto Final

ITEM DT0003

FOLHA A4

PÁGINA

5 / 9



4

3

2

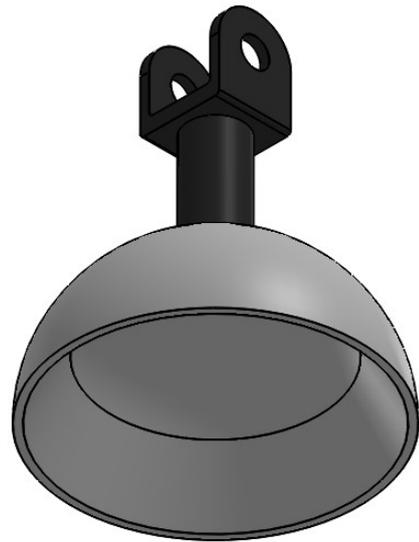
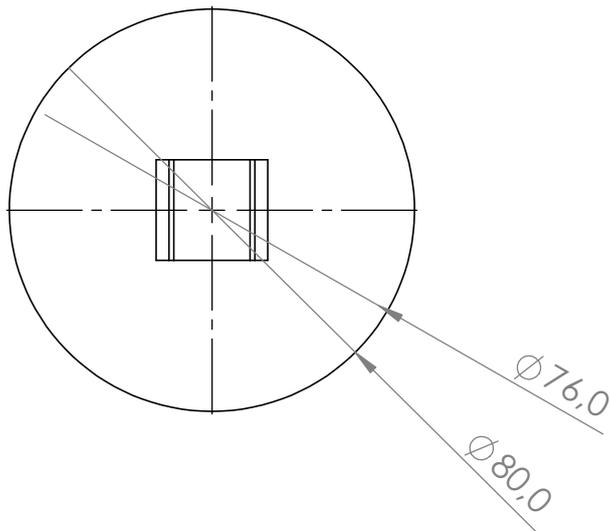
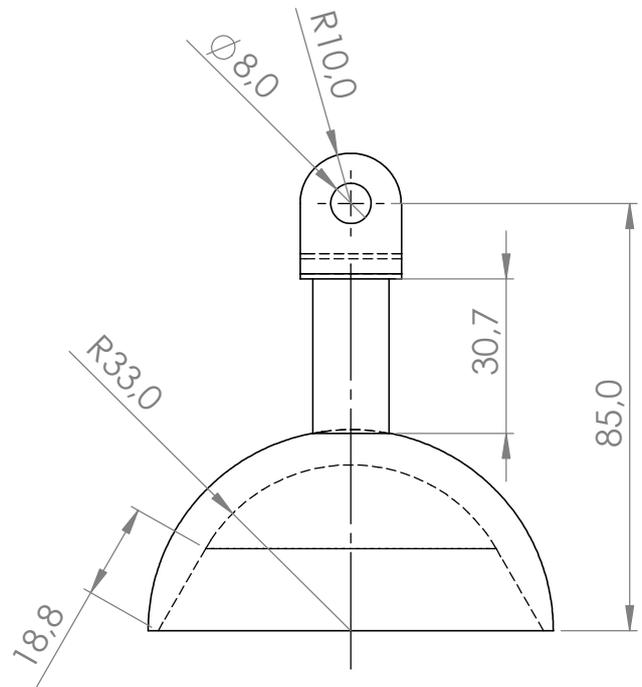
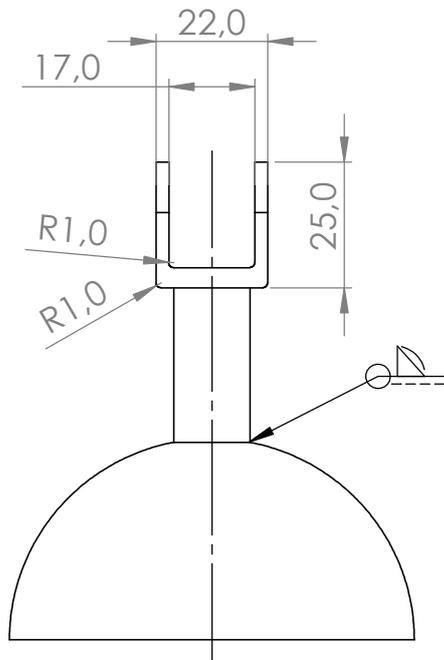
1

4

3

2

1



ALUNOS Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF. Paulo Pedro Kenedi

DATA 30/12/2022

VISTO



ESC. TÍTULO

APOIO PARA JOELHO

TURMA Projeto Final

ITEM DT0004

FOLHA A4

1:1.5

Material: Polipropileno Termo Moldável
Comprado

PÁGINA

6 / 9



4

3

2

1

F

E

D

C

B

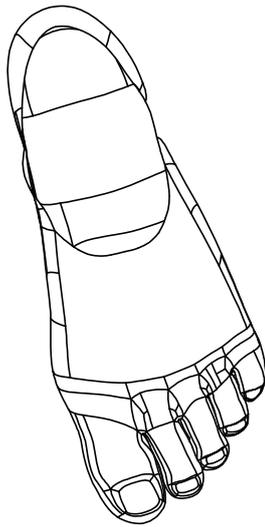
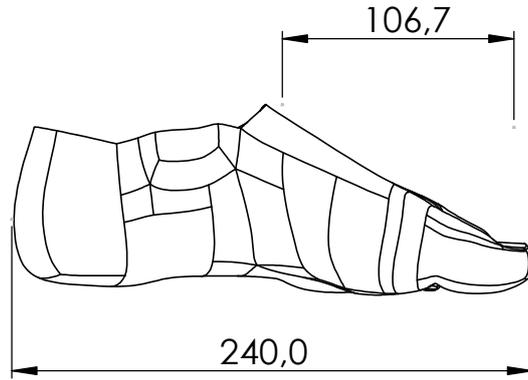
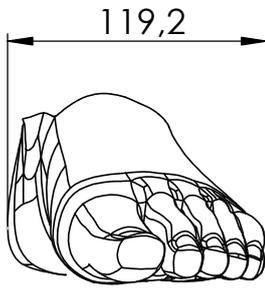
A

4

3

2

1



ALUNOS

Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF.

Paulo Pedro Kenedi

DATA

30/12/2022

VISTO

ESC.

TÍTULO

PRÓTESE DE PÉ
Material: Poliuretano
Comprado

TURMA

Projeto Final

ITEM

DT0005

FOLHA

A4

1:3.5

PÁGINA

7 / 9

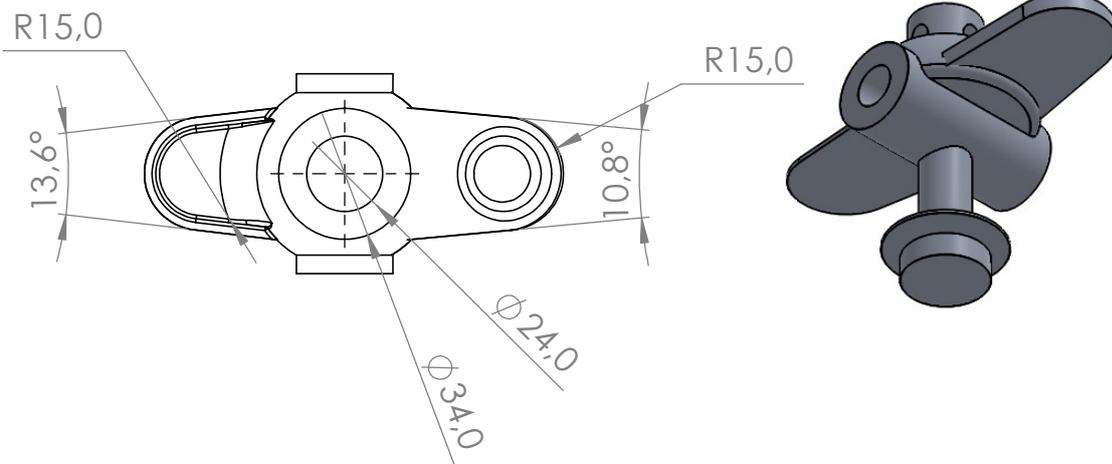
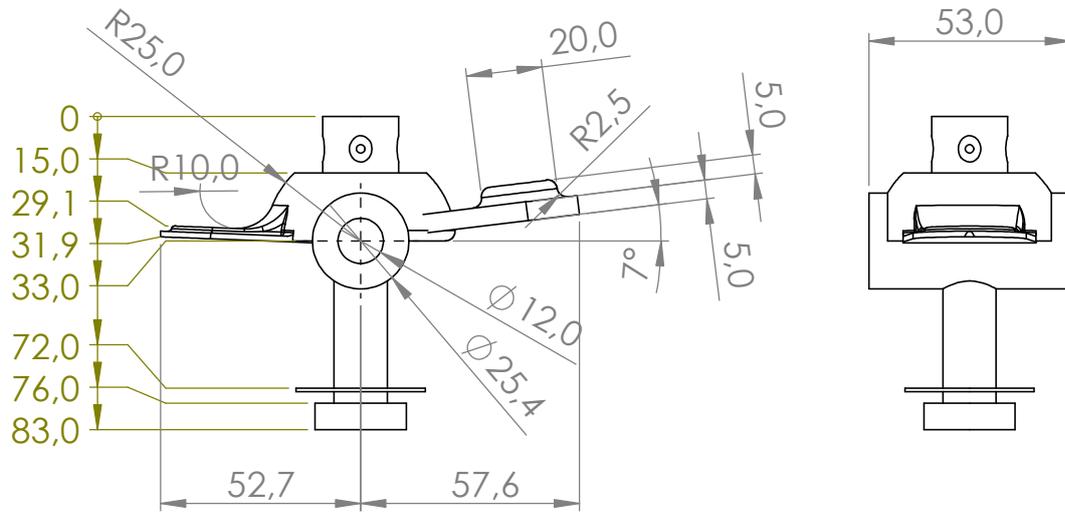


4

3

2

1



ALUNOS	Karen Guedes Vinicius Sales		
PROF.	Paulo Pedro Kenedi		
DATA	30/12/2022	VISTO	



ESC. 1:2	TÍTULO ADAPTADOR PARA PRÓTESE DE PÉ Material: LIGA DE ALUMÍNIO 2024 Comercializado	TURMA Projeto Final	ITEM DT0006	FOLHA A4
		PÁGINA 8 / 9		

4

3

2

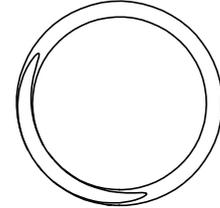
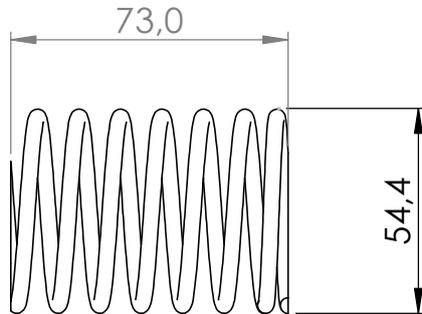
1

F

F

E

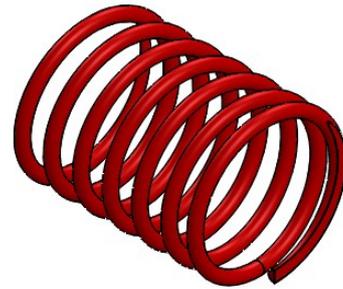
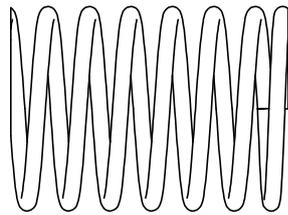
E



Diâmetro do Arame: 4,2 mm
Número de espiras: 7,00

D

D

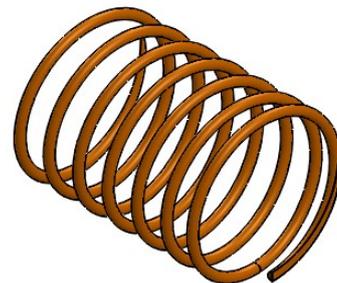
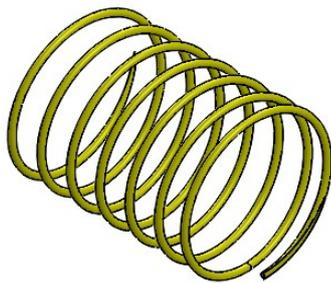


Diâmetro do Arame: 2,1 mm
Número de espiras: 6,76

Diâmetro do Arame: 3,0 mm
Número de espiras: 7,20

C

C



B

B

ALUNOS Karen Guedes
Vinicius Sales

PROF. Paulo Pedro Kenedi

DATA 30/12/2022

VISTO



ESC. TÍTULO

MOLA
Material: Fio Musical
Fabricado

TURMA
Projeto Final

ITEM
DT0007

FOLHA
A4

A

A

1:2

PÁGINA

9 / 9



4

3

2

1