



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

ALINA DE SOUZA LEÃO RODRIGUES

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DA INFLUÊNCIA QUE O COEFICIENTE  
DE ATRITO E O MATERIAL DO SOQUETE EXERCEM NAS TENSÕES DA  
INTERFACE COTO-PRÓTESE EM AMPUTAÇÃO TRANSFEMORAL**

Recife

2018

ALINA DE SOUZA LEÃO RODRIGUES

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DA INFLUÊNCIA QUE O COEFICIENTE  
DE ATRITO E O MATERIAL DO SOQUETE EXERCEM NAS TENSÕES DA  
INTERFACE COTO-PRÓTESE EM AMPUTAÇÃO TRANSFEMORAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Departamento de Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Pernambuco como  
requisito parcial para a obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientadora: Profa. Dra. Alana Elza Fontes da  
Gama

Recife

2018

Catálogo na fonte  
Bibliotecária Maria Luiza de Moura Ferreira, CRB-4 / 1469

- R696a Rodrigues, Alina de Souza Leão.  
Análise por elementos finitos da influência que o coeficiente de atrito e o material do soquete exercem nas tensões da interface coto-prótese em amputação transfemoral / Alina de Souza Leão Rodrigues - 2018.  
63 folhas, il., tabs.
- Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Alana Elza Fontes da Gama.
- TCC (Graduação) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Departamento de Graduação em Engenharia Mecânica, 2018.  
Inclui Referências.
1. Engenharia Mecânica. 2. Soquete. 3. Prótese. 4. Amputação transfemoral.  
5. Análise por elementos finitos. I. Gama, Alana Elza Fontes da (Orientadora).  
II. Título.

UFPE

621 CDD (22. ed.)

BCTG/2018-487

ALINA DE SOUZA LEÃO RODRIGUES

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DA INFLUÊNCIA QUE O COEFICIENTE  
DE ATRITO E O MATERIAL DO SOQUETE EXERCEM NAS TENSÕES DA  
INTERFACE COTO-PRÓTESE EM AMPUTAÇÃO TRANSFEMORAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Departamento de Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Pernambuco como  
requisito parcial para a obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovada em: 12/12/2018.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Profª. Dra. Alana Elza Fontes da Gama (Orientadora)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof. Dr. Ramiro Brito Willmersdorf (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof. Dr. Marcus Costa Araújo (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

## AGRADECIMENTOS

De todas as páginas que se colocavam em branco à minha frente, esperando para serem escritas, os agradecimentos sempre causavam maior amedrontamento. Como fazer jus ao papel de cada um ao longo dessa jornada? As linhas que se seguem não fugiram muito do lugar-comum, mas são verdadeiras.

A Ele. Por todos que colocou em meu caminho, por cada porta que se abriu e que se fechou. Por me dar forças quando nem eu acreditava mais que era possível.

A Alana, por ter sido a melhor orientadora que já tive. Por me fazer ter mais fé na academia. Por ser fonte de inspiração. Por topar entrar nessa comigo, pela confiança e disponibilidade, pelo aprendizado diário.

Aos meus pais. Pela educação, pelos valores. Pela preocupação, pelo amor e carinho, por se fazerem sempre presentes. Por entenderem minhas ausências em programas de família e viagens de feriados. Ao meu irmão, companheiro de pizza, de música e da vida.

Ao meu amor. Por me lembrar todos os dias do motivo pelo qual fazemos ciência. Por toda a paciência com minhas inseguranças e crises existenciais. Por ser meu parceiro de caminhada. Pelo girassol que floriu em meio ao céu cinzento.

Aos meus verdadeiros amigos, sempre presentes de alguma forma. Às minhas raízes, ao meu Nordeste. Pela visão de mundo e de humanidade. Pelo sentimento de pertencimento. Pela vontade de mudar a realidade, de melhorar a vida das pessoas. A Sheffield, por ser divisor de águas, trazer pessoas incríveis, expandir meus horizontes e me fazer amar o curso novamente.

Ao Dr. Glenn Klute, por ter compartilhado os dados que permitiram a concretização deste trabalho. À AACD, por me possibilitar imersão na realidade daqueles que escolhi atingir. Aos professores Wilson, Cinthia, Ângelo, Ana Raquel, Tatiana, Gildásio e, principalmente, Ramiro. Todos vocês, direta ou indiretamente, me ajudaram a construir esta monografia. A Lorena e Emília, por todo o apoio em Natal. A todas as pessoas a quem enviei e-mails perguntando sobre plataformas de força. Obrigada pela paciência e pelos encaminhamentos!

Justiça seja feita, agradeço à UFPE. Pela relação de amor e ódio que me fez o que sou hoje. Com o coração cheio de gratidão e sensação de dever cumprido, desejo uma boa leitura.

## RESUMO

Uma das principais dificuldades encontradas por usuários de próteses de membro inferior consiste na percepção de desconforto e dor no membro residual sobretudo em decorrência de um encaixe impróprio. Nesse contexto, simulações numéricas têm exercido papel fundamental na busca pela obtenção de encaixes de sucesso, contribuindo para uma maior compreensão acerca da estrutura biomecânica de soquetes e para aprimoramentos da fabricação tradicional. O presente trabalho analisou a influência do coeficiente de atrito e do material do soquete na durabilidade do componente protético e no conforto para o usuário. Por meio do Método de Elementos Finitos e com base em dados reais, foram realizadas simulações para prever as pressões atuantes na interface entre o membro remanescente e o soquete de um indivíduo com amputação transfemoral durante o ciclo da marcha. Para tanto, foram criados modelos tridimensionais das geometrias do coto, do fêmur e do soquete, a partir de escaneamento e de modelos já consolidados. Os esforços atuantes na articulação do quadril foram calculados por dinâmica inversa, a partir dos valores da força de reação do solo e de dados de captura de movimento. Diferentes materiais e coeficientes de atrito foram testados no soquete, de forma que a configuração ótima foi analisada em termos da integridade estrutural do encaixe para carregamentos cíclicos e da distribuição de pressões de contato e tensões cisalhantes. Dentre os materiais investigados para o soquete, a fibra de carbono apresentou maior durabilidade, ao passo que induziu um aumento de 4,3% na máxima pressão de contato em relação aos termoplásticos. No que se refere ao coeficiente de atrito na interface coto-prótese, incrementos progressivos reduziram as pressões de contato e aumentaram as tensões tangenciais, de forma que valores entre 0,5 e 0,8 aparentaram melhores relações custo  $\times$  benefício. A importância de considerar os níveis de atividade do indivíduo para projeto do soquete também foi observada. Assim, em vista da necessidade da realização de projetos específicos para cada paciente, voltados às suas necessidades e características individuais, buscou-se reforçar o potencial do método como ferramenta de uso clínico. A possibilidade de simular a interação entre o soquete e o membro quantas vezes forem necessárias sem envolver as etapas de fabricação e prova torna o processo menos desgastante para o paciente e menos laborioso para o profissional, além de permitir a realização de projetos mais confiáveis e com melhores adaptações aos estilos de vida de cada usuário, buscando soluções que proporcionem mais conforto e resistência.

Palavras-chave: Soquete. Prótese. Amputação transfemoral. Análise por Elementos Finitos.

## ABSTRACT

One of the main difficulties associated with the use of lower limb prostheses is the experience of discomfort and pain in the residual limb, mainly due to poorly-fitted sockets. In this context, numerical simulations have performed a fundamental role in the search for successful fittings, contributing towards a greater understanding regarding the biomechanical structure of sockets and towards the enhancement of the traditional fabrication process. The present work has analysed the socket material and coefficient of friction influence on the prosthetic component's durability and on the user comfort. Using the Finite Element Method and based on real data, simulations were performed to predict the pressures acting at the interface between the residual limb and the socket of an individual with transfemoral amputation during the gait cycle. To achieve that, three-dimensional models of the stump, the femur and the socket geometries were created from surface scanning and previously consolidated models. Forces and moments acting on the hip joint were calculated by inverse dynamics, from ground reaction forces and motion capture data. Different materials and friction coefficients were tested on the socket, allowing the most adequate configuration to be analysed according to the socket structural integrity for cyclic loading and to the contact pressures and frictional stresses distribution. Among the materials investigated for the socket, carbon fiber presented greater durability, but at the same time was responsible for inducing a 4.3% increase on the maximum contact pressure, relative to the thermoplastics. Regarding the socket-limb interface coefficient of friction, progressive increments reduced contact pressures and increased frictional stresses, such that the values between 0.5 and 0.8 presented the best cost × benefit relationship. The importance of considering an individual's activity levels for socket design was also observed. Therefore, in view of the need for subject-specific socket designs, that focus on individual necessities and characteristics, this project has reinforced the potential of using the method as a clinical tool. The possibility of simulating socket-limb interaction as much as necessary without the fabrication and testing steps makes the process less exhausting for the patient and less labour-intensive for the prosthetist, besides allowing more reliable projects and better adaptations to the user's lifestyle, aiming at solutions that provide greater comfort and durability.

Keywords: Socket. Prosthesis. Transfemoral amputation. Finite element analysis.

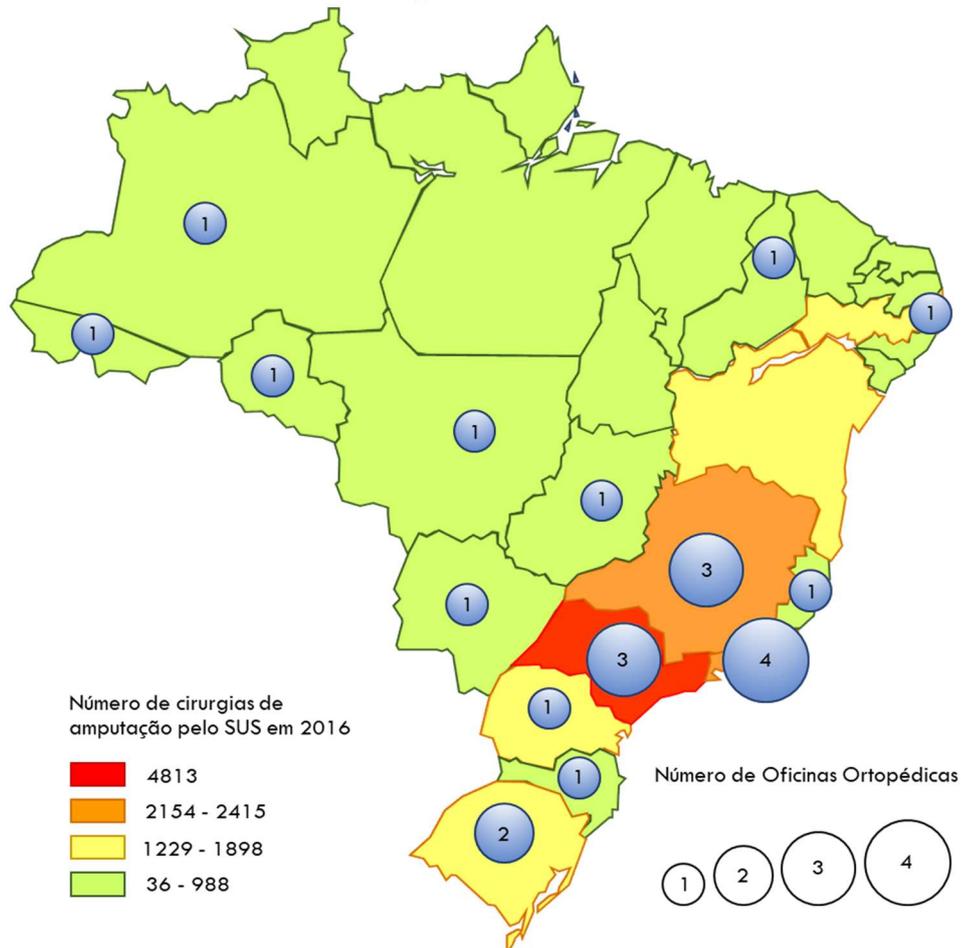
## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>8</b>
1.1	OBJETIVOS .....	10
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>12</b>
2.1	ENGENHARIA REVERSA.....	12
2.2	ANÁLISE DE MARCHA.....	14
2.3	SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO.....	17
2.4	ELEMENTOS FINITOS.....	19
<b>2.4.1</b>	<b>Discretização.....</b>	<b>20</b>
<b>2.4.2</b>	<b>Viscoelasticidade de tecidos ósseos e macios.....</b>	<b>22</b>
<b>2.4.3</b>	<b>Superfícies em contato e cenários de carregamento.....</b>	<b>23</b>
<b>2.4.4</b>	<b>Progressos e lacunas observados.....</b>	<b>25</b>
2.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	26
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>27</b>
3.1	POPULAÇÃO DE ESTUDO.....	28
3.2	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	28
<b>3.2.1</b>	<b>Escaneamento.....</b>	<b>28</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Análise de marcha.....</b>	<b>29</b>
3.3	CRIAÇÃO DO MODELO.....	31
3.4	CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO.....	34
3.5	OTIMIZAÇÃO DO SOQUETE.....	37
3.6	PROBLEMAS ENFRENTADOS.....	39
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>42</b>
4.1	VISÃO GERAL DO MODELO DESENVOLVIDO.....	42
4.2	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA.....	45
4.3	ETAPA DE OTIMIZAÇÃO.....	47
<b>4.3.1</b>	<b>Modificações no material constituinte do soquete.....</b>	<b>47</b>
<b>4.3.2</b>	<b>Modificações no coeficiente de atrito.....</b>	<b>48</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>52</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>54</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Ciência biônica, reinervação do músculo alvo, controle por microprocessadores, tecnologia mioelétrica e dispositivos Bluetooth são alguns dos avanços voltados à reabilitação e melhoria da qualidade de vida de pessoas com dificuldades motoras. Entretanto, em um país em que mais de 70% da população depende exclusivamente do Sistema Único de Saúde (SUS) (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009), tais avanços não passam de ficção para a maioria das pessoas com deficiência física. Seja por causa traumática, tumoral, infecciosa, congênita, vascular, etc., mas de vinte mil cirurgias de amputação de membros superiores e inferiores são realizadas pelo SUS por ano (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017a), originando uma demanda de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM) incapaz de ser atendida pelas 23 Oficinas Ortopédicas públicas desigualmente distribuídas pelo país (MINISTÉRIO DOS DIREITOS HUMANOS, 2012) (Figura 1).

**Figura 1** – Distribuição geográfica do número de cirurgias de amputação de membro superior e inferior realizadas pelo SUS em 2016 e do número de Oficinas Ortopédicas.

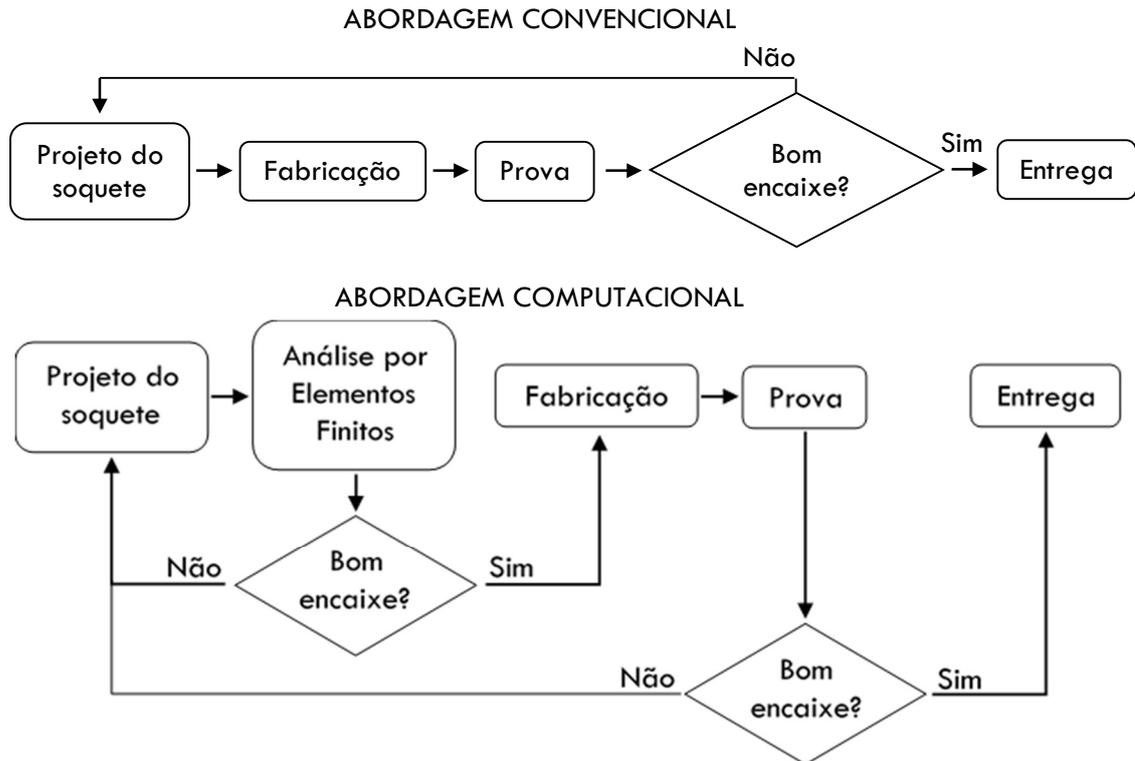


A ausência de oficinas em onze estados do país dificulta o acesso dos pacientes a OPM e sobrecarrega as existentes. Fonte: elaborado pela autora, com base em Ministério da Saúde (2017a, 2017b).

Além do déficit no que tange o fornecimento de dispositivos médicos, a reabilitação de indivíduos amputados para reestabelecimento da independência funcional consiste em um crescente e substancial desafio socioeconômico (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017). A constatação de desconforto e dor no membro residual, sobretudo em decorrência de um encaixe impróprio, é uma das principais dificuldades encontradas por usuários de próteses de membro inferior (LEE; ZHANG, 2007). O processo de encaixe de um membro protético utilizando um soquete é normalmente iterativo e laborioso, sendo baseado na experiência do profissional e no *feedback* do paciente (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017). Assim, a interface coto-prótese é o local de ocorrência da maioria das complicações observadas durante a reabilitação, e a qualidade de vida do paciente é diretamente influenciada pelo projeto do encaixe da prótese (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017).

Buscando a obtenção de encaixes de sucesso, simulações numéricas vêm sendo aplicadas no campo, de forma a atingir maior compreensão acerca da estrutura biomecânica de soquetes e reduzir as incertezas e a intensidade do trabalho associadas ao processo tradicional de fabricação (ALI; KUMAR; SINGH, 2014). Nesse contexto, o Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta computacional útil para avaliar o desempenho de projetos de soquetes protéticos (GINESTRA; CERETTI; FIORENTINO, 2016). Baseado na análise de equações que governam o comportamento de um sistema físico, o MEF é um método numérico de resolução de problemas de engenharia, aplicado em campos como análise estrutural, transferência de calor, escoamento de fluidos, transporte de massa e potencial eletromagnético (DHATT; LEFRANÇ; TOUZOT, 2012). Sendo capaz de simular a resposta do sistema estudado a determinadas condições de carregamento, o MEF faz previsões acerca de padrões de distribuição de tensões e permite análises paramétricas de maneira sistemática, trazendo para o campo da biomecânica a redução da necessidade de realização de múltiplas provas no paciente (LEE; ZHANG, 2007; PORTNOY et al., 2007; ZHANG; MAK; ROBERTS, 1998). Como representado na Figura 2, os resultados provenientes do MEF podem ser utilizados para avaliação do projeto do soquete antes da fabricação, permitindo que o mesmo seja revisado e ajustado até que resultados satisfatórios sejam atingidos.

**Figura 2** – Fluxograma de comparação entre as abordagens convencional e computacional.



A figura demonstra a vantagem da adoção de uma abordagem computacional na redução dos custos de fabricação, do retrabalho e da necessidade de realização de múltiplas provas no paciente. Fonte: elaborado pela autora, com base em Lee e Zhang (2007).

Conforme revisado por Dickinson, Steer e Worsley (2017), embora haja um grande número de pesquisas voltadas à utilização do MEF para análises da interface entre o componente protético e o membro residual, a maior parte delas possui foco direcionado a amputações abaixo do joelho (transtibiais). Quando se trata de amputações acima do joelho (transfemorais), a maior gama de comprimentos possíveis para o membro remanescente é um dos fatores que reflete a necessidade de encaixes projetados individualmente para cada paciente, uma vez que, quanto mais curto for o membro, maior é o custo energético do caminhar (KISHNER, 2015) e mais problemáticos tornam-se a suspensão do soquete e o controle do joelho protético (PSONAK, 2016).

## 1.1 OBJETIVOS

O presente trabalho tem o objetivo de analisar os efeitos que o material do soquete e o coeficiente de atrito entre o coto e o componente protético exercem na durabilidade do encaixe

e na distribuição de tensões na interface durante a fase de apoio do ciclo da marcha, para um indivíduo com amputação transfemoral. Para tanto, foram traçados os seguintes objetivos específicos:

- Determinar maneiras de desenvolver geometrias tridimensionais fidedignas do membro residual, do fêmur e do soquete, para que o modelo seja representativo das características anatômicas.
- Definir os tipos e números de elementos a serem utilizados para malha, com base em estudo de convergência, bem como propriedades dos materiais para as três geometrias criadas e condições de contorno.
- Obter dados referentes aos esforços atuantes na articulação do quadril durante a caminhada, para serem utilizados como entrada nas simulações.
- Simular o comportamento do modelo sob as condições de carregamento encontradas e comparar a distribuição de tensões com valores experimentais encontrados na literatura, a fim de validar se o modelo criado é uma representação satisfatoriamente acurada da realidade.
- Repetir a simulação para diferentes materiais e coeficientes de atrito, para análise acerca do projeto de encaixe ótimo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Joelhos, pés e outras partes modulares de próteses são comercializados por diversas empresas, podendo ser adquiridos por catálogos de produtos e padronizados em classes de acordo com peso e altura de usuários (OTTOBOCK, 2016). A obtenção de encaixes, entretanto, não segue tal princípio e requer atenção exclusiva. Soquetes de qualidade devem ser individualizados, respeitando as características do coto, apresentando boa resposta a carregamentos, proporcionando segurança e não afetando a circulação sanguínea (COLOMBO et al., 2010).

O processo tradicional de fabricação de um encaixe protético é baseado no revestimento do coto com atadura gessada para captura de sua geometria e na realização de palpações para verificação de pontos de pressão (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). O molde é então preenchido com gesso e segue para termoformagem e laminação. Embora tal procedimento seja individualizado, é caracterizado por alta subjetividade, retrabalho e demanda de tempo. Esta seção apresenta e analisa criticamente metodologias alternativas ou complementares à tradicional, que têm sido aplicadas nos meios científico e clínico para aprimoramento do projeto de soquetes protéticos.

A revisão foi estruturada de forma a englobar técnicas atualmente empregadas, isoladamente ou em conjunto, para substituição dos moldes de gesso na captura do formato do coto (engenharia reversa), para acompanhamento do desempenho do indivíduo com a prótese (análise de marcha) e para considerações acerca de conforto para o usuário (sistemas de medição de pressão). Por fim, simulações por Elementos Finitos combinam as tecnologias anteriormente mencionadas, para uso como dados de entrada e validação experimental, sendo aqui revisadas em termos das considerações comumente adotadas e dos avanços até então alcançados.

### 2.1 ENGENHARIA REVERSA

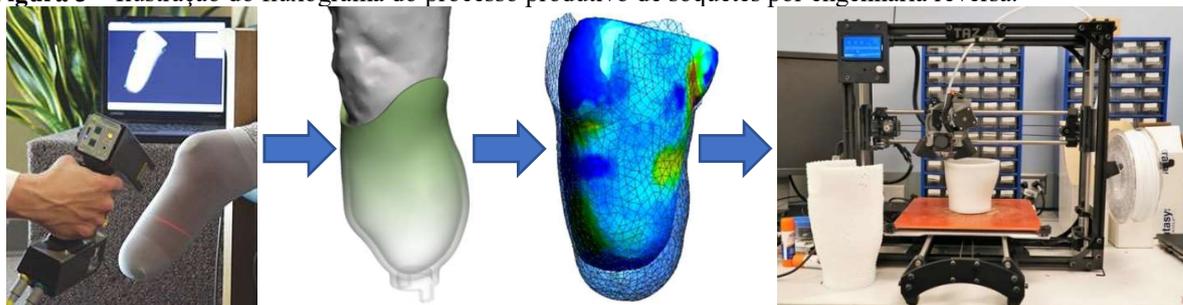
Partindo do modelo real para a realização da reconstrução geométrica, a engenharia reversa tem sido, cada vez mais, expandida para além do meio industrial e adentrado em campos como arte, educação e medicina, sobretudo em decorrência da possível combinação com

tecnologias CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*) e de prototipagem rápida. Nesse contexto, técnicas de escaneamento têm sido utilizadas para captura do formato de membros residuais e criação dos modelos digitais correspondentes (BRAGANÇA et al., 2018; DESSERTY; PALLARI, 2018; SEMINATI et al., 2017). A utilização de *scanners* de superfície para criação de representações geométricas digitais do coto é vantajosa em relação aos tradicionais moldes de gesso, possibilitando uma captura precisa, consistente e rápida (WOODBURN; BARKER; HELLIWELL, 2002), arquivamento dos dados para uso futuro (DESSERTY; PALLARI, 2018) e otimizações de propriedades e desempenho funcional (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017).

Os sistemas de digitalização comercialmente disponíveis podem ser classificados em passivos ou ativos, de acordo com os meios através dos quais são obtidas as coordenadas do que se deseja reconstruir (JECIĆ; DRVAR, 2003). Em métodos passivos, a cena é registrada por múltiplas câmeras ou por sucessivas imagens de uma câmera móvel, de forma que diversos pontos de vista sejam observados (CARPINTEIRO, 2014). Como a correspondência entre as imagens é estabelecida a partir da identificação de características comuns, a acurácia da reconstrução depende diretamente da qualidade das imagens e texturas, bem como do formato do objeto de estudo (BIANCO et al., 2013). Portanto, a utilização dessa técnica para superfícies desprovidas de definição clara quanto a arestas ou texturas, como é o caso dos tecidos biológicos, é inviável. Sistemas ativos, por outro lado, obtêm informações de medidas independentemente de características visuais do corpo, sendo caracterizados pela projeção de alguma forma de radiação. Nesse caso, variáveis como velocidade de aquisição de dados, resolução espacial, acurácia e tamanho das medições dependem diretamente da técnica de projeção escolhida (JECIĆ; DRVAR, 2003), sendo laser e luz estruturada as mais utilizadas.

Após o escaneamento, a nuvem de pontos gerada é submetida a algoritmos de reconstrução, que convertem os dados mensurados em superfícies facetadas editáveis (REMONDINO, 2003). O modelo do coto pode então ser retificado e utilizado como base para projeto do soquete. Tendo sido inicialmente sugerido por Goh et al. (2005) e em seguida expandido por Colombo et al. (2010), o fluxograma de produção de soquetes a partir de engenharia reversa envolve, como etapa seguinte, a análise por Elementos Finitos da modelagem proposta, visando avaliação acerca de integridade estrutural do componente protético e distribuição de tensões no coto. Por fim, o soquete verificado e otimizado pode ser produzido por prototipagem rápida, como mostra a Figura 3.

**Figura 3** – Ilustração do fluxograma do processo produtivo de soquetes por engenharia reversa.



O fluxograma envolve, da esquerda para a direita, as etapas de escaneamento, modelagem, simulações numéricas e produção. Fontes: HANGER CLINIC, 2018; NIA TECHNOLOGIES, 2015; COLOMBO et al., 2010; SCHMIDT, 2017.

Além de aplicações na produção de órteses e próteses, técnicas de escaneamento apropriadas têm o potencial de colaborar para a criação de uma base de dados de mudanças volumétricas, incluindo detalhamentos acerca do histórico do paciente e de seu estilo de vida, auxiliando o trabalho de modelagem preditiva e contribuindo para o processo de adaptação protética (SEMINATI et al., 2017). A necessidade de tal base de dados é justificada pelas mudanças substanciais de volume, formato e composição a que membros remanescentes estão sujeitos (SANDERS et al., 2009). Tais flutuações podem ocorrer a longo prazo, como consequência de edema ou atrofia muscular, ou diariamente, devido a variações de temperatura, atividade ou hidratação (SANDERS; FATONE, 2011). Segundo Seminati et al. (2017), o monitoramento e a avaliação do volume de membros residuais afeta fatores como tempo de troca do soquete temporário para o definitivo, distribuição de carregamentos e estratégias de acomodação. Tais aspectos exercem influência direta sobre a eficiência energética da marcha do indivíduo, o que por vezes é monitorado por meio de avaliações visuais ou instrumentadas do padrão do caminhar.

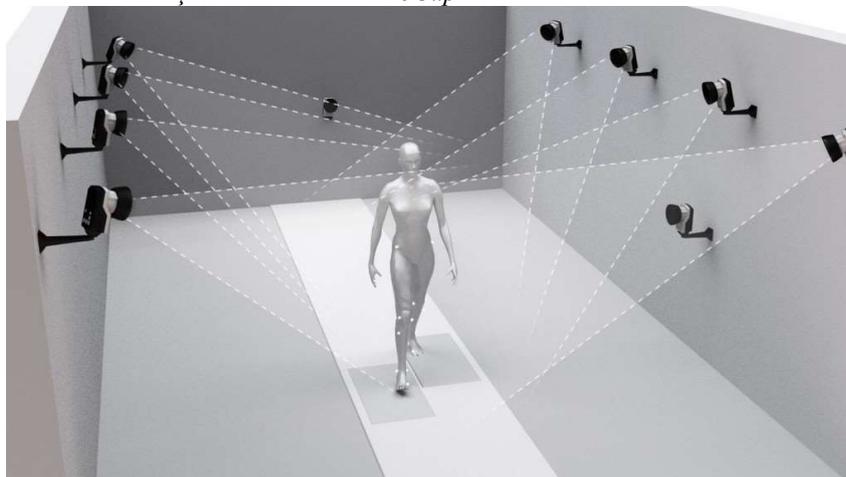
## 2.2 ANÁLISE DE MARCHA

A aquisição de informações quantitativas acerca da mecânica do sistema musculoesquelético durante a marcha tem despertado o interesse de pesquisadores desde a segunda metade do século XVII (BAKER, 2007; SURER; KOSE, 2011). Com constantes avanços, as aplicações de tais avaliações englobam atualmente meios como esportivo, militar e terapêutico, exercendo papel crucial sobretudo na detecção de anormalidades e no direcionamento de intervenções, aprimorando o processo de reabilitação (ESQUENAZI;

WIKOFF; LUCAS, 2000). Quando se trata da aplicação de abordagens computacionais no campo da biomecânica, o aperfeiçoamento de modelos numéricos para simular o comportamento de sistemas físicos tem destacado a contribuição da análise de marcha para reproduções mais acuradas, que implementem o dinamismo do problema por meio de efeitos inerciais e carregamentos externos variáveis (JIA; ZHANG; LEE, 2004).

O ciclo da marcha é caracterizado por uma série de eventos sucessivos que compõem o movimento, alternando fases de geração e absorção de energia, manutenção postural, suporte de peso e controle posicional (ESQUENAZI, 2014). Para caracterização da marcha, variáveis básicas referentes ao sequenciamento desses eventos no espaço-tempo são mensuradas e comparadas com dados de referência de acordo com gênero e velocidade (WHITTLE, 1993). Tais parâmetros, como comprimento do passo e da passada, largura do passo, ângulo de progressão, velocidade, duração do passo e cadência, são resultado do padrão global de marcha e proporcionam avaliações quantitativas acerca da simetria e do impacto de intervenções (ESQUENAZI, 2014). Além disso, a cinemática da caminhada pode ser observada por meio dos movimentos angulares de cada segmento corporal nos três planos de referência, cujos padrão e sequência são altamente previsíveis (HOUGLUM; BERTOTI, 2011). A tecnologia de referência utilizada para coleta de dados cinemáticos durante a marcha consiste em sistemas de captura de movimento (*motion capture – MoCap*), voltados à gravação de trajetórias e transposição para um modelo digital. O estado da arte dessa técnica é baseado na utilização de múltiplas câmeras emissoras de infravermelho e na colocação de marcadores refletivos em pontos anatômicos de referência (KOVACIC; RADOMIROVIC; ZUKOVIC, 2018), como mostra a Figura 4.

**Figura 4** – Esquema de distribuição de câmeras de *MoCap*.

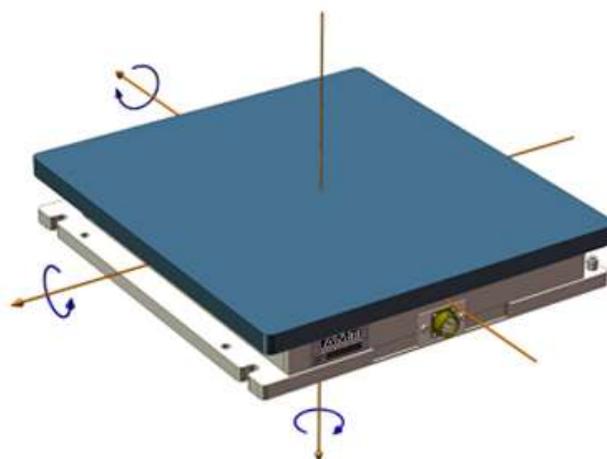


É possível observar o campo de visão de dez câmeras instaladas no ambiente, bem como os marcadores posicionados no membro inferior esquerdo da pessoa na figura. Duas plataformas de força encontram-se embutidas no chão, de forma a complementar a análise de marcha. Fonte: JCHOSPITALAR, 2018.

Quando se faz necessária maior compreensão acerca da atividade muscular durante a marcha, análises cinéticas do movimento desempenham papel fundamental, desenvolvendo relações entre as forças externas atuantes e as internas que geram deambulação (HOUGLUM; BERTOTI, 2011). Nesse contexto, a força de reação do solo (FRS) atua do chão para o corpo em contato (pé), refletindo as acelerações de todos os segmentos corporais (WINTER, 1987). O vetor da FRS apresenta três componentes, decorrentes do cisalhamento (ântero-posterior), do deslocamento lateral do centro de massa corporal (medial-lateral) e da aceleração longitudinal (vertical) (HOUGLUM; BERTOTI, 2011). A componente vertical é a mais expressiva em magnitude, e apresenta um perfil característico de dupla corcunda (dois picos separados por um vale) (PERRY; DAVIDS, 1992).

A forma mais comumente utilizada para medição da FRS se dá por meio de plataformas de força, que consistem em duas superfícies rígidas interligadas por sensores dispostos em arranjo central, triangular ou retangular, como mostra a Figura 5 (BARELA; DUARTE, 2011). As plataformas comerciais podem ser integradas a sistemas de captura de movimento, permitindo coleta simultânea de dados cinemáticos e cinéticos (QUALISYS, 2018). Entretanto, a impossibilidade de se transportar as plataformas convencionais uma vez instaladas de forma embutida no chão é um fator limitante à sua utilização, pois restringe as experimentações ao ambiente do laboratório (SILVA; MOREIRA; ROCHA, 2017). Além disso, a exigência de que o pé por completo entre em contato com a superfície da plataforma para uma medição bem-sucedida pode ocasionar alterações não-intencionais no padrão de marcha natural do indivíduo (KARATSIDIS et al., 2016).

**Figura 5** – Diagrama ilustrativo de plataforma de força retangular, com as três componentes de força e momento que são mensuradas.



A maneira mais comum de instalação de plataformas de força consiste em manter a superfície superior alinhada com o solo, para que a pessoa possa caminhar livremente, sem diferenças de altura. Fonte: AMTI, 2016.

O padrão de marcha normal esperado de um indivíduo adulto é caracterizado por alto grau de simetria, estabilidade no apoio e eficiência energética. Tal perfil é distorcido na presença de anormalidades neurológicas ou ortopédicas. No que se refere à marcha de indivíduos amputados, diferentes grupos musculares são acionados e estratégias adaptativas são adotadas, visando um padrão de marcha suave e coordenado, que permita percorrer maiores distâncias com menores gastos energéticos (KISHNER, 2015). Embora haja compensações mais comuns e já esperadas a depender do nível da amputação, é importante destacar que existe grande variabilidade entre sujeitos (WENTINK et al., 2013). No caso de amputações transfemorais, por exemplo, a cinemática e a cinética dos padrões de marcha são influenciadas pela qualidade da cirurgia, pelo tipo e alinhamento da prótese, pela condição do coto e pelo comprimento da estrutura muscular remanescente (FITZSIMONS, 2012).

A observação e a avaliação objetivas da marcha são cruciais para assegurar plena utilização da prótese, potencialmente identificando e eliminando causas de anormalidades e permitindo intervenções direcionadas para aprimoramento de força, equilíbrio ou resistência (FITZSIMONS, 2012). Além disso, a análise de marcha também abre margem para a realização de estudos comparativos no que se refere ao desempenho funcional de componentes protéticos (RIETMAN; POSTEMA; GEERTZEN, 2002). Dessa forma, diferentes mecanismos de controle adotados em joelhos ou pés podem ser avaliados em termos da influência que causam em fatores como ângulos da articulação, simetria, velocidade, consumo energético e descarga de peso (CAO et al., 2018; LENKA; KUMAR, 2010), de forma a se obter a prótese que otimiza a marcha do paciente. Por fim, uma variedade de sistemas de medição de pressão tem sido aplicada durante análise de marcha, partindo da constatação de que a pressão na interface coto-prótese é um importante critério a ser considerado quando se avalia conforto (ALI, 2015; DUMBLETON et al., 2009; MAK; ZHANG; BOONE, 2001; PIROUZI et al., 2014). Esse tópico será abordado em maior profundidade na seção subsequente.

### 2.3 SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO

Durante as atividades diárias, o membro remanescente de amputação é sujeito a carregamentos intensos e prolongados na interface com o componente protético, o que pode ocasionar desconforto, dor ou até colapso dos tecidos (LASZCZAK et al., 2016). Em decorrência de tensões de cisalhamento excessivas, úlceras de pressão podem se desenvolver

em locais adjacentes às proeminências ósseas, apresentando sinais externos somente após o dano tornar-se extensivo (OOMENS; LOERAKKER; BADER, 2010). Nesse contexto, diversas tecnologias têm sido desenvolvidas para o monitoramento da distribuição de pressões na interface coto-prótese, buscando encaixes adequados, que proporcionem conforto e qualidade de vida (AL-FAKIH; ABU OSMAN; MAHMAD ADIKAN, 2016).

Medições de pressão requerem aplicação de técnicas apropriadas, incluindo a escolha do tipo e posicionamento de transdutores, bem como da abordagem para aquisição e condicionamento de dados associada. Um sistema ideal deve permitir monitoramento contínuo de tensões normais e cisalhantes, sem interferir de maneira significativa nas condições originais da interface (MAK; ZHANG; BOONE, 2001). Os transdutores de pressão podem ser classificados de acordo com seu princípio de operação em extensômetros, pneumáticos, resistivos e capacitivos (BONNAIRE et al., 2014; PIROUZI et al., 2014).

O diâmetro de cada elemento sensível também é um fator que deve ser levado em consideração. Sensores superdimensionados são restritos a retornar uma média da pressão atuante sobre a área coberta, enquanto que sensores muito pequenos são comprometidos por efeitos de borda (MAK; ZHANG; BOONE, 2001). Contornando a limitação de realização de medidas em locais isolados, alguns sistemas comerciais foram desenvolvidos seguindo um arranjo de dezenas de sensores em *array* (Figura 6), permitindo maior resolução espacial. Entretanto, há registros de desvantagens como histerese, desvios e sensibilidade à temperatura associadas a tais sistemas (POLLIACK et al., 2000), o que requer a adoção de protocolos rígidos para pré-condicionar, equilibrar e calibrar os *arrays in situ* antes de seu uso (BUIS et al., 2017).

**Figura 6** – Sistema de medição de pressão F-Socket, composto por 96 sensores piezoresistivos.



Múltiplos sensores organizados em uma espécie de malha apresentam a vantagem de fornecer um mapeamento das pressões em toda a região de interesse. Fonte: TEKSCAN, 2016.

As pressões reportadas em interfaces coto-prótese durante o ciclo da marcha variam de acordo com local da medição, *design* do soquete e condições clínicas e anatômicas do paciente. Sistemas de medição de pressão proporcionam avaliações objetivas do projeto, conforto e encaixe do soquete, assim como monitoramento de usabilidade e reabilitação, potencialmente transformando a prática clínica (LASZCZAK et al., 2016). Além disso, dados experimentais das pressões na interface coto-prótese exercem papel fundamental na validação experimental de análises por Elementos Finitos, tema da seção seguinte e foco do presente trabalho.

## 2.4 ELEMENTOS FINITOS

Ao longo das últimas décadas, o número de trabalhos voltados à aplicação do MEF para análise de tecidos remanescentes de amputação e sua interação com componentes protéticos tem crescido substancialmente, como demonstra a revisão realizada por Dickinson, Steer e Worsley (2017). Diferentes focos podem ser observados nas pesquisas, como a investigação de pressões na interface (LACROIX; PATIÑO, 2011; ZHANG et al., 2013; ZEA; GÓEX; OSSA, 2015), a modelagem da mecânica interna do coto (PORTNOY et al., 2008, 2009, 2010; RAMÍREZ; VÉLEZ, 2012), a identificação de características dos tecidos (TÖNÜK; SILVERTHORN, 2004; FRAUZIOLS et al., 2016; SENGEH et al., 2016) e a incorporação do método para uso clínico (LEE; ZHANG, 2007; COLOMBO et al., 2010).

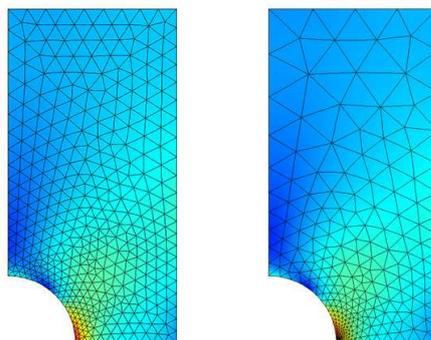
A geometria tridimensional complexa e individualizada do membro remanescente, a existência de propriedades não-lineares e transientes para tecidos biológicos e o dinamismo do problema são alguns dos fatores que deveriam ser levados em consideração por modelos representativos, mas cuja implementação conjunta torna-se inviável (HEESEWIJK et al., 2018). A criação de qualquer modelo matemático que procure reproduzir a realidade só é possível se baseada em premissas-base que, embora indispensáveis, são simplificativas e acabam por introduzir fontes de erro à representação (ATAMTURKTUR et al., 2015). Dessa forma, as abordagens adotadas para a modelagem dependem diretamente do propósito final da análise numérica, e os resultados obtidos só fazem sentido se acompanhados de uma validação experimental. Esta seção apresenta brevemente a prática comum no que se refere às estratégias seguidas para geração da malha de Elementos Finitos, modelagem dos materiais constituintes, representação da interface coto-prótese e aplicação de condições de contorno e carregamento.

### 2.4.1 Discretização

O princípio de funcionamento do MEF é baseado no processo de discretização, ou seja, de modelagem de um sistema complexo como uma malha de pequenos elementos conectados entre si por meio de nós que permitem uma transmissão coerente das forças e deslocamentos ocorrendo na estrutura sob carregamento (DHATT; LEFRANÃ; TOUZOT, 2012). A solução analítica, originalmente impossível ou muito complexa de ser encontrada, pode então ser aproximada pela soma das respostas de cada elemento (GINESTRA; CERETTI; FIORENTINO, 2016). Entretanto, deve-se considerar que a utilização de uma malha excessivamente refinada é traduzida em demasiado custo computacional, sem aprimoramento considerável na qualidade dos resultados (YANG, 2017). Assim, os graus de refinamento e de qualidade da malha são de extrema importância para qualquer análise, pois exercem influência direta na obtenção de resultados acurados e no aumento do custo computacional (DHATT; LEFRANÃ; TOUZOT, 2012).

A realização de um estudo de convergência consiste em analisar a relação custo  $\times$  benefício proporcionada por diferentes malhas, com número crescente de elementos, para que se consiga chegar à configuração ótima, que combine os graus de acurácia e de custo computacional desejados (SURAPUREDDY, 2014). Portanto, o estudo de convergência é um procedimento iterativo por meio do qual, aplicando um mesmo carregamento no modelo analisado, observa-se a mudança nos resultados provocada por refinamentos da malha (DHATT; LEFRANÃ; TOUZOT, 2012). Diz-se que há convergência e que a malha utilizada é a ótima quando a diferença relativa entre dois resultados consecutivos é menor ou igual a um limite preestabelecido (THOMPSON; THOMPSON, 2017). Embora seja um processo automatizado, exigindo menos trabalho do operador, refinar a malha como um todo é usualmente desnecessário e acaba por introduzir elementos muito pequenos em regiões de pouco interesse (COMSOL, 2017). Para a maior parte dos problemas, refinamentos locais são preferíveis, uma vez que são concentrados em áreas de maior necessidade, reduzindo assim o custo computacional associado (THOMPSON; THOMPSON, 2017). Entretanto, é importante destacar que transições abruptas entre regiões com diferentes densidades de malha introduzem erros numéricos (DET NORSKE VERITAS, 2013), o que requer que atenção especial seja direcionada à taxa de crescimento adotada. A Figura 7 compara malhas geradas por refinamentos globais e locais.

**Figura 7** – Refinamento global, à esquerda, e local com transição suave, à direita.



A região de maior interesse nesse caso é onde ocorre a concentração de tensão. Fonte: COMSOL, 2017.

Além da determinação do grau de refinamento da malha, a escolha dos tipos de elementos a serem utilizados é fundamental, pois reflete diretamente a topologia, os graus de liberdade, a aplicação e o comportamento de cada região a ser analisada (ANSYS INC, 2013). A Tabela 1 reúne informações de malhas utilizadas em alguns estudos com soquetes transfemorais.

**Tabela 1** – Tipo e número de elementos encontrados na literatura para modelos de fêmur, coto e soquete transfemoral, estabelecidos após realização de estudo de convergência de malha.

<b>Autores</b>	<b>Características da malha</b>
Lacroix e Patiño (2011)	Elementos tetraédricos, com tamanho aproximado de 5 mm para o coto e de 3 mm para o osso e o soquete. Número total variando de 300.000 a 480.000, de acordo com cada um dos cinco pacientes estudados.
Ramírez e Vélez (2012)	Elementos tetraédricos lineares, com o total variando de 35.000 a 221.000 a depender da geometria do membro de cada um dos quatro pacientes estudados.
Zhang et al. (2013)	Elementos tetraédricos, sendo 1.808 para o osso, 16.288 para o membro e 1.496 para o soquete.
Surapureddy (2014)	Elementos tetraédricos, sendo 11.086 para o osso, 229.340 para o membro e 35.126 para o soquete.
Zea, Góez e Ossa (2015)	Elementos tetraédricos lineares, com tamanho médio de 5 mm para o coto e de 3 mm para o osso e o soquete. Número total variando de 289.565 a 439.524, de acordo com o paciente.

Fonte: elaborado pela autora, com informações retiradas dos respectivos trabalhos mencionados.

## 2.4.2 Viscoelasticidade de tecidos ósseos e macios

Assim como o processo de discretização, a definição das leis que regem o comportamento dos materiais estudados é de extrema importância para uma análise por Elementos Finitos. Para análises estáticas, a aplicação do método envolve resolução de uma equação global em que as forças nodais se igualam ao produto da matriz de rigidez pelos deslocamentos dos nós (LIU; QUEK, 2013). Portanto, a forma como cada elemento responde a influências externas, representada pela curva tensão  $\times$  deformação do material, exerce influência direta nas soluções obtidas.

Os tecidos ósseos são caracterizados por um comportamento viscoelástico, e suas propriedades mecânicas são diretamente dependentes de fatores como arquitetura, composição e mineralização (DUCHEMIN et al., 2008). Além disso, os ossos também são anisotrópicos, de forma que seu comportamento varia conforme a direção de aplicação da carga (BANKOFF, 2012). Assim, em resposta a uma mudança no cenário de carregamento, os ossos são capazes de modificar seu formato e sua estrutura interna a longo prazo. Nesse contexto, a utilização de um componente protético transforma a distribuição de tensão nos tecidos vizinhos, provocando remodelação óssea (*stress shielding*) (RAMÍREZ et al., 2011). Entretanto, apesar de tais constatações e da existência de trabalhos que estabeleçam relações matemáticas entre a densidade dos ossos e suas propriedades mecânicas (DUCHEMIN et al., 2008; HELGASON et al., 2008; JOSHI et al., 2000), é prática comum a consideração de que os tecidos ósseos se comportem de maneira homogênea, isotrópica e linear-elástica (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017).

No que se refere à modelagem de tecidos macios, por outro lado, diversas formulações hiperelásticas têm sido empregadas. Os estudos encontrados baseiam-se no trabalho de Portnoy et al., (2009), que utilizou os modelos *Neo-Hookeano* com compressibilidade para gordura e músculo, *Neo-Hookeano* incompressível para cicatrizes cirúrgicas e *Mooney* estendido para pele. Conforme mostra a Tabela 2, tais modelos são caracterizados pela função densidade de energia de deformação  $W$ , expressa em termos dos invariantes do tensor de Cauchy-Green ( $I_1$  e  $I_2$ ) e da mudança de volume relativa ( $J$ ), que são calculados a partir das deformações previstas pelo MEF (LEE, 2017). Os parâmetros constitutivos do material ( $C_{ij}$  e  $D_1$ ) são usualmente obtidos de estudos experimentais de caracterização geral, ao invés de específicos a cada indivíduo. Dickinson, Steer e Worsley (2017) encontraram, em revisão, registros de tais

parâmetros para pele, tórax, músculo reto femoral, antebraço e pé humanos, além de referências a tecidos do glúteo de suínos e ovinos.

**Tabela 2** – Modelos hiperelásticos comumente adotados para modelagem dos tecidos macios.

Formulação	Função densidade de energia de deformação
<i>Neo-Hookeano</i>	$W = \frac{G}{2}(I_1 - 3) = C_{10}(I_1 - 3)$
<i>Neo-Hookeano</i> , compressível	$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2$
<i>Mooney Rivlin</i>	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$
<i>Mooney</i> estendido	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3)$

Fonte: DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017.

### 2.4.3 Superfícies em contato e cenários de carregamento

Após geração da malha e definição dos materiais, a interação entre dois corpos de um mesmo modelo deve ser representada de maneira apropriada. Quando duas superfícies separadas se tornam mutuamente tangentes, de forma a não haver interpenetração entre elas e a possibilitar a transmissão de forças compressivas e de atrito, diz-se que tais superfícies estão em contato (ANSYS INC, 2010). A representação de contatos na forma de um modelo matemático apresenta alto grau de não-linearidade e é de extrema importância para a solução do problema (RASHID, 2016).

A implementação da condição de fricção/deslizamento entre o membro remanescente e o soquete tem sido estudada há décadas (ZHANG; ROBERTS, 1993a). Uma representação que não faz considerações acerca do atrito ignora ações cisalhantes, mas superestima a pressão máxima em cerca de 100% (ZHANG; MAK; ROBERTS, 1998). Dessa forma, a escolha referente ao modelo de contato exerce influência substancial em simulações envolvendo a interface coto-prótese (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017). A solução mais recorrente endereçada ao problema consiste na utilização de formulações explícitas de Elementos Finitos (LEE et al., 2004; RAMÍREZ; VÉLEZ, 2012; ZEA; GÓEZ; OSSA, 2015; ZHANG et al., 2013).

Softwares de Elementos Finitos dispõem de algoritmos de contato *surface-to-surface*, que impedem que haja penetração entre as superfícies definidas como *slave* (mais deformável) e *master* (mais rígida) (LEE, 2017). A fricção normalmente é considerada por meio da adoção

de um coeficiente de atrito entre 0,4 e 0,5, de forma que a força tangencial possa ser transmitida até que sua magnitude exceda o produto da tensão normal pelo coeficiente de atrito (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017).

No que se refere às forças atuantes, boa parte dos modelos desenvolvidos considera apenas carregamentos estáticos, equivalentes a metade do peso corporal (PORTNOY et al., 2007; RAMÍREZ; VÉLEZ, 2012) ou ao peso por completo, simulando apoio unipodal (LIN et al., 2004; WU et al., 2003). Jia, Zhang e Lee (2004) foram os primeiros a introduzir análises dinâmicas ao problema, considerando não apenas carregamentos externos variáveis, mas também a influência de efeitos inerciais durante a marcha. Carregamentos dinâmicos podem ser encontrados por meio de dinâmica inversa ou de medições diretas.

Uma análise por dinâmica inversa consiste na determinação de forças e momentos atuantes na região de interesse, a partir da força de reação do solo (FRS) e de dados antropométricos. Ramírez, Muñoz e Vélez (2012) desenvolveram um modelo matemático com essa finalidade, detalhando as equações de equilíbrio para o diagrama de corpo livre de uma prótese transfemoral com cinco componentes.

A dinâmica inversa é a forma mais compreensível de acesso a forças e momentos associados ao suporte de carga de componentes protéticos. Entretanto, esse método é baseado em simplificações, como a existência de articulações ideais, e é sensível aos dados de entrada, como parâmetros inerciais, derivadas cinemáticas e posições dos centros das articulações e do centro de pressão (DUMAS; CHEZE; FROSSARD, 2009). Uma metodologia alternativa à dinâmica inversa consiste na implementação de transdutores de força multiaxiais entre o soquete e o joelho protético (DUMAS; BRÅNEMARK; FROSSARD, 2017; FROSSARD et al., 2003; KOEHLER; DHAHER; HANSEN, 2014; NEUMANN et al., 2012; SORDO; LORENZELLI, 2016). Estudos quantificaram erros médios na dinâmica inversa em comparação às medições diretas de 4% e 26% para flexão/extensão, 6% e 19% para adução/abdução e 14% e 27% para rotação interna/externa durante as fases de apoio e balanço da marcha, respectivamente (DUMAS; BRÅNEMARK; FROSSARD, 2017).

#### 2.4.4 Progressos e lacunas observados

Como anteriormente mencionado, apesar do crescente número de trabalhos voltados à aplicação do MEF para análise de conjuntos soquete-membro remanescente, maior foco tem sido direcionado a amputações transtibiais (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017). A revisão de literatura conduzida ao longo deste estudo encontrou apenas cinco trabalhos que buscaram desenvolver modelos tridimensionais referentes a amputados transfemorais.

Analisando os objetivos dos estudos identificados, é possível observar que dois deles restringiram-se à investigação das pressões normais e tensões cisalhantes para uma configuração, não realizando outras simulações com modificações em termos de geometria, materiais, condições de contorno ou carregamentos (ZHANG et al., 2013; SURAPUREDDY, 2014). Os demais, por outro lado, buscaram avaliar como a distribuição de tensões é influenciada por fatores como condições de pré-tensionamento (LACROIX; PATIÑO, 2011), tipo de contato entre o coto e o osso (RAMÍREZ; VÉLEZ, 2012) e comprimento do membro residual (ZEA; GÓEZ; OSSA, 2015).

No que se refere à metodologia empregada, o estudo conduzido por Zhang et al. (2013) foi o que mais se aproximou da implementação de carregamentos variáveis durante a marcha, considerando três cenários separadamente para simular as condições durante as fases de resposta à carga, apoio médio e apoio terminal. Entretanto, os autores aplicaram as forças e momentos na extremidade distal do soquete, o que aponta que os valores determinados por dinâmica inversa não consideraram as massas e acelerações do segmento da coxa (coto e soquete), sendo iguais aos carregamentos da articulação do joelho\*.

De maneira geral, nenhum dos estudos identificados buscou conduzir validações experimentais dos modelos desenvolvidos, seja com os pacientes participantes, seja com dados da literatura. Ao contrário, limitaram-se a comparações superficiais com estudos computacionais anteriores, por vezes baseando-se em modelos transtibiais. Dessa forma, observa-se certa dificuldade em traçar conclusões acerca do grau de representatividade dos resultados obtidos. Além disso, nenhum dos trabalhos explorou o potencial do método como

---

\* Para um diagrama de corpo livre considerando três segmentos (pé, perna e coxa), as forças e momentos atuantes na extremidade distal do segmento  $i$  apresentam mesmo módulo e sentidos opostos em relação aos atuantes na extremidade proximal do segmento  $i - 1$ , por ação e reação. Para maiores detalhes, verificar Figura 15 (seção 3.4).

ferramenta auxiliar no projeto de soquetes individualizados para amputados transfemorais, capaz de contribuir para otimizações em termos de durabilidade e conforto durante a marcha.

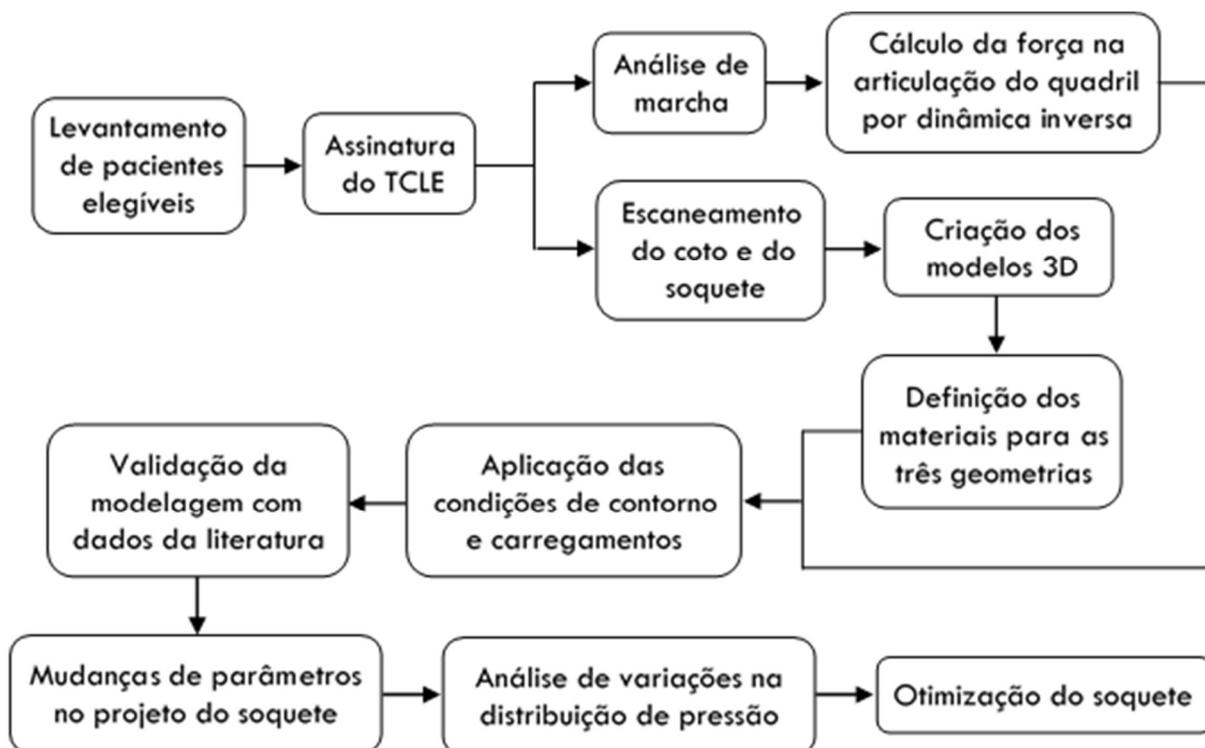
## 2.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O potencial do MEF na melhoria da qualidade de vida de usuários de prótese de membro inferior tem dirigido um número crescente de pesquisas a essa área. Entretanto, do ponto de vista mecânico, a modelagem proposta envolve alto grau de complexidade, sendo caracterizada pela conexão de múltiplos corpos, materiais não-lineares e condições de carregamento dinâmicas e variáveis, além de alta variabilidade entre sujeitos. A revisão de literatura desenvolvida demonstrou os aspectos que têm recebido mais atenção do meio científico na busca por modelos biomecanicamente mais acurados e detalhados, embasando o presente trabalho.

### 3 METODOLOGIA

Antes que quaisquer investigações fossem conduzidas em termos da influência do coeficiente de atrito e material do soquete em durabilidade e conforto, buscou-se inicialmente reproduzir por simulação a distribuição de pressões em uma interface soquete-membro remanescente real durante a marcha. Dessa forma, foi possível comparar os resultados obtidos com valores experimentais encontrados na literatura, a fim de validar o modelo criado e verificar se ele corresponde a uma representação acurada da realidade. Uma vez comprovado que o modelo produziu resultados satisfatórios, partiu-se a uma otimização do soquete utilizado, realizando múltiplas simulações com diferentes configurações e analisando a importância da abordagem computacional para projetos de encaixes de sucesso, específicos às necessidades de cada paciente. Os procedimentos realizados nessa pesquisa podem ser visualizados no fluxograma da Figura 8 e serão detalhados nas seções subsequentes. O projeto recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco (CAAE 86378918.7.0000.5208).

**Figura 8** – Fluxograma descritivo resumindo as etapas do projeto.



A sigla TCLE representa Termo de Compromisso Livre e Esclarecido (Apêndice A), documento assinado pelo paciente que efetiva sua participação no estudo. Fonte: elaborado pela autora.

### 3.1 POPULAÇÃO DE ESTUDO

Para o presente estudo, foi convidado um paciente, com idade superior a 18 anos, com amputação transfemoral unilateral, que utilizasse prótese há pelo menos dois anos, de forma que já estivesse acostumado a seu uso e que as mudanças nos tecidos do membro remanescente não fossem mais tão recorrentes. Condições físicas, vasculares, neurológicas ou psicológicas adicionais que pudessem vir a afetar os resultados foram adotadas como critérios de exclusão. Informações mais detalhadas encontram-se discriminadas na Tabela 3.

**Tabela 3** – Características do participante.

<b>Sexo</b>	Masculino
<b>Idade</b>	23 anos
<b>Altura</b>	1,70 m
<b>Massa corporal (com a prótese)</b>	79,4 kg
<b>Lado da amputação</b>	Esquerdo
<b>Joelho</b>	Endolite KX06
<b>Pé</b>	Endolite Elite VT
<b>Liner</b>	Össur Iceross Seal-In X5

Fonte: elaborado pela autora.

O projeto foi apresentado ao paciente de forma compreensível, com objetivos, benefícios e riscos claros. A autora colocou-se à disposição para esclarecimento de quaisquer dúvidas que viessem a surgir e informou que a desistência poderia ser feita a qualquer momento, sem consequências prejudiciais. A participação do voluntário foi efetivada após a assinatura do Termo de Compromisso Livre e Esclarecido (TCLE).

### 3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

#### 3.2.1 Escaneamento

Buscando a construção de modelos tridimensionais fidedignos, representações digitais do membro remanescente e do soquete foram construídas por meio de escaneamento, com auxílio do *scanner* 3D Sense. O procedimento foi realizado no Laboratório de Intervenção e

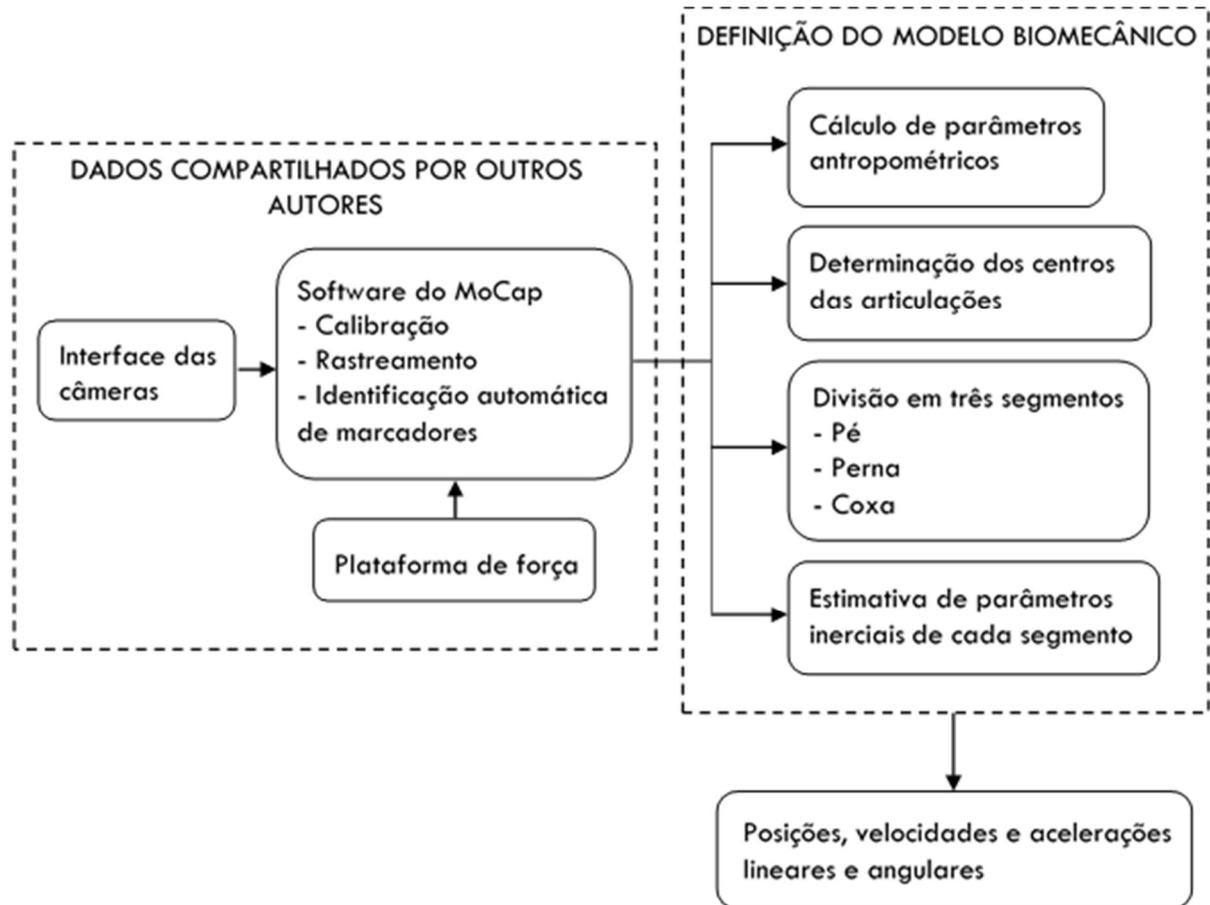
Análise do Movimento (LIAM) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte. O ambiente do laboratório era individualizado e espaçoso, de forma a permitir a livre rotação do *scanner* ao redor do participante e a não acrescentar objetos indesejados no campo de visão do equipamento. O paciente foi solicitado a permanecer estático, posicionado de forma a reduzir a incidência de sombra e com o membro remanescente à mostra. O *scanner* foi rotacionado ao redor da região de interesse de forma lenta e uniforme, a uma distância mínima de 38 cm, para capturar vistas de todos os ângulos. A digitalização realizada foi instantaneamente apresentada na interface do software Sense (3D SYSTEMS, 2017), e o processo foi repetido quando da ocorrência de buracos ou imperfeições. Procedimento análogo foi conduzido para escaneamento do soquete. Os modelos foram suavizados no software de livre acesso Meshmixer (AUTODESK, 2017), para remoção de cantos vivos indesejados decorrentes de ruídos, e exportados em formato STL.

### 3.2.2 Análise de marcha

A obtenção de dados cinemáticos e cinéticos durante a marcha, associada a parâmetros antropométricos, possibilita o cálculo de forças e momentos atuantes na articulação de interesse (quadril), para configuração do cenário de carregamento utilizado nas análises (seção 3.4). Entretanto, devido a problemas técnicos de infraestrutura (detalhados na seção 3.6), não foi possível realizar a análise de marcha com o participante convidado. Para contornar essa questão, os dados de interesse foram cedidos pelos pesquisadores do *US Department of Veterans Affairs Center for Limb Loss and Mobility*. A Figura 9 ilustra o fluxo de trabalho adotado para análise de marcha.

Segal et al. (2006) compartilharam cinco repetições de marcha referentes a uma paciente com amputação transfemoral do lado esquerdo, utilizando joelho C-Leg. Informações mais detalhadas que foram disponibilizadas encontram-se na Tabela 4. Os dados foram coletados pelos referidos autores por meio de um sistema de dez câmeras Vicon 612 a 120 Hz, sincronizado com plataformas de força Kistler a 600 Hz. Os marcadores foram posicionados e nomeados de acordo com o protocolo *Plug-in Gait* (SEGAL et al., 2006).

**Figura 9** – Fluxograma descritivo do processo adotado para análise de marcha.



Fonte: elaborado pela autora.

**Tabela 4** – Características da paciente a quem se referem os dados compartilhados.

<b>Sexo</b>	Feminino
<b>Idade</b>	35 anos
<b>Altura</b>	1,74 m
<b>Massa corporal</b>	70,5 kg
<b>Lado da amputação</b>	Esquerdo
<b>Joelho</b>	C-Leg

Fonte: elaborado pela autora, com informações cedidas por Segal et al. (2006).

Uma vez obtidos os dados brutos de trajetória dos marcadores, forças e momentos de reação do solo, foi desenvolvido no presente trabalho um algoritmo em MATLAB (MATHWORKS, 2018) para cálculo da cinemática dos segmentos. Respeitando o posicionamento dos marcadores, todos os cálculos foram realizados tomando-se como base a versão mais atualizada do protocolo *Plug-in Gait* (VICON MOTION SYSTEMS, 2017). A determinação dos parâmetros inerciais de cada segmento foi baseada nas equações de regressão

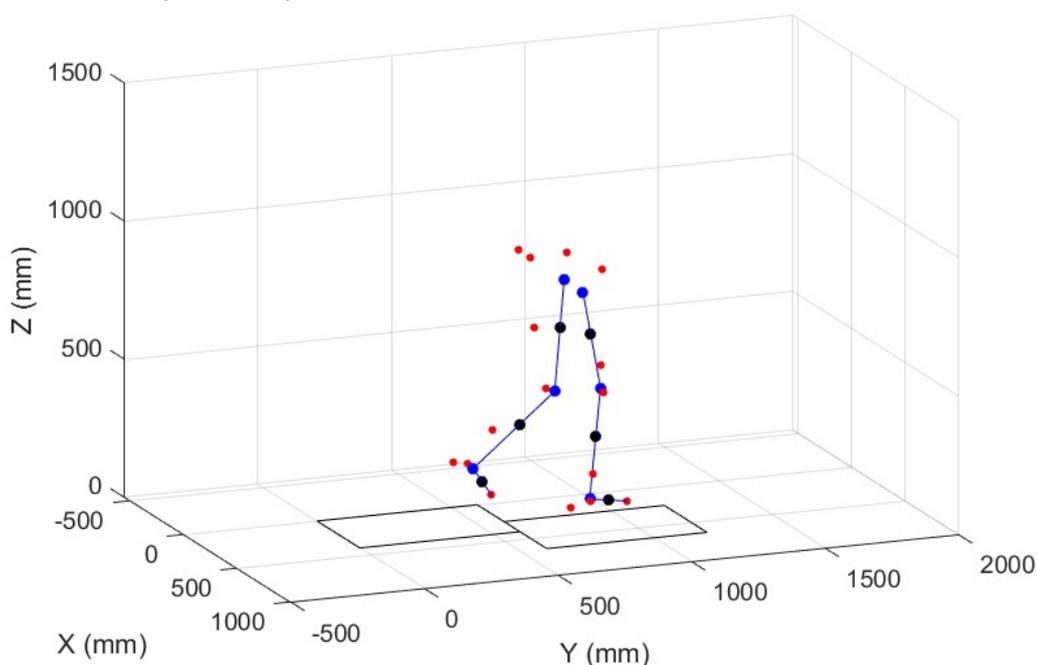
de Winter (2009), expressando a massa como porcentagem da massa total, e o centro de massa e o raio de giração como porcentagens do comprimento do segmento correspondente, como mostra a Tabela 5. No que se refere ao lado amputado, as massas dos segmentos levaram em consideração as massas dos componentes protéticos. A Figura 10 ilustra as posições dos centros das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo em relação aos marcadores.

**Tabela 5** – Massa, posição do centro de massa e raio de giração dos três segmentos analisados.

Segmento	Massa		CM	Raio de giração		
	Lado direito (sadio)	Lado esquerdo (amputado)		Ântero- posterior	Superior- inferior	Medial- lateral
<b>Pé</b>	1,45% $m_T$	0,5 kg	56,7	-	40,7	40,7
<b>Perna</b>	4,65% $m_T$	1,46 kg	56,7	30,2	-	30,2
<b>Coxa</b>	10% $m_T$	6,76 kg	50	32,3	-	32,3

Fonte: elaborado pela autora, com base em Winter (2009).

**Figura 10** – Visualização de um quadro da análise de marcha.



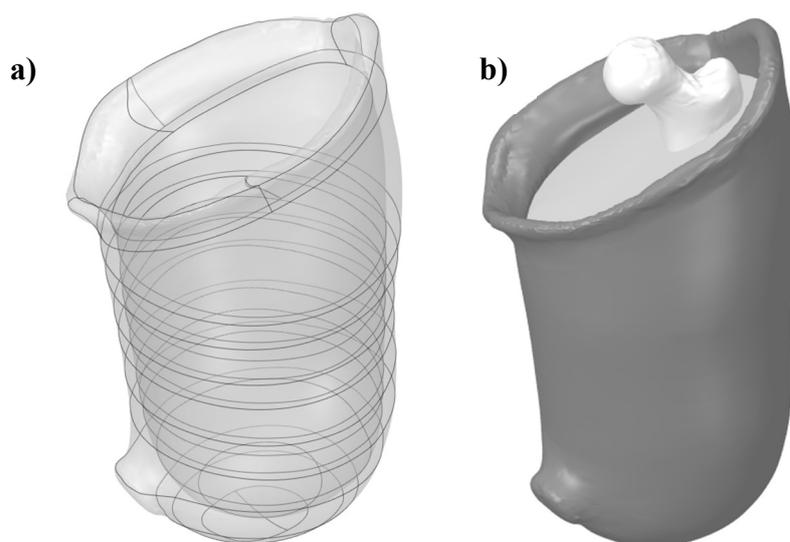
Os pontos vermelhos representam os marcadores, os pontos azuis são os centros das articulações calculados, formando os três segmentos e os pontos pretos são os centros de massa. Fonte: elaborado pela autora.

### 3.3 CRIAÇÃO DO MODELO

O modelo tridimensional utilizado nas simulações foi composto pelas geometrias do soquete, do membro remanescente e do fêmur. O escaneamento descrito na seção 3.2.1 forneceu

as representações, em formato STL, do encaixe e do coto. O software SpaceClaim (SPACECLAIM CORPORATION, 2015) foi utilizado para conversão dos corpos facetados criados em sólidos. Foram traçados planos transversais ao soquete, espaçados entre si por 30 mm, para delimitação das superfícies, como mostra a Figura 11a. Buscando evitar problemas de sobreposição entre as geometrias em contato, optou-se por recriar o membro a partir do formato interno do encaixe, de forma que o escaneamento do coto foi desconsiderado. Para representação do fêmur, utilizou-se o modelo disponível no repositório aberto *The Standardised Femur Model* (VICECONTI et al., 1996), com a ressalva de que foi seccionado transversalmente a uma distância aproximada de 25 cm abaixo do trocânter maior (MARSHALL; STANSBY, 2010). A montagem final dos três componentes está ilustrada na Figura 11b.

**Figura 11** – Ilustração do procedimento para criação do modelo tridimensional utilizado nas simulações. **a)** Superfícies traçadas a partir do escaneamento, para construção da geometria do soquete. **b)** Montagem final, com os três corpos de interesse.



Fonte: elaborado pela autora.

O arquivo SCDOC contendo a montagem gerada no SpaceClaim foi importado no ANSYS Workbench 18.1 (ANSYS INC, 2018) para início do pré-processamento, utilizando o sistema de análise *static structural*. Dois contatos foram definidos, sendo um do tipo *bonded* (entre o coto e a superfície externa do fêmur) e um do tipo *frictional* (entre a superfície externa do coto e a interna do soquete). Inicialmente, um coeficiente de atrito de 0,5 foi adotado para o contato *frictional* (PORTNOY et al., 2007; ZHANG et al., 2013).

Tentativas de implementação de um modelo hiperelástico para definição do material constituinte dos tecidos macios não foram bem-sucedidas, pois a não-linearidade do modelo

gerou instabilidades na convergência. Portanto, assumiu-se um comportamento linear-elástico para as propriedades mecânicas do coto, aproximação comumente adotada em investigações por Elementos Finitos da interface soquete-membro (CAGLE et al., 2017a; LEE et al., 2004; RAMÍREZ; VÉLEZ, 2012; ZEA; GÓEZ; OSSA, 2015). Os materiais do soquete e do fêmur também foram considerados linear-elásticos. A Tabela 6 detalha o módulo de elasticidade ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) adotados para as três geometrias.

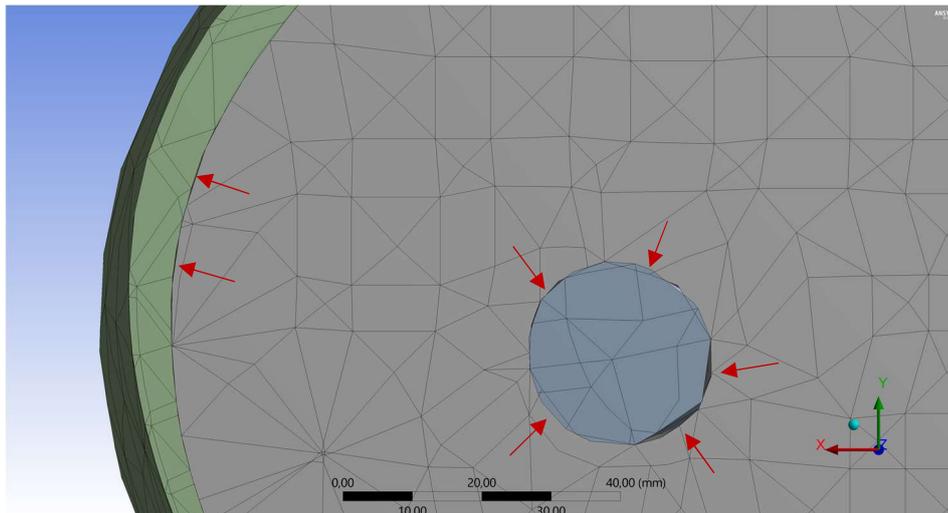
**Tabela 6** – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados para modelar o conjunto soquete-membro remanescente.

Tecidos	Soquete	Fêmur
$E = 200 \text{ kPa}$	Polipropileno	$E = 15 \text{ GPa}$
$\nu = 0,475$	$E = 1,5 \text{ GPa}$	$\nu = 0,3$
	$\nu = 0,3$	

Fonte: elaborado pela autora, com base em Dickinson, Steer e Worsley (2017).

Elementos tetraédricos de dez nós foram utilizados para a discretização. Partindo da malha automática gerada pelo ANSYS, foi possível observar a ocorrência de interferências e vãos nas regiões onde foram definidos os contatos, como mostra a Figura 12. Tal fenômeno ocasionou problemas de convergência, e foi contornado pelo refinamento da malha nas proximidades dos contatos.

**Figura 12** – Corte transversal ilustrando a ocorrência de vãos e interferências quando da adoção de malha grosseira.

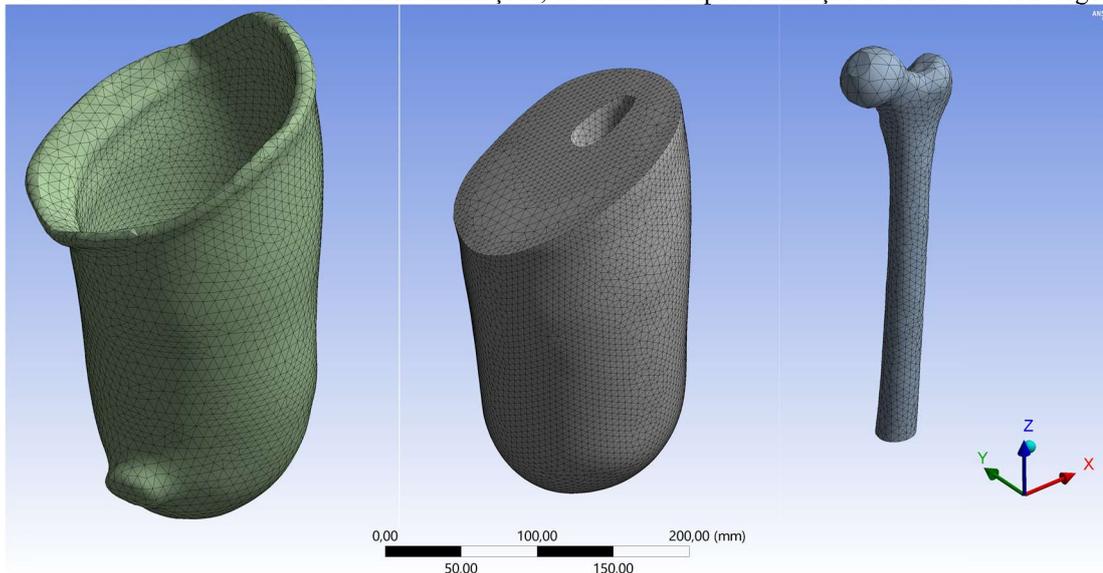


As setas em vermelho representam os locais onde os vãos e interferências são mais evidentes para o corte ilustrado. Fonte: elaborado pela autora.

A configuração de malha que apresentou melhor relação custo  $\times$  benefício entre acurácia da solução e demanda computacional foi utilizada em todas as simulações e está

mostrada na Figura 13. Foram utilizados 284.303 elementos, e foi adotado um tamanho máximo de 6 mm para aqueles localizados nas proximidades dos contatos. Algoritmos *patch independent* foram utilizados para gerar as malhas do coto e do fêmur.

**Figura 13** – Malha final adotada em todas as simulações, determinada após realização de estudo de convergência.



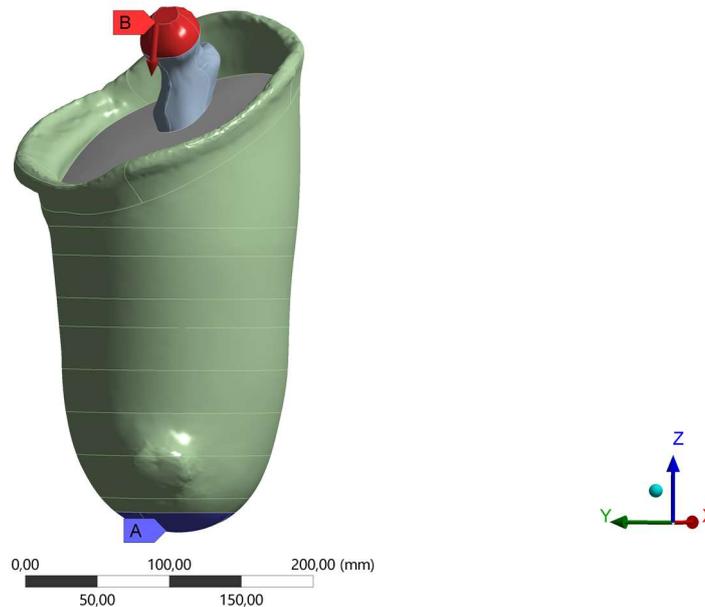
Fonte: elaborado pela autora.

### 3.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO

As condições de contorno e carregamento simulam a física do sistema de interesse, acrescentando restrições e interações que representam os efeitos da vizinhança sobre o modelo, sem as quais a solução não pode ser obtida (SIMSCALE, 2017). Para o presente estudo, todos os graus de liberdade foram fixos na extremidade distal do soquete, e os carregamentos atuantes foram aplicados na cabeça do fêmur, como mostra a Figura 14. Durante o estudo de convergência de malha, foi aplicada apenas uma força vertical, direcionada para baixo, igual a 400 N (aproximadamente metade do peso corporal). Em seguida, após a determinação da malha ótima, foram aplicadas as três componentes de força ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) atuantes na articulação do quadril durante a fase de apoio do ciclo da marcha.

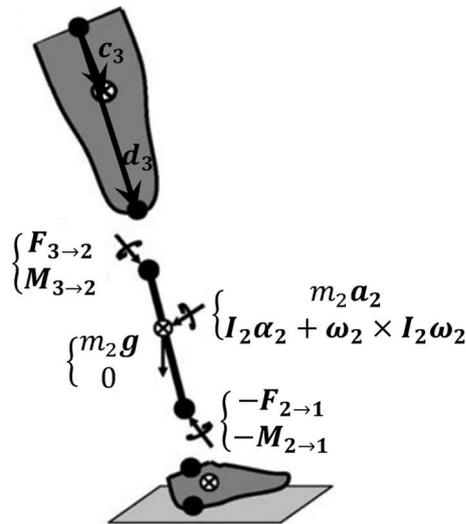
Uma análise de dinâmica inversa foi adotada para cálculo dos carregamentos atuantes na articulação do quadril. A aplicação das equações de movimento de Newton-Euler aos diagramas de corpo livre dos segmentos (Figura 15) permite dedução das Equações 1 e 2, em que todas as grandezas estão expressas em relação ao sistema de coordenadas inercial (DUMAS; AISSAOUI; DE GUISE, 2004).

**Figura 14** – Locais de atuação das condições de contorno e carregamento.



A região identificada pela letra A (em roxo) representa as superfícies em que o suporte fixo foi aplicado. A região B (em vermelho) representa o local selecionado para aplicação dos carregamentos durante a fase de apoio do ciclo da marcha. Fonte: elaborado pela autora.

**Figura 15** – Diagrama de corpo livre ilustrando os três segmentos de interesse.



Para cada segmento  $i$ , forças e momentos atuantes na extremidade proximal ( $F_{i+1 \rightarrow i}$  e  $M_{i+1 \rightarrow i}$  ou simplesmente  $F_i$  e  $M_i$ ) são calculados a partir de: a) massa do segmento ( $m_i$ ); b) matriz de momentos de inércia ( $I_i$ ); c) aceleração linear do centro de massa ( $\mathbf{a}_i$ ); d) velocidade angular do segmento ( $\boldsymbol{\omega}_i$ ); e) aceleração angular do segmento ( $\boldsymbol{\alpha}_i$ ); f) aceleração da gravidade ( $\mathbf{g}$ ); g) vetor que liga a extremidade proximal ao centro de massa ( $\mathbf{c}_i$ ); h) vetor que liga a extremidade proximal à distal ( $\mathbf{d}_i$ ) e i) forças e momentos na extremidade distal ( $-F_{i \rightarrow i-1}$  e  $-M_{i \rightarrow i-1}$  ou simplesmente  $-F_{i-1}$  e  $-M_{i-1}$ ). Fonte: adaptado de Dumas, Cheze e Frossard (2009).

$$\mathbf{F}_i + (-\mathbf{F}_{i-1}) + m_i \mathbf{g} = m_i \mathbf{a}_i \quad (1)$$

$$\mathbf{M}_i + (-\mathbf{M}_{i-1}) + \mathbf{c}_i \times m_i \mathbf{g} + \mathbf{d}_i \times (-\mathbf{F}_{i-1}) = I_i \boldsymbol{\alpha}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times I_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{c}_i \times m_i \mathbf{a}_i \quad (2)$$

Um algoritmo em MATLAB foi desenvolvido para implementação iterativa ( $i = 1$ ,  $i = 2$  e  $i = 3$ ) das Equações 1 e 2, cujos dados de entrada foram obtidos a partir da análise de marcha descrita na seção 3.2.2. As acelerações lineares de cada segmento foram calculadas pela derivada de segunda ordem dos deslocamentos dos centros de massa com relação ao tempo. Para determinação das velocidades e acelerações angulares, foi preciso determinar a matriz de rotação  $\mathbf{R}$  (Equação 3) do sistema de coordenadas inercial (SCI) para o sistema de coordenadas do segmento (SCS) (WINTER, 2009), uma vez que  $\omega = [\dot{\phi} \quad \dot{\theta} \quad \dot{\psi}]^T$  e  $\alpha = [\ddot{\phi} \quad \ddot{\theta} \quad \ddot{\psi}]^T$ .

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \sin \psi \cos \varphi + \sin \varphi \sin \theta \cos \psi & \sin \varphi \sin \psi - \cos \varphi \sin \theta \cos \psi \\ -\cos \theta \sin \psi & \cos \varphi \cos \psi - \sin \varphi \sin \theta \sin \psi & \sin \varphi \cos \psi + \cos \varphi \sin \theta \sin \psi \\ \sin \theta & -\sin \varphi \cos \theta & \cos \varphi \cos \theta \end{bmatrix} \quad (3)$$

Na situação em que  $i = 1$  (segmento do pé), as variáveis  $-\mathbf{F}_{i-1}$  e  $-\mathbf{M}_{i-1}$  são, respectivamente, as forças e momentos de reação do solo (FRS e MRS), e o vetor  $\mathbf{d}_i$  conecta o centro da articulação do tornozelo ao centro de pressão (CP), que representa o ponto de atuação da FRS. A localização do CP em relação ao centro da plataforma foi obtida a partir das Equações 4 e 5 (CAPPELLO; LENZI; CHIARI, 2004). A posição da plataforma de força em relação ao sistema de coordenadas inercial não era conhecida, mas foi estimada a partir dos deslocamentos dos marcadores do pé.

$$CP_x = -\frac{MRS_y}{FRS_z} \quad (3)$$

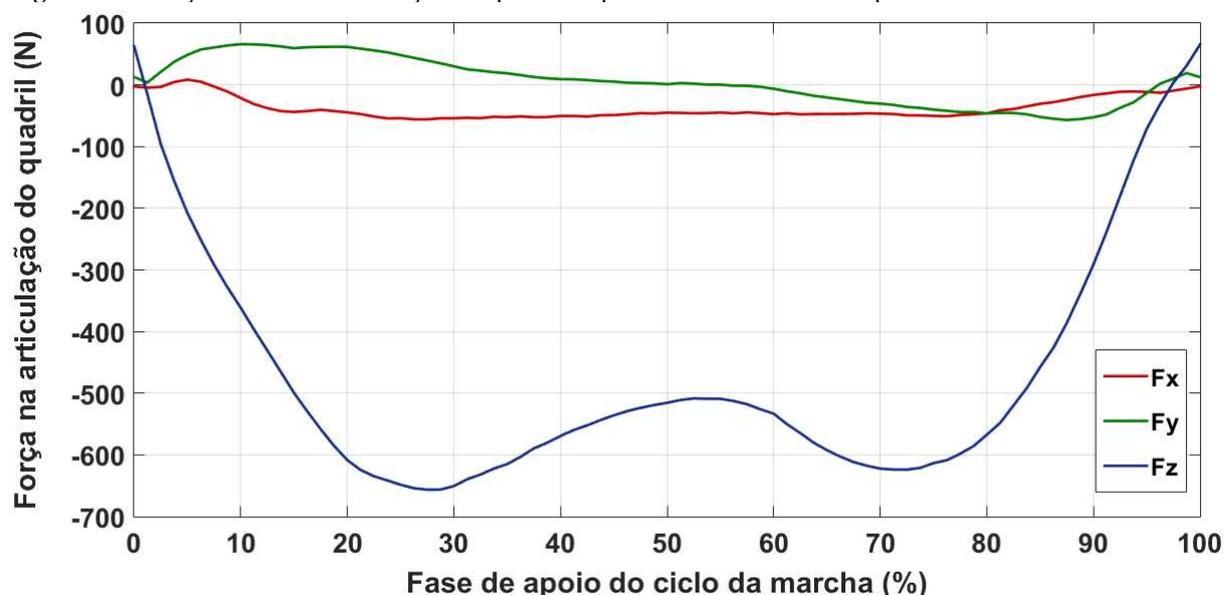
$$CP_y = \frac{MRS_x}{FRS_z} \quad (4)$$

Para cada uma das cinco repetições de marcha presentes nos dados brutos originais, foram calculados os valores de força e momento correspondentes nas articulações do tornozelo, do joelho e do quadril. Entretanto, foi observada uma divergência comportamental e numérica entre os momentos calculados nas articulações e aqueles previstos em estudos anteriores. Tal ocorrência pode ser explicada por fatores como as incertezas na determinação do centro de pressão e a presença de ruídos nos dados originais de momentos de reação do solo. Portanto, optou-se por desconsiderar nas simulações os momentos na articulação do quadril.

Os dados brutos de trajetórias dos marcadores, forças e momentos de reação do solo, fornecidos por Segal et al. (2006), permitiram o cálculo das três componentes da força atuante na articulação do quadril. Dessa forma, a média aritmética dos valores calculados para as cinco repetições de marcha compartilhadas foi utilizada como entrada para as simulações,

constituindo o cenário de carregamento, e está ilustrada na Figura 16. É importante destacar que, para o sistema de coordenadas inercial adotado nos cálculos, o eixo  $X$  é dirigido para a direita, o eixo  $Y$  para frente e o eixo  $Z$  para cima. Tais considerações foram adaptadas quando da implementação dos carregamentos no ANSYS. O tempo de duração adotado para as simulações foi de 0,6667 s, correspondente ao intervalo entre o contato inicial do pé esquerdo no chão e a elevação dos dedos. A ferramenta *contact tool* do ANSYS foi utilizada para visualização dos resultados.

**Figura 16** – Força atuante na articulação do quadril esquerdo durante a fase de apoio do ciclo da marcha.



$F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são positivos para a direita, para frente e para cima, respectivamente. Fonte: elaborado pela autora.

### 3.5 OTIMIZAÇÃO DO SOQUETE

Após obtenção de resultados com as configurações até então descritas, múltiplas simulações foram conduzidas, com modificações no material constituinte do soquete, visando a avaliação acerca da influência que teriam na distribuição de pressão e na resistência do encaixe a carregamentos cíclicos. Quatro materiais comumente utilizados em soquetes foram selecionados para os testes computacionais, sendo dois termoplásticos (polipropileno e polietileno de alta densidade) e dois compósitos laminados (fibra de carbono e fibra de vidro). A Tabela 7 informa o módulo de elasticidade ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais testados. Modelos linear-elásticos foram adotados em todos os casos, e os demais cenários (malha, carregamentos, condições de contorno e contatos) não foram alterados.

**Tabela 7** – Propriedades adotadas para os materiais utilizados no soquete durante etapa de otimização.

<b>Material</b>	<b><i>E</i> (GPa)</b>	<b><i>ν</i> (mm/mm)</b>
Polipropileno (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017)	1,5	0,3
Polietileno de alta densidade (QUADRANT, 2017)	1,38	0,3
Laminado com fibra de carbono* (AL-KHAZRAJI; KADHIM; AHMED, 2011)	2,586	0,332162
Laminado com fibra de vidro** (AL-KHAZRAJI; KADHIM; AHMED, 2011)	2,5	0,330616

\*Seis camadas de perlon, com duas camadas de fibra de carbono e resina de acrílico.

\*\*Seis camadas de perlon, com duas camadas de fibra de vidro e resina de acrílico.

Fonte: elaborado pela autora, com informações retiradas das fontes mencionadas na tabela.

A regra de Miner foi utilizada para avaliar o dano de fadiga cumulativo de acordo com a máxima tensão de von Mises (MINER, 1959). Como o padrão de tensão previsto pelas simulações apresentou dois picos durante a fase de apoio do ciclo da marcha, a regra de Miner foi expressa de acordo com a Equação 5, em que  $\alpha$  é o dano por fadiga,  $n$  é o número de ciclos (ou número de passos) até a falha e  $N_1$  e  $N_2$  representam, respectivamente, as vidas do material sob atuação dos picos de tensão  $S_1$  e  $S_2$ .

$$\frac{n}{N_1} + \frac{n}{N_2} = \alpha \quad (5)$$

As curvas  $S - N$  dos materiais testados estão detalhadas na Tabela 8 e foram expressas utilizando o modelo de Wirsching (SHEN; WIRSCHING; CASHMAN, 1996), definido pela Equação 6, em que  $m$  e  $K$  são, respectivamente, o expoente e o coeficiente de resistência à fadiga.

$$NS^m = K \quad (6)$$

**Tabela 8** – Curvas de tensão (MPa)  $\times$  número de ciclos para os materiais testados no soquete.

<b>Material</b>	<b>Curva <math>S - N</math></b>
Polipropileno (MAIER; CALAFUT, 1998)	$NS^{9,71} = 6,31 \times 10^{15}$
Polietileno de alta densidade (DJEBLI et al., 2016)	$NS^{8,6} = 6,7 \times 10^{14}$
Fibra de carbono (MAHJOOB; ALAMEER, 2018)	$NS^{6,1} = 1,51 \times 10^{15}$
Fibra de vidro (AL-KHAZRAJI; KADHIM; AHMED, 2011)	$NS^{8,26} = 7,5 \times 10^{14}$

Fontes: elaborado pela autora, com informações retiradas das fontes mencionadas na tabela

Substituindo a Equação 6 na Equação 5 e considerando o fator multiplicativo  $B$  para quantificar incertezas nas tensões previstas por simulação, temos que o estado limite de falha por fadiga ocorre quando a Equação 7 é satisfeita.

$$\frac{n[(BS_1)^m + (BS_2)^m]}{K} = \alpha \quad (7)$$

A probabilidade de ocorrência de fadiga foi então calculada de acordo com o procedimento descrito por Chen et al. (2006), considerando que  $\alpha$ ,  $B$  e  $K$  seguem distribuições log-normais.

Após avaliação acerca da influência dos materiais do soquete na probabilidade de falha por fadiga e na distribuição de pressões normais, o coeficiente de atrito ( $\mu$ ) do contato *frictional* foi modificado, assumindo valores no intervalo  $0,3 \leq \mu \leq 3$ . Nessa etapa da otimização, regressões não-lineares foram implementadas por meio da ferramenta *curve fitting* do MATLAB, para estimativa acerca das equações que melhor descrevem as variações da máxima pressão de contato, da máxima tensão tangencial e do máximo deslizamento com o coeficiente de atrito.

### 3.6 PROBLEMAS ENFRENTADOS

Como mencionado anteriormente (seção 3.2.2), não foi possível realizar a análise de marcha com o paciente convidado a participar do estudo. Tal impossibilidade decorreu da dificuldade de obtenção de uma plataforma de força que estivesse em pleno funcionamento e disponível. Esta seção descreve a trajetória percorrida durante tentativas de localização do aparato experimental apropriado à realização do procedimento.

O Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional (LACAF), do Departamento de Fisioterapia da UFPE dispõe de um sistema de captura de movimento Qualisys composto por seis câmeras. Entretanto, faltam meios para mensurar as forças de reação do solo, necessárias no presente trabalho para execução da análise por dinâmica inversa e cálculo das forças atuantes na articulação do quadril. Após múltiplas tentativas de contato com outros laboratórios e departamentos da universidade, uma plataforma de força EMG System foi disponibilizada pelo Departamento de Educação Física do Centro Acadêmico de Vitória. Como a plataforma não se

encontrava embutida no chão, foi possível transportá-la de Vitória de Santo Antão a Recife, para utilização conjunta com as câmeras.

A sincronização entre os dois equipamentos de interesse permite a coleta simultânea das informações referentes às trajetórias dos marcadores e forças de reação do solo durante a marcha. Entretanto, o software de aquisição de dados Qualisys Track Manager (QTM) possibilita integração direta com plataformas de força apenas dos fabricantes AMTI, Bertec e Kistler (QUALISYS, 2018). Durante tentativas de implementação do sincronismo, foram observados problemas em pelo menos um dos quatro sensores da plataforma que seria utilizada, tornando necessário o envio do equipamento ao fabricante para manutenção.

Tendo esgotado as possibilidades de obtenção de uma plataforma de força em Pernambuco, foram buscados contatos em outros estados da região, como Alagoas, Paraíba, Sergipe e Rio Grande do Norte. O Laboratório de Intervenção e Análise do Movimento (LIAM), do Departamento de Fisioterapia da UFRN, mostrou-se disponível para realização dos procedimentos experimentais necessários e contém um sistema de captura de movimento Qualisys e duas plataformas de força Bertec, como mostra a Figura 17.

Para evitar deslocamentos interestaduais para o participante do estudo, foi convidado um paciente residente em Natal. Na véspera da data agendada com o voluntário, foram realizados testes preliminares para verificação da funcionalidade dos equipamentos, durante os quais ficou constatado um problema na detecção de três das seis câmeras por parte do software Qualisys Track Manager, responsável pela coleta de dados. Tal situação foi resolvida uma vez que o sistema foi reinicializado.

**Figura 17** – Parte do Laboratório de Intervenção e Análise do Movimento, da UFRN.



É possível observar três das seis câmeras para captura de movimento e as duas plataformas de força embutidas no piso. Fonte: elaborado pela autora.

Após a assinatura do TCLE, o escaneamento (seção 3.2.1) foi realizado sem transtornos. Em seguida, como mostra a Figura 18, os marcadores foram posicionados no paciente de acordo com o protocolo padrão seguido pelo Visual 3D (C-MOTION, 2017), software de análise adotado no laboratório em questão. Entretanto, quando a coleta de dados estava prestes a ter início, o software de captura passou a não reconhecer nenhuma das câmeras. Múltiplas tentativas foram voltadas à resolução do problema, sem sucessos.

**Figura 18** – Posicionamento dos marcadores refletivos no paciente, para captura de movimento durante a marcha.



Fonte: elaborado pela autora.

Tendo em vista o prazo para conclusão do estudo, não havia tempo hábil para realização de mais buscas por equipamentos. Dessa forma, optou-se por entrar em contato com pesquisadores que já houvessem publicado trabalhos referentes à análise de marcha de amputados transfemorais, visando compartilhamento de dados. Como descrito na seção 3.2.2, os dados foram cordialmente cedidos por Segal et al. (2006), o que permitiu a continuidade do estudo.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos serão apresentados e avaliados em três etapas. O ponto de partida será a solução encontrada com as configurações inicialmente adotadas (coeficiente de atrito igual a 0,5 e polipropileno como material do soquete). Em seguida, o padrão de pressões previsto pela simulação mencionada será comparado com estudos experimentais e numéricos similares. Por fim, uma vez validado o modelo desenvolvido, as múltiplas configurações adotadas serão avaliadas, visando obtenção de materiais e coeficientes de atrito que otimizem a durabilidade do soquete e o conforto para o usuário.

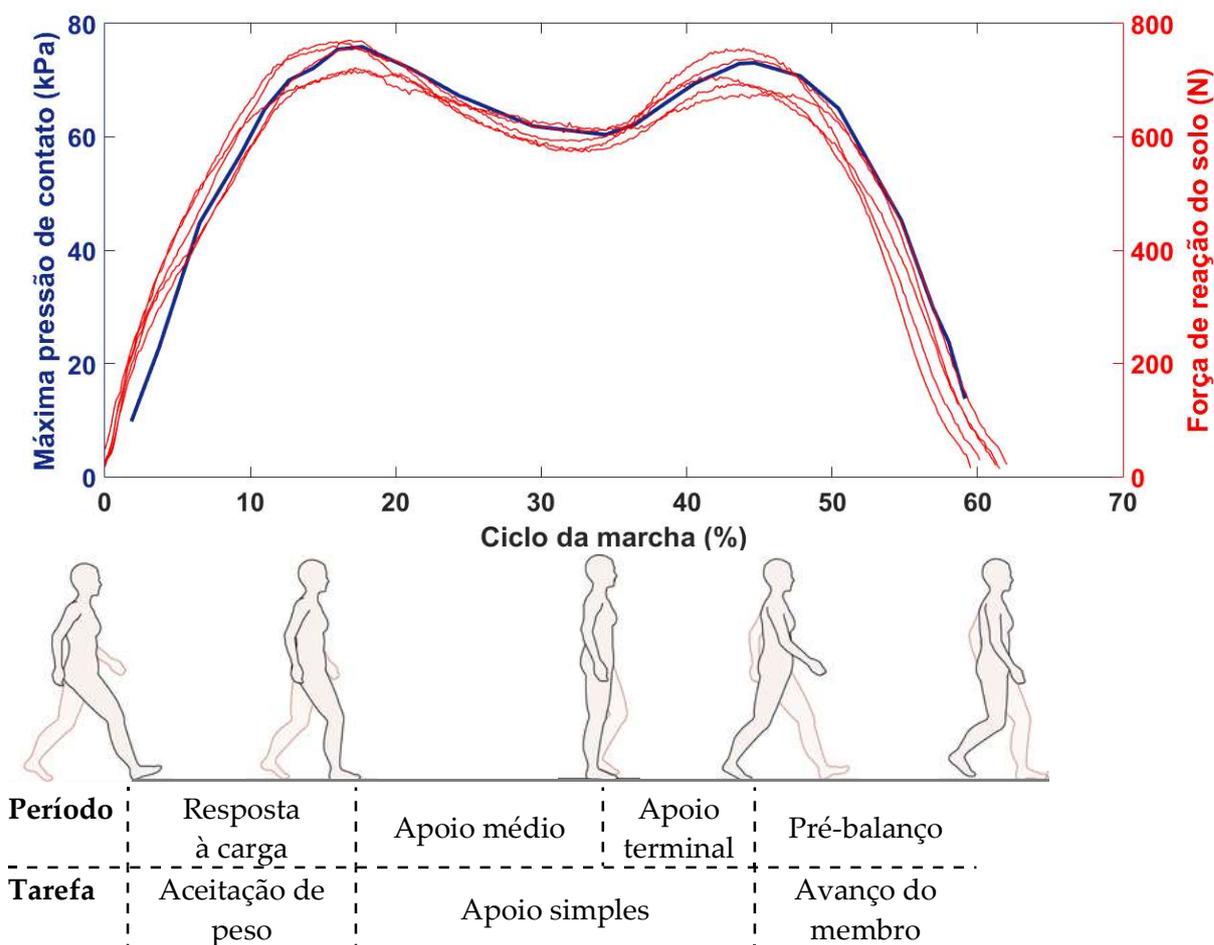
### 4.1 VISÃO GERAL DO MODELO DESENVOLVIDO

Inicialmente, a variação da pressão ao longo da fase de apoio do ciclo da marcha foi observada, característica até então não analisada em aplicações anteriores do MEF para amputados transfemorais. O perfil temporal típico apresentado está ilustrado em cor azul na Figura 19, com valores para o ponto mais crítico. As curvas em vermelho representam as componentes verticais da FRS correspondentes às cinco repetições de marcha compartilhadas por Segal et al. (2006). Pode-se constatar que o perfil temporal de pressão se assemelha ao formato de dupla corcunda característico da componente vertical da força de reação do solo. Os picos e o vale ocorrem em instantes de tempo correspondentes, e as inclinações são similares.

Embora a variação da FRS apresentada na figura seja referente à paciente estudada, o padrão comportamental de dupla corcunda é característico da sucessão de eventos durante a fase de apoio do ciclo da marcha (PERRY; DAVIDS, 1992). Partindo do contato inicial do pé com o solo, a componente vertical da FRS aumenta até atingir seu valor máximo no instante em que termina a fase de resposta à carga, ou seja, quando o pé contralateral (oposto) deixa o solo e tem início a posição unilateral. Em seguida, o centro de massa corporal passa a ser submetido a uma aceleração resultante para baixo, o que gera uma força inercial para cima que reduz a FRS vertical durante o apoio médio (MARASOVIĆ; CECIĆ; ZANCHI, 2009). O aumento que sucede o vale, dando origem ao segundo pico, decorre das ações propulsivas durante o apoio terminal, que impulsionam o corpo para frente (WINTER, 1987). Quando o pé

contralateral toca novamente o solo, o apoio volta a ser duplo, e a FRS diminui até tornar-se nula no momento em que tem início a fase de balanço do ciclo da marcha.

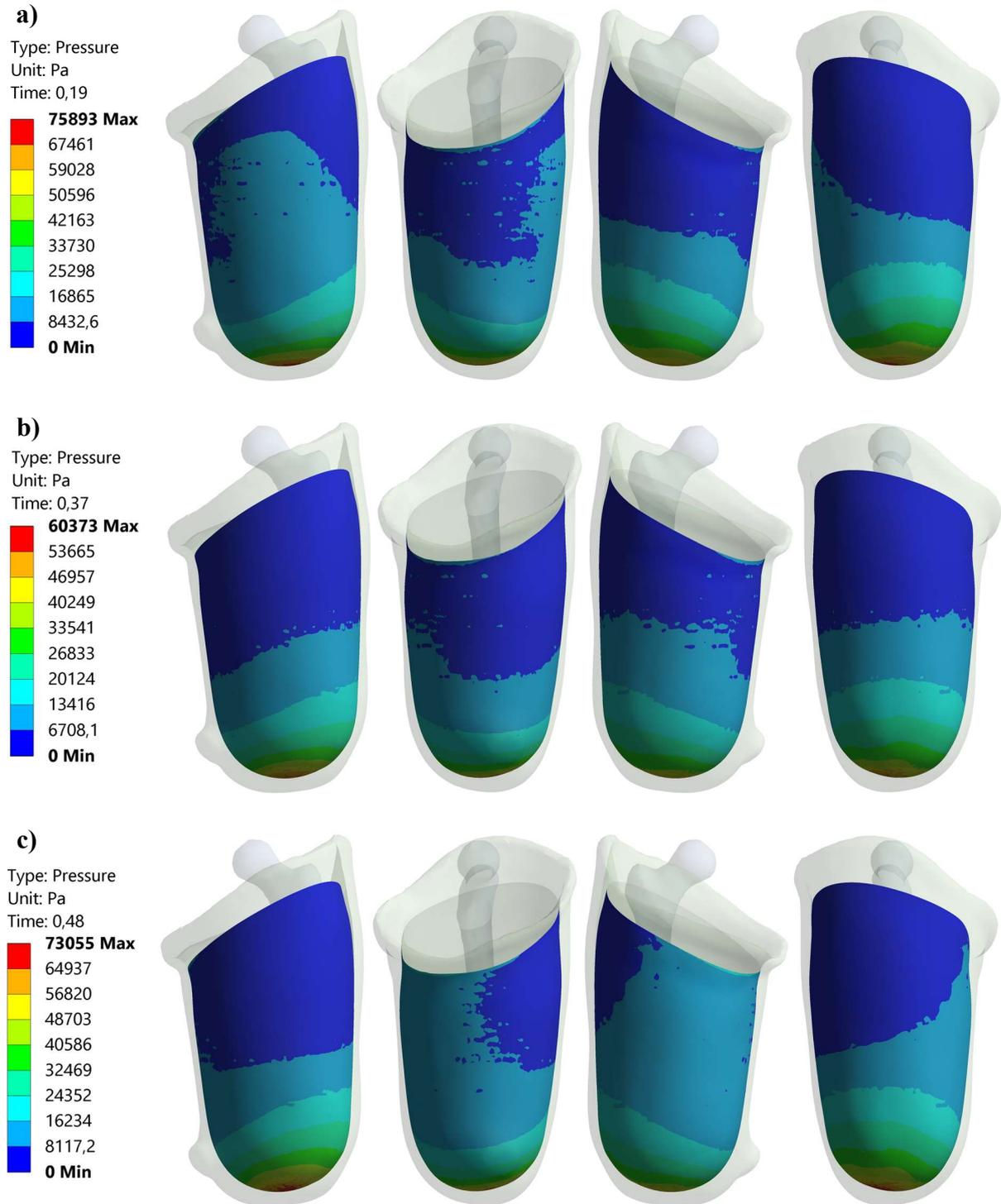
**Figura 19** – Comparação entre os perfis temporais apresentados pela máxima pressão de contato prevista por simulação e pela componente vertical da FRS.



A curva em azul faz referência ao eixo à esquerda, e as curvas em vermelho ao eixo à direita. É possível observar também a correspondência dos picos e do vale com as fases do ciclo da marcha. Fonte: elaborado pela autora, com base em Houglum e Bertoti (2011).

A distribuição da pressão de contato na interface coto-prótese está ilustrada nas Figuras 20a, 20b e 20c para os instantes de tempo que correspondem aos términos da resposta à carga (primeiro pico), do apoio médio (vale) e do apoio terminal (segundo pico). Por meio do mapa de cores variando de azul (representando os mínimos valores) a vermelho (representando os máximos valores), é possível observar que houve uma tendência de transferência das pressões para as regiões distal e medial ao longo do tempo. A pressão máxima observada para a configuração inicial adotada atua na extremidade distal do coto e vale 75,9 kPa.

**Figura 20** – Vistas anterior, medial, posterior e lateral da distribuição da pressão de contato na interface coto-prótese para os instantes de tempo **a)** 0,19 s, **b)** 0,37 s e **c)** 0,48 s.



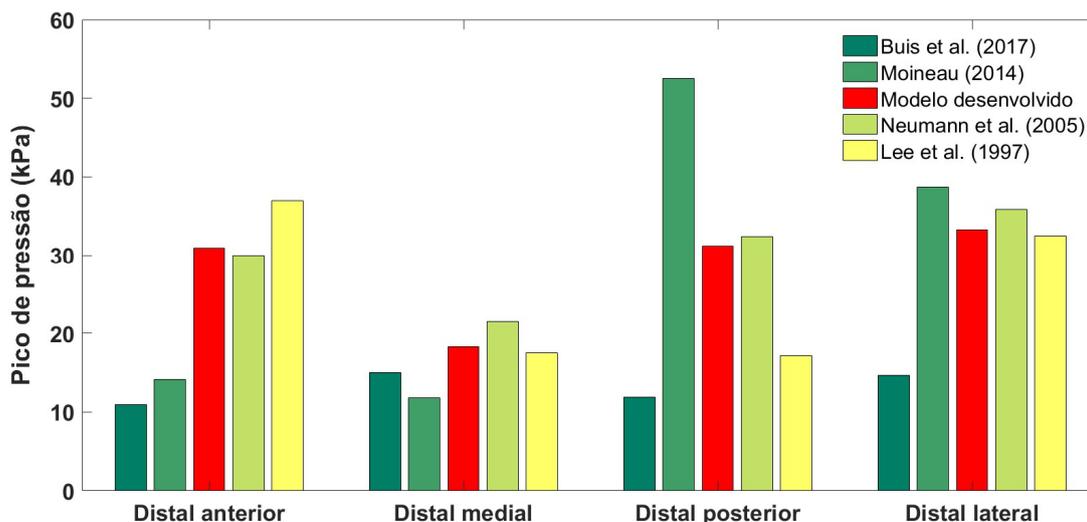
As associações entre valores e cores encontram-se nas legendas à esquerda. Fonte: elaborado pela autora.

## 4.2 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA

Conforme revisado por Paternò et al. (2018), poucos dados encontram-se disponíveis no que se refere a medições experimentais das pressões na interface coto-prótese de indivíduos com amputação transfemoral. Os estudos em geral baseiam-se em um pequeno número de sujeitos e não seguem procedimentos padronizados (PATERNÒ et al., 2018). Além disso, as tecnologias comumente adotadas para medições de pressão (brevemente introduzidas na seção 2.3) também apresentam limitações, como histerese, desvios, sensibilidade à temperatura e restrições espaciais. Dessa forma, a comparação apresentada nesta seção visa apenas uma análise qualitativa dos resultados obtidos, uma vez que verificações numéricas diretas são inviáveis.

Como a região distal foi prevista pela simulação como sendo a mais crítica, optou-se por adotar os valores máximos nessa região como critério para validação do modelo desenvolvido. A Figura 21 compara as pressões máximas previstas por simulação nas áreas anterior, medial, posterior e lateral da região distal com resultados experimentais. É possível observar que as pressões simuladas se encontram dentro da faixa de valores obtida por medições diretas. Além dos estudos apresentados na figura, Kahle & Highsmith (2013) também realizaram experimentos similares, reportando pressões entre 15 kPa e 61 kPa na região distal lateral para um grupo de nove pacientes.

**Figura 21** – Comparação das pressões obtidas por simulação na região distal (em vermelho) com medições realizadas experimentalmente em outros estudos (em tons de verde).



Os valores apresentados para o presente trabalho são referentes a nós localizados nas regiões anterior, medial, posterior e lateral de um plano de referência transversal ao coto, traçado na mesma altura da extremidade distal do fêmur. Fonte: elaborado pela autora, com base em Lee, Solomonidis e Spence (1997), Neumann, Wong e Drollinger (2005), Moineau (2014) e Buis et al. (2017).

Pode-se constatar que há uma grande variabilidade entre os resultados apresentados, não apenas entre diferentes metodologias, mas também dentro de um mesmo estudo. Moineau (2014) realizou medições em quarenta indivíduos, obtendo diferenças da ordem de 100 kPa para sensores posicionados no mesmo local em dois pacientes distintos, enquanto que Buis et al. (2017) quantificaram os diferentes padrões produzidos por tipos distintos de soquete no mesmo indivíduo. Dessa forma, pode-se observar que a distribuição de pressões depende não apenas das características da prótese, mas também do efeito combinado de fatores clínicos e anatômicos, como adequabilidade do soquete, ação muscular, massa corporal, volume do membro residual e área de contato (DUMBLETON et al., 2009). Em decorrência das frequentes flutuações volumétricas de curto e longo prazo em membros remanescentes, mudanças no padrão de pressões são esperadas até no mesmo indivíduo ao longo do tempo. Há registros, por exemplo, de aumentos diários médios de 17% em picos de pressão para amputados transtibiais (SANDERS et al., 2005). Todos os fatores mencionados reforçam a necessidade de medições individuais e a impossibilidade de realização de validações quantitativas diretas.

No que se refere à validação do modelo desenvolvido frente a trabalhos computacionais similares, limitações também são encontradas, uma vez que o número de estudos voltados à simulação da interface coto-prótese para indivíduos com amputação transfemoral é restrito (DICKINSON; STEER; WORSLEY, 2017). Zhang et al. (2013) e Surapureddy (2014) obtiveram pressões máximas de 80,6 kPa e 84 kPa respectivamente, ambas na extremidade distal do coto, valores esses comparáveis aos 76 kPa previstos no presente trabalho. Lacroix & Patiño (2011), por outro lado, previram uma pressão máxima de 5,61 kPa, mas o cenário de carregamento adotado por eles considerou apenas o processo de colocação da prótese, e não os esforços atuantes durante o ciclo da marcha.

O modelo adotado no presente trabalho foi desenvolvido com base em algumas premissas simplificadas, como a implementação de modelos linear-elásticos para reger o comportamento dos materiais estudados. No que se refere à criação das geometrias, o coto e o fêmur não foram reproduções exatas do paciente convidado em termos de formato e posicionamento, uma vez que foram criados a partir da geometria interna do soquete e de arquivos disponíveis em repositório aberto, respectivamente. Entretanto, para o fim a que se propôs o trabalho, as pressões de contato previstas pela simulação apresentaram resultados coerentes, comparáveis em magnitude tanto a valores experimentais quanto a estudos computacionais semelhantes. A aplicação do método em cenários mais representativos tem o potencial de acompanhar variações de volume nos membros remanescentes, monitorando as

flutuações de pressão decorrentes e contribuindo para o direcionamento apropriado de soluções, como o uso de liners (BAARS; GEERTZEN, 2005), de suspensões subatmosféricas (KAHLE et al., 2014) ou de soquetes com rigidez variável (FAUSTINI et al., 2006).

### 4.3 ETAPA DE OTIMIZAÇÃO

Análises por Elementos Finitos aplicadas ao projeto de soquetes permitem a realização de estudos paramétricos e a verificação do desempenho de diversas configurações possíveis antes da fabricação. Os critérios de projeto avaliados no presente trabalho foram o material constituinte do soquete e o coeficiente de atrito entre o coto e o componente protético, de forma que se buscou otimizar o soquete em termos de durabilidade (menor probabilidade de falha por fadiga) e conforto (compromisso entre pressões normais e tensões cisalhantes).

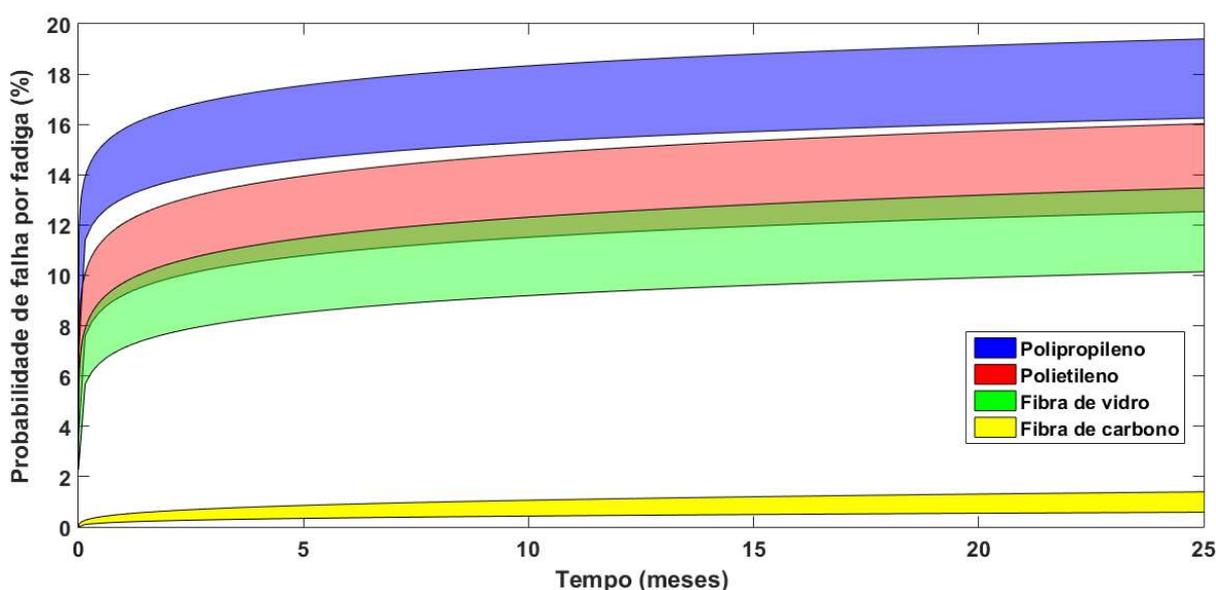
#### 4.3.1 Modificações no material constituinte do soquete

Foram analisados quatro materiais distintos para o soquete. No que se refere à distribuição de pressões de contato entre o coto e a prótese, não foram observadas alterações expressivas entre os dois materiais termoplásticos utilizados (polipropileno e polietileno). Os dois laminados apresentaram um pequeno aumento na pressão máxima, que assumiu o valor de 79,2 kPa para a fibra de carbono e para a de vidro. Ao analisar as regiões previamente definidas (distal anterior, distal medial, distal posterior e distal lateral), os aumentos também foram constatados para os materiais laminados, mas mostraram-se ainda menos significativos (da ordem de 1%).

A probabilidade de falha do soquete por fadiga foi plotada na Figura 22 em função do tempo em meses. É possível observar pela figura que a fibra de carbono se sobressai em relação aos demais materiais testados, apresentando maior resistência à fadiga. Entretanto, é importante destacar que tal resultado depende diretamente de fatores como número de camadas, material da resina e tipo de trama utilizados, que determinam as propriedades mecânicas do laminado resultante (GALLI, 2016). Portanto, a opção por produção de um soquete utilizando fibra de carbono requer identificação prévia das necessidades de cada região do componente protético,

sejam elas flexibilidade, resistência à torção ou rigidez, bem como a realização de testes preliminares acerca das propriedades mecânicas da composição que se deseja adotar (EITEL, 2013). Além disso, a tolerância do usuário à dor também deve ser investigada, uma vez que o aumento nas pressões de contato observado na região distal, quando da utilização dos materiais laminados, pode ocasionar desconforto. O soquete de polipropileno foi o que apresentou maior probabilidade de falha por fadiga dentre os analisados, o que indica a necessidade de retornos mais frequentes à clínica ortopédica para inspeções da prótese e eventuais substituições.

**Figura 22** – Probabilidade de falha do soquete por fadiga em função do tempo de utilização em meses para os diferentes materiais analisados.



Diferentes níveis de atividade foram considerados para essa análise, tomando como base os estudos de Halsne, Waddingham e Hafner (2013), que contabilizaram entre 222 e 3667 passos diários durante atividades cotidianas para 27 amputados transfemorais, por um período de um ano. O limite inferior para cada material (menores probabilidades de falha por fadiga) representa o nível menos intenso de atividade (222 passos diários), enquanto que o limite superior representa o nível mais intenso considerado (3667 passos diários). Fonte: elaborado pela autora.

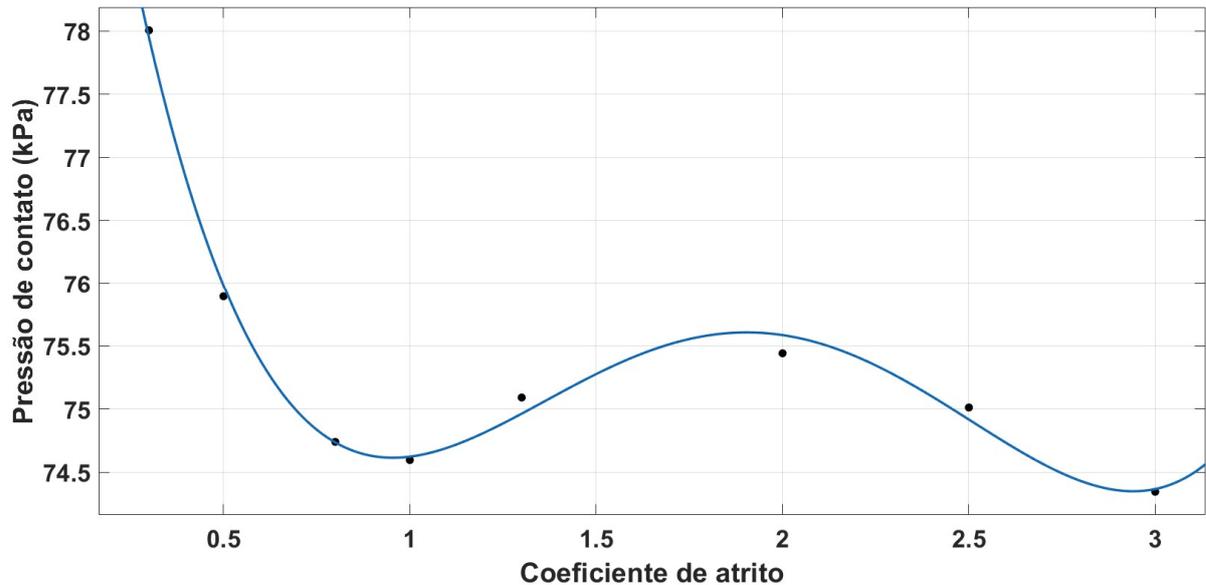
### 4.3.2 Modificações no coeficiente de atrito

O coeficiente de atrito entre o coto e o componente protético (soquete ou liner) rege o comportamento do deslizamento que eventualmente ocorre entre as duas superfícies, mas a obtenção de valores clínicos confiáveis dessa grandeza ainda é deficiente (PATERNÒ et al., 2018). Sanders et al. (2004) e Cagle et al. (2018), por exemplo, observaram para o mesmo liner coeficientes de atrito iguais a 0,34 e 2,82, respectivamente. Possivelmente decorrente da aplicação de diferentes metodologias, tal divergência é significativa. Portanto, para esta seção

da análise, foram observados os efeitos decorrentes do uso de diversos coeficientes de atrito, na faixa  $0,3 \leq \mu \leq 3$ .

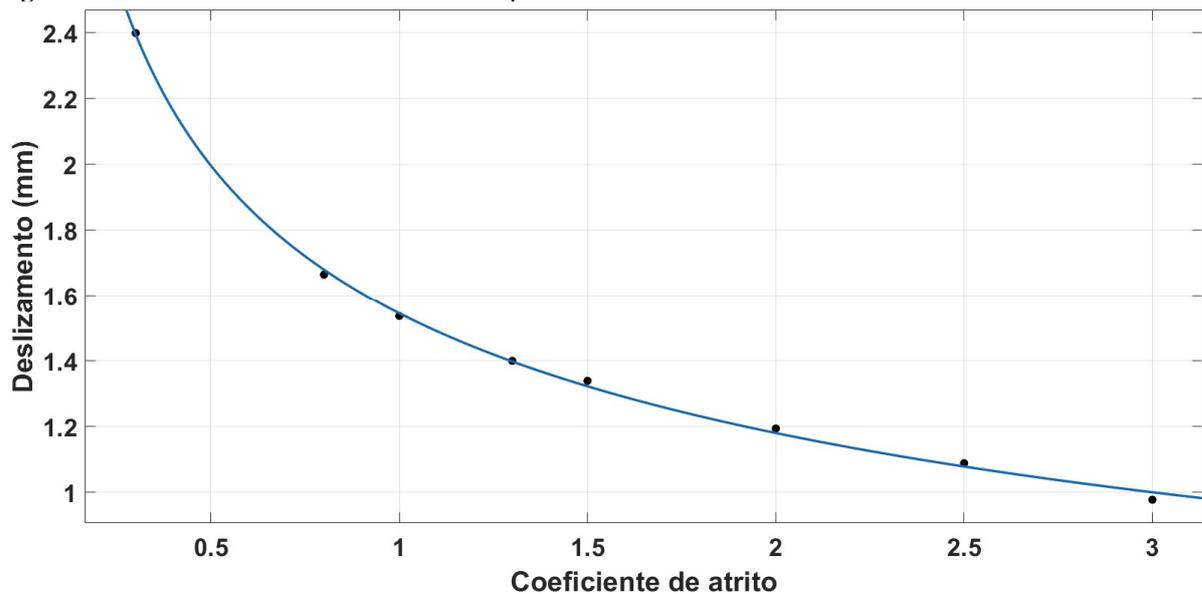
As Figuras 23, 24 e 25 ilustram a influência do coeficiente de atrito na pressão de contato máxima, no deslizamento e na tensão tangencial máxima observados. O ajuste de curvas realizado para todos os casos se encontra detalhado na Tabela 9.

**Figura 23** – Variação da máxima pressão de contato prevista com os valores testados de coeficiente de atrito.



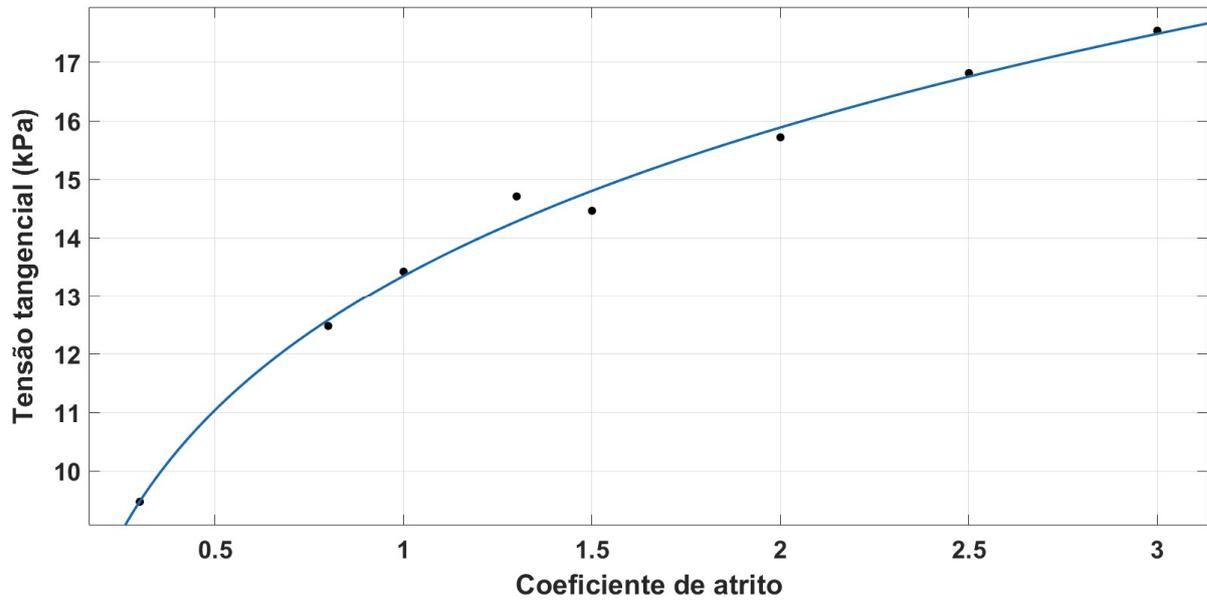
Fonte: elaborado pela autora.

**Figura 24** – Valores máximos de deslizamento para cada coeficiente de atrito analisado.



O deslizamento se dá quando a tensão de cisalhamento na interface excede um valor crítico, correspondente ao produto do coeficiente de atrito pela pressão de contato. Assim, quanto maior o coeficiente de atrito, maior a tensão crítica e menor a ocorrência de deslizamento. Fonte: elaborado pela autora.

**Figura 25** – Influência do coeficiente de atrito na máxima tensão tangencial.



A tensão tangencial aqui representada corresponde à resultante entre as direções  $x$  e  $y$ . Fonte: elaborado pela autora.

**Tabela 9** – Curvas que melhor representam os comportamentos da máxima pressão de contato, do deslizamento e da máxima tensão tangencial em função do coeficiente de atrito, para  $0,3 \leq \mu \leq 3$ .

	<b>Equação encontrada</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
Pressão de contato (kPa)	$\sigma = 1,151\mu^4 - 8,901\mu^3 + 23,54\mu^2 - 24,61\mu + 83,44$	0,9938
Deslizamento (mm)	$d = 1,91\mu^{-0,3057} - 0,3649$	0,999
Tensão tangencial (kPa)	$\tau = 25,35\mu^{0,1376} - 12$	0,9925

Fonte: elaborado pela autora.

De maneira geral, é possível observar que aumentos no coeficiente de atrito tendem a elevar a tensão tangencial e reduzir a pressão de contato e a ocorrência de deslizamentos. As oscilações detectadas na máxima pressão para coeficientes de atrito superiores a 1 mantiveram-se abaixo de 1%. Embora as tensões cisalhantes sejam menores em magnitude em comparação às pressões normais, elas apresentaram maior sensibilidade às alterações no coeficiente de atrito.

Estudos sugerem que as tensões tangenciais são no mínimo equivalentes às pressões normais como fator causador de colapso dos tecidos (LASZCZAK et al., 2016; ZHANG; ROBERTS, 1993b). Tensões cisalhantes excessivas atuando na pele e tecidos adjacentes podem romper a epiderme e obstruir os fluxos de sangue e de fluido intersticial (POLLIACK; SCHEINBERG, 2006). Além disso, o efeito de fricção repetitiva tende a desgastar e aquecer a pele, causando bolhas (SANDERS et al., 1998). Observando as relações encontradas, é possível

deduzir que o coeficiente de atrito que proporciona a melhor combinação de pressões normais e tensões tangenciais encontra-se entre 0,5 e 0,8. Entretanto, a escolha do coeficiente de atrito ideal a ser mantido na interface entre o coto e o componente protético deve levar em consideração o grau de adesão desejado (proporcionando segurança ao usuário sobretudo na etapa de balanço do ciclo da marcha) e a tolerância do indivíduo a dor. É importante destacar que o coeficiente de atrito é influenciado por fatores externos, como temperatura e umidade, e por características do indivíduo, como graus de transpiração e hirsutismo (RESTREPO; VILLARRAGA; PALACIO, 2014). Dessa forma, além do material a ser utilizado no contato com o membro, outros componentes, como lubrificantes (CAGLE et al., 2017b) e sistemas de resfriamento (WEBBER; DAVIS, 2015) ou expulsão de transpiração (KLUTE et al., 2016) também podem ser considerados para melhor controle do atrito.

## 5 CONCLUSÕES

O presente trabalho fez uso do Método de Elementos Finitos para simular a interação entre um membro remanescente de amputação transfemoral e o encaixe da prótese correspondente durante a fase de apoio do ciclo da marcha. O foco foi direcionado à busca por otimizações do soquete estudado em termos de material constituinte e coeficiente de atrito, objetivando uma configuração que proporcionasse mais conforto e durabilidade.

O modelo desenvolvido demonstrou resultados coerentes, quando comparado com estudos experimentais e computacionais similares. Dentre os quatro materiais analisados para o soquete, a fibra de carbono apresentou menor probabilidade de falha por fadiga. Entretanto, tal benefício foi acompanhado por um aumento na máxima pressão de contato, o que requer que a tolerância do usuário à dor seja verificada antes da fabricação de um soquete com tal compósito.

Aumentos progressivos no coeficiente de atrito entre o coto e o componente protético demonstraram de maneira geral a tendência de diminuir as pressões de contato (com flutuações para  $\mu > 1$ ) e aumentar as tensões tangenciais. Embora maiores atritos reduzam a ocorrência de deslizamentos, aumentando a aderência entre as superfícies em contato, tensões cisalhantes excessivas podem ocasionar úlceras de pressão. A faixa de valores  $0,5 \leq \mu \leq 0,8$  aparentou melhores combinações de esforços na interface, mas as tolerâncias individuais devem sempre ser consideradas.

Sugestões para trabalhos futuros podem ser divididas em dois campos principais: a expansão quanto aos critérios de projeto analisados e a busca por modelos mais representativos. Diferentes configurações que podem ser avaliadas quanto aos efeitos na distribuição de pressões incluem, por exemplo, modificações no tipo de soquete utilizado e na espessura da parede e a inclusão de liner no modelo. Representações mais acuradas da realidade devem, sobretudo, considerar a análise de marcha específica do usuário, obtendo com isso os carregamentos apropriados atuantes na articulação do quadril. Além disso, a construção da geometria do coto a partir do escaneamento permite considerações acerca de flutuações volumétricas no mesmo, o que não foi possível modelando o membro a partir da superfície interna do soquete.

Como contribuição ao meio acadêmico e científico, o presente trabalho deu origem a um artigo, em processo de edição para ser submetido à revista *Computer methods and programs*

*in biomedicine*, fator de impacto 2,674, qualis A1 para Engenharias IV e B1 para Engenharias III. Além disso, a eventual percepção de outras lacunas ao longo do curso da pesquisa resultou em dois projetos paralelos, ainda em desenvolvimento. A utilização de técnicas de escaneamento do coto em substituição aos tradicionais moldes de gesso para confecção do soquete já é uma realidade em alguns países desenvolvidos. Entretanto, o alto custo da tecnologia dificulta sua implementação. O primeiro estudo ramificado deste trabalho tem se preocupado com a utilização de equipamentos mais acessíveis e se propõe a analisar o *scanner* óptico 3D Sense e a câmera RGB-D Microsoft Kinect em termos de exatidão antropométrica e repetibilidade dos escaneamentos. No que se refere às propriedades mecânicas de materiais laminados compósitos, a existência de diversas fontes de variabilidade (como número de camadas, orientação das fibras e material da resina) origina uma grande gama de valores possíveis, alterando amplamente características como rigidez e resistência à tração e à torção. Assim, o segundo projeto em andamento pretende caracterizar mecanicamente de maneira mais detalhada os compósitos mais comumente utilizados em soquetes protéticos, contribuindo para maior padronização na composição dos soquetes e melhor correspondência entre as propriedades desejadas e as configurações de laminados a serem adotadas.

A pesquisa conduzida apresentou resultados preliminares acerca de diferentes critérios de projeto e seus efeitos na distribuição de pressões para um encaixe de prótese transfemoral. É clara a necessidade de projetos de soquetes customizados, voltados às necessidades individuais de cada paciente e adaptados aos seus estilos de vida. Nesse contexto, o Método de Elementos Finitos apresenta grande potencial como ferramenta de análise, permitindo estudos sistemáticos acerca da configuração que proporciona maior resistência e conforto ao usuário. Dessa forma, o MEF contribui para projetos mais confiáveis, reduz os custos de fabricação associados à metodologia tradicional e diminui a necessidade de retrabalho decorrente de encaixes malsucedidos. De maneira mais específica, os resultados obtidos durante a otimização desenvolvida possibilitam a elaboração de estratégias para manutenção do coeficiente de atrito ótimo na interface coto-prótese e a utilização de materiais cuja caracterização mecânica reflitam as propriedades de interesse.

## REFERÊNCIAS

- 3D SYSTEMS. **Support: 3D scanners**. Disponível em: <<https://www.3dsystems.com/shop/support/sense/downloads>>. Acesso em: 17 nov. 2018.
- AL-FAKIH, E. A.; ABU OSMAN, N. A.; MAHMAD ADIKAN, F. R. Techniques for interface stress measurements within prosthetic sockets of transtibial amputees: A review of the past 50 years of research. **Sensors**, v. 16, n. 7, p. 1119, 2016.
- AL-KHAZRAJI, K.; KADHIM, J.; AHMED, P. S. Effect of Reinforcement Material on Fatigue Characteristics of Trans-tibial Prosthetic Socket with PMMA Matrix. **The 4th International Scientific Conference of Salahaddin University-Su Erbil**, p. 1–9, 2011.
- ALI, I.; KUMAR, R.; SINGH, Y. Finite element modelling and analysis of trans-tibial prosthetic socket. **Global Journal of Researches in Engineering (A)**, v. 14, n. 4, 2014.
- ALI, S. **Interface Pressure Between Socket and Residual Limb in Prosthesis with Seal-in X5 and Dermo Liner During Level Ground, Stairs, and Ramp Walking**Jabatan Kejuruteraan Bioperubatan, Fakulti Kejuruteraan, Universiti Malaya, , 2015.
- AMTI. **Choosing a force plate**. Disponível em: <<https://www.amti.biz/fps-guide.aspx>>. Acesso em: 20 nov. 2018.
- ANSYS INC. **Introduction to contact**. Disponível em: <[http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301\\_ENME442\\_lab6\\_lecture.pdf](http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301_ENME442_lab6_lecture.pdf)>. Acesso em: 20 out. 2018.
- ANSYS INC. **ANSYS Mechanical APDL element reference**. Canonsburg, 2013.
- ANSYS INC. **Explore pervasive engineering simulation**. Disponível em: <<https://www.ansys.com/>>. Acesso em: 17 nov. 2018.
- ATAMTURKTUR, H. S. et al. **Model Validation and Uncertainty Quantification, Volume 3**. [s.l.] Springer, 2015.
- AUTODESK. **Autodesk Meshmixer: free software for making awesome stuff**. Disponível em: <[www.meshmixer.com/](http://www.meshmixer.com/)>. Acesso em: 14 dez. 2018.
- BAARS, E. C. T.; GEERTZEN, J. H. B. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. **Prosthetics and orthotics international**, v. 29, n. 1, p. 27–37, 2005.
- BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait & posture**, v. 26, n. 3, p. 331–342, 2007.
- BANKOFF, A. D. P. Biomechanical characteristics of the bone. In: **Human Musculoskeletal Biomechanics**. Fairborn: InTech, 2012.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6, n. 1, p. 56–61, 2011.

- BIANCO, G. et al. A comparative analysis between active and passive techniques for underwater 3D reconstruction of close-range objects. **Sensors**, v. 13, n. 8, p. 11007–11031, 2013.
- BONNAIRE, R. et al. Characterization of a pressure measuring system for the evaluation of medical devices. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 228, n. 12, p. 1264–1274, 2014.
- BRAGANÇA, S. et al. A comparison of manual anthropometric measurements with Kinect-based scanned measurements in terms of precision and reliability. **Work**, v. 59, n. 3, p. 325–339, 2018.
- BUIS, A. et al. A preliminary evaluation of a hydro-cast trans-femoral socket, a proof of concept. **Prosthetics and Orthotics Open Journal**, v. 1, n. 7, p. 1–9, 2017.
- C-MOTION. **Marker set guidelines**. Disponível em: <[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Marker\\_Set\\_Guidelines#Pelvis\\_Segment](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Marker_Set_Guidelines#Pelvis_Segment)>.
- CAGLE, J. C. et al. A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. **Medical & biological engineering & computing**, p. 1–14, 2017a.
- CAGLE, J. C. et al. Development of standardized material testing protocols for prosthetic liners. **Journal of biomechanical engineering**, v. 139, n. 4, p. 45001, 2017b.
- CAGLE, J. C. et al. Characterization of Prosthetic Liner Products for People with Transtibial Amputation. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 30, n. 4, p. 187–199, 2018.
- CAO, W. et al. The comparison of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knee under different walking speeds: A randomized cross-over trial. **Technology and Health Care**, n. Preprint, p. 1–12, 2018.
- CAPPELLO, A.; LENZI, D.; CHIARI, L. Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 42, n. 3, p. 350–355, 2004.
- CARPINTEIRO, F. A. DE A. Laser scanning system for 3D modelling of prostheses inner surface. 2014.
- CHEN, N.-Z.; LEE, W. C. C.; ZHANG, M. A numerical approach to evaluate the fatigue life of monolimb. **Medical engineering & physics**, v. 28, n. 3, p. 290–296, 2006.
- COLOMBO, G. et al. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. **Computers in Industry**, v. 61, n. 6, p. 513–523, 2010.
- COMSOL. **Finite element mesh refinement**. Disponível em: <<https://br.comsol.com/multiphysics/mesh-refinement>>. Acesso em: 15 out. 2018.
- DESSERTY, Y.; PALLARI, J. Measurements agreement between low-cost and high-level handheld 3D scanners to scan the knee for designing a 3D printed knee brace. **PloS one**, v. 13, n. 1, p. 1–14, 2018.
- DET NORSKE VERITAS. **Determination of structural capacity by non-linear FE**

**analysis methods.** Oslo: DET NORSKE VERITAS (DNV), 2013.

DHATT, G.; LEFRANÇ, E.; TOUZOT, G. **Finite element method.** Hoboken: John Wiley & Sons, 2012.

DICKINSON, A. S.; STEER, J. W.; WORSLEY, P. R. Finite element analysis of the amputated lower limb: a systematic review and recommendations. **Medical Engineering and Physics**, v. 43, p. 1–18, 2017.

DJEBLI, A. et al. Experimental Analysis and Damage Modeling of High-Density Polyethylene under Fatigue Loading. **Acta Mechanica Solida Sinica**, v. 29, n. 2, p. 133–144, 2016.

DUCHEMIN, L. et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. **Medical engineering & physics**, v. 30, n. 3, p. 321–328, 2008.

DUMAS, R.; AISSAOUI, R.; DE GUISE, J. A. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 7, n. 3, p. 159–166, 2004.

DUMAS, R.; BRÅNEMARK, R.; FROSSARD, L. Gait analysis of transfemoral amputees: errors in inverse dynamics are substantial and depend on prosthetic design. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 25, n. 6, p. 679–685, 2017.

DUMAS, R.; CHEZE, L.; FROSSARD, L. Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: comparison of inverse dynamics and direct measurements. **Gait & posture**, v. 30, n. 4, p. 560–562, 2009.

DUMBLETON, T. et al. Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 46, n. 3, 2009.

EITEL, J. **Carbon Fiber: The More You Know, the More You Can Do.** Disponível em: <[https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2013-07\\_10](https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2013-07_10)>.

ESQUENAZI, A. Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 25, n. 1, p. 153–167, 2014.

ESQUENAZI, A.; WIKOFF, E.; LUCAS, M. Amputation rehabilitation. **Physical Medicine and Rehabilitation—The Complete Approach.** Blackwell Science, p. 1744–1760, 2000.

FAUSTINI, M. C. et al. An experimental and theoretical framework for manufacturing prosthetic sockets for transtibial amputees. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 14, n. 3, p. 304–310, 2006.

FITZSIMONS, T. **Amputee gait analysis and training.** Disponível em: <[http://www.austpar.com/portals/gait/transfemoral\\_biomechanics.php](http://www.austpar.com/portals/gait/transfemoral_biomechanics.php)>. Acesso em: 15 out. 2018.

FRAUZIOLS, F. et al. In vivo identification of the passive mechanical properties of deep soft tissues in the human leg. **Strain**, v. 52, n. 5, p. 400–411, 2016.

FROSSARD, L. et al. Development and preliminary testing of a device for the direct measurement of forces and moments in the prosthetic limb of transfemoral amputees during activities of daily living. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 15, n. 4, p. 135–142, 2003.

GALLI, C. A. **Caracterização das Propriedades Mecânicas de Compósitos de Matriz de Epóxi com Fibras de Carbono Unidirecionais** Universidade Federal do Rio de Janeiro, , 2016.

GINESTRA, P. S.; CERETTI, E.; FIORENTINO, A. Potential of modeling and simulations of bioengineered devices: endoprostheses, prostheses and orthoses. **Journal of Engineering in Medicine**, p. 1–32, 2016.

GOH, J. C. H. et al. Development of an integrated CAD-FEA process for below-knee prosthetic sockets. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 623–629, 2005.

HALSNE, E. G.; WADDINGHAM, M. G.; HAFNER, B. J. Long-term activity in and among persons with transfemoral amputation. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 50, n. 4, 2013.

HANGER CLINIC. **Insignia laser scanning**. Disponível em: <<http://www.hangerclinic.com/limb-loss/resources/what-to-expect/Pages/Insignia-Laser-Scanning.aspx>>. Acesso em: 2 out. 2018.

HEESEWIJK, A. VAN et al. A finite element study of the contact interface between transfemoral prosthetic socket and residual limb – an accurate finite element model inclusive of prosthetic liner and socket factors. **8th World Congress of Biomechanics**, 2018.

HELGASON, B. et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. **Clinical biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 135–146, 2008.

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B. **Brunnstrom's clinical kinesiology**. Filadélfia: FA Davis, 2011.

JCHOSPITALAR. **Qualisys Motion Capture Systems**. Disponível em: <<https://jchospitalar.com.br/carci/qualisys-motion-capture-systems/>>. Acesso em: 24 jun. 2018.

JECIĆ, S.; DRVAR, N. The assessment of structured light and laser scanning methods in 3D shape measurements. **4th International Congress of Croatian Society of Mechanics**, 2003.

JIA, X.; ZHANG, M.; LEE, W. C. C. Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1371–1377, 2004.

JOSHI, M. G. et al. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 12, p. 1655–1662, 2000.

KAHLE, J. T. et al. The effects of vacuum-assisted suspension on residual limb physiology, wound healing, and function: a systematic review. **Technology & Innovation**, v. 15, n. 4, p. 333–341, 2014.

KAHLE, J. T.; HIGHSMITH, M. J. Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: Ischial containment versus brimless. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 50, n. 9, p. 1241–1252, 2013.

KARATSIDIS, A. et al. Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. **Sensors**, v. 17, n. 1, p. 75, 2016.

KISHNER, S. **Gait analysis after amputation**. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/1237638-overview>>. Acesso em: 7 jan. 2018.

KLUTE, G. K. et al. Prosthesis management of residual-limb perspiration with subatmospheric vacuum pressure. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 53, n. 6, p. 721–729, 2016.

KOEHLER, S. R.; DHAHER, Y. Y.; HANSEN, A. H. Cross-validation of a portable, six-degree-of-freedom load cell for use in lower-limb prosthetics research. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 6, p. 1542–1547, 2014.

KOVACIC, I.; RADOMIROVIC, D.; ZUKOVIC, M. Tree vibrations: Determining oscillatory properties by using infra-red marker-tracking system. **Urban Forestry & Urban Greening**, 2018.

LACROIX, D.; PATIÑO, J. F. R. Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 39, n. 12, p. 2972–2983, 2011.

LASZCZAK, P. et al. A pressure and shear sensor system for stress measurement at lower limb residuum/socket interface. **Medical engineering & physics**, v. 38, n. 7, p. 695–700, 2016.

LEE, H.-H. **Finite element simulations with ANSYS Workbench 17**. Mission: SDC publications, 2017.

LEE, V. S. P.; SOLOMONIDIS, S. E.; SPENCE, W. D. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees—A preliminary study. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 211, n. 2, p. 167–180, 1997.

LEE, W. C. C. et al. Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. **Medical Engineering and Physics**, v. 26, n. 8, p. 655–662, 2004.

LEE, W. C. C.; ZHANG, M. Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: a preliminary study. **Medical Engineering and Physics**, v. 29, p. 923–929, 2007.

LENKA, P.; KUMAR, R. Gait comparisons of trans tibial amputees with six different prosthetic feet in developing countries. **Department of R&D, NIOH, Kolkata, India**, p. 8–14, 2010.

LIN, C.-C. et al. Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: a finite element contact model. **Medical Engineering and Physics**, v. 26, n. 1, p. 1–9, 2004.

LIU, G.-R.; QUEK, S. S. **The finite element method: a practical course**. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2013.

MAHJOOB, M.; ALAMEER, A. K. A. Material Characterization and Fatigue Analysis of Lower Limb Prosthesis Materials. **Association of Arab Universities Journal of Engineering Sciences (PISSN: 1726-4081)**, v. 25, n. 3, p. 137–154, 2018.

MAIER, C.; CALAFUT, T. **Polypropylene: the definitive user's guide and databook**. Norwich: William Andrew, 1998.

MAK, A. F. T.; ZHANG, M.; BOONE, D. A. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 38, n. 2, p. 161–174, 2001.

MARASOVIĆ, T.; CECIĆ, M.; ZANCHI, V. Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait. **WSEAS transactions on systems**, v. 8, n. 9, p. 1105–1114, 2009.

MARSHALL, C.; STANSBY, G. Amputation and rehabilitation. **Surgery (Oxford)**, v. 28, n. 6, p. 284–287, 2010.

MATHWORKS. **MATLAB**. Disponível em:  
<<https://www.mathworks.com/products/matlab.html>>. Acesso em: 17 nov. 2018.

MINER, M. A. Estimation of fatigue life with particular emphasis on cumulative damage. **Metal Fatigue**, p. 278–289, 1959.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes estratégicas**. Disponível em:  
<<http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/pacsauade/diretrizes.php>>. Acesso em: 3 jan. 2018.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção**. Brasília: [s.n.]. Disponível em:  
<[http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/confecao\\_manutencao\\_orteses\\_proteses.pdf](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/confecao_manutencao_orteses_proteses.pdf)>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **SIHSUS**. Disponível em:  
<<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>>. Acesso em: 3 jan. 2018a.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Reabilitação: Oficinas Ortopédicas**. Disponível em:  
<<http://portalquivos2.saude.gov.br/images/pdf/2017/junho/30/relacao-endereco-oficina-ortopedica.pdf>>. Acesso em: 12 jan. 2018b.

MINISTÉRIO DOS DIREITOS HUMANOS. **Ações por município**. Disponível em:  
<<http://www.mdh.gov.br/assuntos/pessoa-com-deficiencia/observatorio/acoes>>. Acesso em: 3 jan. 2018.

MOINEAU, B. **Analyses des pressions à l'interface moignon-emboiture de la prothèse chez le patient amputé fémoral**. [s.l.] Université de Grenoble, 2014.

NEUMANN, E. S. et al. Transducer-based comparisons of the prosthetic feet used by transtibial amputees for different walking activities: a pilot study. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 36, n. 2, p. 203–216, 2012.

NEUMANN, E. S.; WONG, J. S.; DROLLINGER, R. L. Concepts of pressure in an ischial

containment socket: measurement. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 17, n. 1, p. 2–11, 2005.

NIA TECHNOLOGIES. **3D PrintAbility**. Disponível em: <<https://niatech.org/technology/3d-printability/>>. Acesso em: 30 set. 2018.

OOMENS, C. W. J.; LOERAKKER, S.; BADER, D. L. The importance of internal strain as opposed to interface pressure in the prevention of pressure related deep tissue injury. **Journal of tissue viability**, v. 19, n. 2, p. 35–42, 2010.

OTTOBOCK. **Downloads**. Disponível em: <<https://professionals.ottobockus.com/Downloads>>. Acesso em: 27 set. 2018.

PATERNÒ, L. et al. Sockets for limb prostheses: a review of existing technologies and open challenges. **IEEE transactions on biomedical engineering**, v. 65, n. 9, p. 1996–2010, 2018.

PERRY, J.; DAVIDS, J. R. Gait analysis: normal and pathological function. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 12, n. 6, p. 815, 1992.

PIROUZI, G. et al. Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. **The Scientific World Journal**, v. 2014, 2014.

POLLIACK, A. A. et al. Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. **Prosthetics and orthotics international**, v. 24, n. 1, p. 63–73, 2000.

POLLIACK, A. A.; SCHEINBERG, S. A new technology for reducing shear and friction forces on the skin: implications for blister care in the wilderness setting. **Wilderness & environmental medicine**, v. 17, n. 2, p. 109–119, 2006.

PORTNOY, S. et al. Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: a new tool for prosthetic fitting. **Annals of biomedical engineering**, v. 35, n. 1, p. 120–135, 2007.

PORTNOY, S. et al. Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 9, p. 1897–1909, 2008.

PORTNOY, S. et al. Surgical and morphological factors that affect internal mechanical loads in soft tissues of the transtibial residuum. **Annals of biomedical engineering**, v. 37, n. 12, p. 2583, 2009.

PORTNOY, S. et al. Real-time subject-specific analyses of dynamic internal tissue loads in the residual limb of transtibial amputees. **Medical Engineering and Physics**, v. 32, n. 4, p. 312–323, 2010.

PSONAK, R. **Transfemoral prostheses**. Disponível em: <<https://musculoskeletalkey.com/transfemoral-prostheses/>>. Acesso em: 5 jan. 2018.

QUADRANT. **Quadrant EPP Proteus HDPE**. Disponível em: <<https://www.piedmontplastics.com/resources/literatures/view/quadrant-epp-proteusR-hdpe>>. Acesso em: 21 out. 2018.

QUALISYS. **Force plates**. Disponível em: <<https://www.qualisys.com/integrations/force->

plates/>. Acesso em: 16 nov. 2018.

RAMÍREZ, J. F. et al. Analysis of bone demineralization due to the use of exoprosthesis by comparing Young's Modulus of the femur in unilateral transfemoral amputees. **Prosthetics and orthotics international**, v. 35, n. 4, p. 459–466, 2011.

RAMÍREZ, J. F.; MUÑOZ, E. J.; VÉLEZ, J. A. Algorithm for the prediction of the reactive forces developed in the socket of transfemoral amputees. **Dyna**, v. 79, n. 173, p. 89–95, 2012.

RAMÍREZ, J. F.; VÉLEZ, J. A. Incidence of the boundary condition between bone and soft tissue in a finite element model of a transfemoral amputee. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 36, n. 4, p. 405–414, 2012.

RASHID, A. **Finite element modeling of contact problems** Linköping University Electronic Press, , 2016.

REMONDINO, F. From point cloud to surface: the modeling and visualization problem. **International Archives of photogrammetry, Remote Sensing and spatial information sciences**, v. 34, 2003.

RESTREPO, V.; VILLARRAGA, J.; PALACIO, J. P. Stress reduction in the residual limb of a transfemoral amputee varying the coefficient of friction. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 26, n. 4, p. 205–211, 2014.

RIETMAN, J. S.; POSTEMA, K.; GEERTZEN, J. H. B. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. **Prosthetics and orthotics international**, v. 26, n. 1, p. 50–57, 2002.

SANDERS, J. E. et al. Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 35, p. 161–176, 1998.

SANDERS, J. E. et al. Testing of elastomeric liners used in limb prosthetics: classification of 15 products by mechanical performance. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 41, n. 2, 2004.

SANDERS, J. E. et al. Changes in interface pressures and shear stresses over time on trans-tibial amputee subjects ambulating with prosthetic limbs: comparison of diurnal and six-month differences. **Journal of biomechanics**, v. 38, p. 1566–1573, 2005.

SANDERS, J. E. et al. Clinical utility of in-socket residual limb volume change measurement: Case study results. **Prosthetics and orthotics international**, v. 33, n. 4, p. 378–390, 2009.

SANDERS, J. E.; FATONE, S. Residual limb volume change: systematic review of measurement and management. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 48, n. 8, p. 949–986, 2011.

SCHMIDT, R. **PrintAbility project**. Disponível em: <<http://www.rms80.com/prosthetics/>>. Acesso em: 2 out. 2018.

SEGAL, A. D. et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. **Journal of Rehabilitation Research &**

**Development**, v. 43, n. 7, 2006.

SEMINATI, E. et al. Validity and reliability of a novel 3D scanner for assessment of the shape and volume of amputees' residual limb models. **PloS one**, v. 12, n. 9, p. e0184498, 2017.

SENGEH, D. M. et al. Multi-material 3-D viscoelastic model of a transtibial residuum from in-vivo indentation and MRI data. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 59, p. 379–392, 2016.

SHEN, C. L.; WIRSCHING, P. H.; CASHMAN, G. T. Design curve to characterize fatigue strength. **Journal of Engineering Materials and Technology**, v. 118, n. 4, p. 535–541, 1996.

SILVA, M. G.; MOREIRA, P. V. S.; ROCHA, H. M. Development of a low cost force platform for biomechanical parameters analysis. **Research on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 3, p. 259–268, 2017.

SIMSCALE. **What are boundary conditions?** Disponível em: <<https://www.simscale.com/docs/content/simwiki/numerics/what-are-boundary-conditions.html>>. Acesso em: 17 nov. 2018.

SORDO, G.; LORENZELLI, L. Design of a novel tri-axial force sensor for optimized design of prosthetic socket for lower limb amputees. **2016 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP)**, p. 1–4, 2016.

SPACECLAIM CORPORATION. **SpaceClaim**. Disponível em: <<http://www.spaceclaim.com/en/default.aspx>>. Acesso em: 17 nov. 2018.

SURAPUREDDY, R. **Predicting pressure distribution between transfemoral prosthetic socket and residual limb using finite element analysis**. [s.l.] University of North Florida, 2014.

SURER, E.; KOSE, A. Methods and technologies for gait analysis. In: **Computer Analysis of Human Behavior**. Londres: Springer, 2011. p. 105–123.

TEKSCAN. **F-Socket system**. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-socket-system>>. Acesso em: 10 out. 2018.

THOMPSON, M. K.; THOMPSON, J. M. **ANSYS mechanical APDL for finite element analysis**. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2017.

TÖNÜK, E.; SILVER-THORN, M. B. Nonlinear viscoelastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues. **Journal of biomechanical engineering**, v. 126, n. 2, p. 289–300, 2004.

VICECONTI, M. et al. The 'standardized femur program' proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1241, 1996.

VICON MOTION SYSTEMS. **Plug-in Gait reference guide**. Oxford: [s.n.].

WEBBER, C. M.; DAVIS, B. L. Design of a novel prosthetic socket: Assessment of the

- thermal performance. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 7, p. 1294–1299, 2015.
- WENTINK, E. C. et al. Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 87, 2013.
- WHITTLE, M. W. Gait analysis. In: **The Soft Tissues**. [s.l.] Elsevier, 1993. p. 187–199.
- WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait** University of Waterloo Press, , 1987.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2009.
- WOODBURN, J.; BARKER, S.; HELLIWELL, P. S. A randomized controlled trial of foot orthoses in rheumatoid arthritis. **The Journal of rheumatology**, v. 29, n. 7, p. 1377–1383, 2002.
- WU, C. et al. A proposal for the pre-evaluation protocol of below-knee socket design-integration pain tolerance with finite element analysis. **Journal of the Chinese Institute of Engineers**, v. 26, n. 6, p. 853–860, 2003.
- YANG, K.-H. **Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics**. [s.l.] Academic Press, 2017.
- ZEA, J. A. V.; GÓEZ, L. M. B.; OSSA, J. A. V. Relación entre la longitud del miembro residual y la distribución de esfuerzos sobre el muñón para amputados transfemorales. **Revista EIA**, v. 12, n. 23, p. 107–115, 2015.
- ZHANG, L. et al. Finite element analysis of the contact interface between trans-femoral stump and prosthetic socket. **35th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, p. 1270–1273, 2013.
- ZHANG, M.; MAK, A. F. T.; ROBERTS, V. C. Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. **Medical Engineering and Physics**, v. 20, p. 360–373, 1998.
- ZHANG, M.; ROBERTS, C. Development of a nonlinear finite element model for analysis of stump/socket interface stresses in below-knee amputee. **WIT Transactions on Biomedicine and Health**, v. 1, 1993a.
- ZHANG, M.; ROBERTS, V. C. The effect of shear forces externally applied to skin surface on underlying tissues. **Journal of biomedical engineering**, v. 15, n. 6, p. 451–456, 1993b.