



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Caio Oliva Morgado Ferreira

**Avaliação do Desempenho de Prótese de Joelho com Dinâmica Multicorpo: Um
Modelo Musculoesquelético de Membros Inferiores**

Florianópolis
2025

Caio Oliva Morgado Ferreira

Avaliação do Desempenho de Prótese de Joelho com Dinâmica Multicorpo: Um Modelo Musculoesquelético de Membros Inferiores

Trabalho de Conclusão do Curso de graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Mecânica.
Orientador: Prof. Eduardo Alberto Fancello, Dr
Coorientador: MSc. José Luis M. Thiesen

Florianópolis
2025

Ficha catalográfica gerada por meio de sistema automatizado gerenciado pela BU/UFSC.
Dados inseridos pelo próprio autor.

Ferreira, Caio Oliva Morgado
Avaliação do desempenho de prótese de joelho com dinâmica
multicorpo: um modelo musculoesquelético de membros
inferiores / Caio Oliva Morgado Ferreira ; orientador,
Eduardo Alberto Fancello, coorientador, José Luis
Medeiros Thiesen, 2025.
83 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,
Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2025.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Engenharia biomecânica. 3.
Dinâmica multicorpo. 4. Próteses de joelho . 5. Modelos
musculoesqueléticos. I. Fancello, Eduardo Alberto . II.
Thiesen, José Luis Medeiros. III. Universidade Federal de
Santa Catarina. Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Caio Oliva Morgado Ferreira

Avaliação do Desempenho de Prótese de Joelho com Dinâmica Multicorpo: Um Modelo Musculoesquelético de Membros Inferiores

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para a obtenção do Título de Engenheiro Mecânico e aprovado em sua forma final pela Comissão Examinadora e pelo Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 4 de Agosto de 2025

Prof. Antonio Carlos Valdiero, Dr
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Eduardo Alberto Fancello, Dr
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

Concluir este trabalho representa um marco importante, que reflete não apenas o meu esforço, mas também o apoio e a contribuição de muitas pessoas que, de alguma forma, fizeram parte dessa jornada.

Aos meus pais, João e Wlândia, meu porto seguro e maiores exemplos de vida: obrigado por nunca medirem esforços para que eu pudesse seguir meus sonhos. Por aplaudirem tão alto, nunca percebi quem não aplaudia. Obrigado por serem minha base e por nunca deixarem que eu duvidasse da minha capacidade. Eu amo vocês mais do que sou capaz de expressar.

Aos meus irmãos, Bruno e Rafael, pela presença constante, mesmo à distância. Sou imensamente grato por tê-los como família.

À minha namorada, Elisa, meu amor, minha calma em meio ao caos. Obrigado por caminhar ao meu lado durante grande parte dessa jornada, por segurar minha mão quando tudo parecia difícil, e por celebrar comigo cada pequena vitória. Seu apoio, paciência e fé em mim foram fundamentais. Nada disso teria o mesmo sentido sem você.

Ao meu orientador, professor Eduardo Fancello, agradeço pelos valiosos ensinamentos e pela orientação durante meu período como bolsista no GRANTE. Ao José Luis Thiesen, minha gratidão pelo suporte e dedicação ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos, de Belém, Jaraguá do Sul, Florianópolis e da Alemanha, obrigado por fazerem parte da minha caminhada e tornarem essa trajetória mais leve e significativa.

Por fim, ao meu companheiro de quatro patas, Alaska, obrigado por cada lambida carinhosa e por cada olhar cheio de amor incondicional.

*“ A mente que se abre a uma nova ideia
jamais volta ao seu tamanho original.”
(Oliver Wendell Holmes)*

RESUMO

As próteses de joelho são amplamente utilizadas no tratamento de artroses avançadas e outras patologias degenerativas. Contudo, sua durabilidade e desempenho mecânico ainda apresentam desafios significativos, especialmente em movimentos dinâmicos e de alto impacto. A compreensão das forças articulares que atuam sobre esses implantes é essencial para otimizar seu design e avaliar sua confiabilidade biomecânica. Neste contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um modelo musculoesquelético dos membros inferiores com uma prótese de joelho do tipo semi-constrita, utilizando a abordagem de Dinâmica Multicorpo por meio do software OpenSim. O objetivo principal é estimar as forças de contato articulares durante o movimento de levantar-se ao estar sentado, buscando avaliar o desempenho da prótese. A fundamentação teórica baseia-se no formalismo dinâmico clássico, que inclui o princípio de Hamilton e as equações de Lagrange, possibilitando a análise sistemática das etapas de cinemática e dinâmica inversas. O modelo numérico é calibrado com dados experimentais da base OrthoLoad e inclui superfícies de contato entre os componentes protéticos modeladas com o *Elastic Foundation Model*. Os resultados evidenciam a influência do posicionamento do componente femoral nas forças de reação, tendo configurações com certa compatibilidade com os dados experimentais. Conclui-se que o modelo proposto representa a interação entre a prótese e o sistema musculoesquelético, configurando-se como ferramenta promissora para a avaliação pré-clínica de implantes ortopédicos.

Palavras-chave: Dinâmica multicorpo. Prótese de Joelho. Biomecânica. Forças articulares.

ABSTRACT

Knee prostheses are widely used in the treatment of advanced osteoarthritis and other degenerative joint diseases. However, their durability and mechanical performance still pose significant challenges, especially during dynamic and high-impact movements. Understanding the joint forces acting on these implants is essential for optimizing their design and evaluating their biomechanical reliability. In this context, this work presents the development and evaluation of a musculoskeletal model of the lower limbs with a posterior-stabilized knee prosthesis, using the Multibody Dynamics approach through the OpenSim software. The main objective is to estimate the articular contact forces during the sit-to-stand movement, aiming to assess the performance of the prosthesis. The theoretical foundation is based on classical dynamics formalism, including Hamilton's principle and Lagrange's equations, enabling a systematic analysis of inverse kinematics and dynamics steps. The numerical model is calibrated with experimental data from the OrthoLoad database and includes contact surfaces between prosthetic components modeled using the Elastic Foundation Model. The results highlight the influence of the femoral component positioning on the reaction forces, with some configurations showing compatibility with experimental data. It is concluded that the proposed model realistically represents the interaction between the prosthesis and the musculoskeletal system, making it a promising tool for the preclinical evaluation of orthopedic implants.

Keywords: Multibody dynamics. Knee prosthesis. Biomechanics. Joint contact forces.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de prótese primária	14
Figura 2 – Exemplo de prótese semi-constrita	14
Figura 3 – Exemplo de prótese constrita	15
Figura 4 – Fluxo de trabalho para uma análise baseada na formulação de DM .	20
Figura 5 – Círculo obtido como a interseção de duas esferas centradas na junta 1 e no efeitor final com raios iguais aos comprimentos dos elos apro- priados	23
Figura 6 – Interface principal do Software Opensim	30
Figura 7 – Representação da unidade músculo-tendão baseada no modelo de Hill.	31
Figura 8 – Esquema do modelo analítico planar 2R resolvido	33
Figura 9 – Modelo 2R criado no software OpenSim	35
Figura 10 – Processo feito no GeoGebra para obtenção das coordenadas dos marcadores do modelo	36
Figura 11 – Resultados Cinemática Inversa - Analítico x OpenSim	36
Figura 12 – Resultados Dinâmica Inversa - Analítico x OpenSim	37
Figura 13 – Vistas da prótese de joelho PS utilizada no modelo global do OpenSim	38
Figura 14 – Modelo de membros inferiores com prótese de joelho criado para o trabalho	39
Figura 15 – Exemplo de dados de experimentos realizados pelo Orthoload . . .	42
Figura 16 – Processo de calibração dentro do OpenCap	44
Figura 17 – Exemplo de gravação de movimento realizada no programa OpenCap	45
Figura 18 – Resultados da análise de sensibilidade da rigidez na formulação do contato	47
Figura 19 – Prótese com o sistema de coordenadas inserido para a visualização do referencial adotado	48
Figura 20 – Resultados para a configuração original da avaliação da altura (me- dida y) do componente femoral em relação ao platô tibial	49
Figura 21 – Resultados para a configuração 1 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial	50
Figura 22 – Resultados para a configuração 2 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial	51
Figura 23 – Resultados para a configuração 3 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial	52
Figura 24 – Resultados para a configuração 4 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial	53
Figura 25 – Divisão entre contato medial e lateral da prótese	54

Figura 26 – Resultados da avaliação do angulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup original	55
Figura 27 – Resultados da avaliação do angulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 5	56
Figura 28 – Resultados da avaliação do angulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 6	57
Figura 29 – Resultados da avaliação do angulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 7	58
Figura 30 – Resultados da avaliação do angulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 8	59
Figura 31 – Resultados da comparação final do modelo numérico com o experimental do Orthoload	61
Figura 32 – Porcentagens dos carregamentos medial e lateral do modelo durante o movimento	62
Figura A.1–Etapa de inserção de corpos rígidos no modelo	71
Figura A.2–Modelo com todos os corpos rígidos	71
Figura A.3–Etapa de inserção das articulações no modelo	72
Figura A.4–Etapa de inserção dos pontos de origem, inserção e intermediários dos músculos	73
Figura A.5–Exemplo de inserção do músculo. Músculo rectus femoris	74
Figura A.6–Modelo com todos os pontos de músculos (esquerda), e com todos os músculos inseridos (direita)	75
Figura A.7–Inserção das malhas de contato no modelo	76
Figura A.8–Exemplo de estrutura de código para inserção do EFM no modelo do OpenSim	77
Figura A.9–Processo de inserção dos marcadores no modelo	78
Figura A.10–Menu da ferramenta de <i>Scaling</i>	79
Figura A.11–Menu da ferramenta de cinemática inversa	79
Figura A.12–Menu da ferramenta de dinâmica inversa	80
Figura A.13–Menu da ferramenta da otimização estática	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATJ	Artroplastia total de joelho
DM	Dinâmica Multicorpo
EFM	Modelo de Fundação Elástica
FD	Dinâmica Direta
FEA	Análise de Elementos Finitos
FK	Cinemática Direta
GDL	Graus de Liberdade
ID	Dinâmica Inversa
IK	Cinemática Inversa
TRC	Arquivo de coordenadas de marcadores

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	12
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	15
2	OBJETIVOS E MOTIVAÇÃO	17
2.1	OBJETIVOS	17
2.1.1	Objetivo Geral	17
2.1.2	Objetivos Específicos	17
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
3.1	FLUXO DE UMA ANÁLISE DE DINÂMICA MULTICORPO	20
3.1.1	Scaling	20
3.1.2	Cinemática Inversa	21
3.1.3	Dinâmica Inversa	23
3.1.3.1	Princípio de Hamilton e Equações de Lagrange	24
3.1.4	Otimização Estática	27
4	OPENSIM	29
4.0.1	Introdução	29
4.0.2	Modelos Musculoesqueléticos no OpenSim	30
4.0.3	Simulações Dinâmicas no OpenSim	32
4.0.4	Modelo Analítico x OpenSim	33
5	MODELO NUMÉRICO - MEMBROS INFERIORES COM PRÓTESE DE JOELHO	38
5.1	GEOMETRIAS	38
5.2	CONTATO	40
5.3	CRIAÇÃO DO MOVIMENTO	43
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
6.0.1	Influência da Rigidez do Modelo de Contato	46
6.1	INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DA PRÓTESE	48
6.2	MODELO CALIBRADO E COMPARAÇÃO FINAL COM ORTHOLOAD	60
7	CONCLUSÕES	63
7.0.1	Sugestões de trabalhos futuros	64
	Referências	66
	APÊNDICE A – CRIAÇÃO DO MODELO NO SOFTWARE - TUTORIAL	70
	ANEXO A – LISTA DE MÚSCULOS DO MODELO	82

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Nas últimas décadas, a biomecânica computacional tem avançado significativamente no desenvolvimento de modelos capazes de complementar e expandir as investigações experimentais. A integração desses modelos com a prática clínica tem permitido prever falhas em dispositivos médicos, bem como auxiliar no desenvolvimento de intervenções terapêuticas mais eficazes (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015). Nesse contexto, a Dinâmica Multicorpo (DM) destaca-se como uma abordagem promissora para a simulação de sistemas biomecânicos que envolvem o movimento humano.

A DM é uma metodologia que permite representar sistemas mecânicos compostos por múltiplos corpos rígidos ou flexíveis interconectados por juntas, atuadores, forças externas e internas. Essa abordagem é particularmente útil na biomecânica, pois os segmentos corporais – como fêmur, tíbia e patela – podem ser modelados como corpos rígidos, e as articulações como restrições mecânicas que impõem graus de liberdade específicos ao sistema. De acordo com Delp *et al.* (2007), ao utilizar métodos de cinemática e dinâmica inversas e otimização estática, é possível reconstruir movimentos a partir de dados experimentais e estimar forças articulares e musculares envolvidas no gesto motor.

Um dos principais ambientes computacionais para aplicação de DM na biomecânica é o OpenSim, um software de código aberto desenvolvido inicialmente pela Universidade de Stanford. O OpenSim permite a criação de modelos musculoesqueléticos personalizados e simulações avançadas que incluem desde o cálculo de cinemática inversa até a otimização estática para estimativa de forças musculares (SETH *et al.*, 2018). Essas ferramentas são fundamentais para análises clínicas, estudos de reabilitação e avaliação de dispositivos protéticos, pois oferecem uma estimativa confiável do ambiente dinâmico interno de articulações humanas, algo extremamente difícil de se medir de forma invasiva.

A DM permite uma análise em diferentes níveis de complexidade: desde modelos planos com poucos graus de liberdade até modelos tridimensionais completos com representação detalhada da musculatura, ligamentos e contatos articulares. A capacidade de reproduzir movimentos reais com alta fidelidade a partir de dados capturados por câmeras ou sensores inerciais é uma das grandes vantagens da DM sobre abordagens puramente analíticas ou baseadas apenas em ensaios laboratoriais

Apesar dessa robustez, a DM sozinha não fornece informações sobre os estados locais de tensão e deformação em estruturas como ossos ou próteses. Para essas análises, é necessário recorrer à Análise de Elementos Finitos (FEA), uma técnica consolidada para avaliação estrutural. A integração entre DM e FEA tem se mostrado uma abordagem eficaz para simular sistemas biomecânicos complexos, permitindo

uma análise mais precisa das interações dinâmicas e estruturais. Essa combinação é particularmente útil na avaliação de sistemas musculoesqueléticos, onde as interações entre componentes rígidos e flexíveis desempenham um papel crucial.

Podem se citar alguns exemplos desta afirmação: Remus *et al.* (2023) desenvolveram um modelo híbrido ativo da coluna lombo-sacral que integra DM e FEA para simular padrões de ativação muscular e cargas internas sob diferentes posturas e cargas.

No campo da biomecânica do joelho, Kebbach *et al.* (2020) realizaram uma análise de simulação musculoesquelética para investigar o impacto do design e posicionamento do componente patelar na dinâmica articular após substituição do joelho, utilizando modelos DM acoplados com FEA.

Yu *et al.* (2020) propuseram um modelo computacional que acopla segmentos de DM e FEA para avaliar lesões na cabeça/cérebro em colisões entre veículos e pedestres, demonstrando a aplicabilidade dessa abordagem em estudos acerca da segurança.

Esses estudos evidenciam a versatilidade e eficácia desse acoplamento na análise de sistemas biomecânicos, permitindo uma compreensão mais aprofundada do comportamento dinâmico e estrutural do corpo humano em diferentes contextos. Nesse contexto, destaca-se a importância da Artroplastia total de joelho (ATJ), um procedimento amplamente realizado para restaurar a função articular em pacientes com desgaste avançado na articulação do joelho, cuja avaliação biomecânica também pode se beneficiar da integração entre DM e FEA.

A ATJ é uma solução cirúrgica eficaz para pacientes com desgaste articular avançado, especialmente nos casos de osteoartrite, artrite reumatoide ou deformidades severas. Trata-se de uma substituição das superfícies desgastadas do joelho por uma prótese, que é composta por componentes metálicos e poliméricos, e pode ter diferentes designs para determinados tipos de pacientes. Os objetivos principais de uma cirurgia de ATJ são aliviar a dor e a inflamação do joelho, restaurar a função do joelho, para que o paciente retorne às atividades cotidianas, melhorando a qualidade de vida do mesmo, reduzindo suas limitações (TOKGOZ *et al.*, 2023).

Os tipos de próteses de joelho são geralmente classificados com base no grau de restrição ou estabilidade que oferecem:

- Prótese não constricta (primária):

Próteses retentoras do ligamento cruzado posterior; é a prótese mais utilizada, compatível com pessoas que tenham o joelho com a superfície articular prejudicada, mas com funcionamento do ligamento cruzado posterior, mantendo parte da biomecânica natural do joelho. A Fig. 1 apresenta a prótese, onde é notória a presença do ligamento cruzado posterior e a remoção do cruzado anterior.

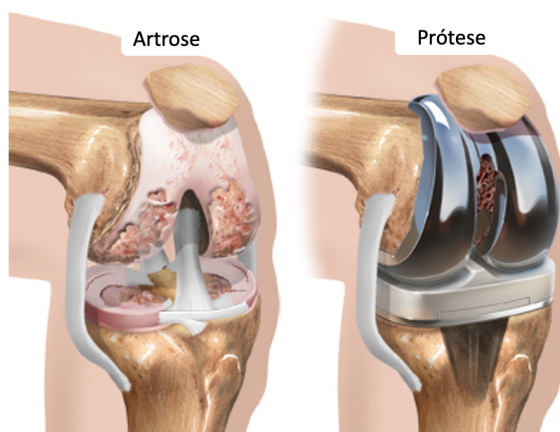


Figura 1 – Esquema de prótese primária

Fonte: Clínica SportsMed (2025)

- Prótese semi-constrita ou de revisão:

Esse tipo de prótese se caracteriza pela remoção de ambos os ligamentos cruzados — anterior e posterior — exigindo, assim, um mecanismo alternativo de estabilização da articulação. Para isso, incorpora-se um "poste" na tíbia que se articula com uma "came" no fêmur, substituindo a função estabilizadora normalmente exercida pelos ligamentos. Devido a esse mecanismo localizado na região posterior do joelho, essa prótese é denominada Posteriormente Estabilizada (PS). Este é o tipo de prótese que será analisado no presente trabalho. A Fig. 2 apresenta um exemplo de prótese PS.



Figura 2 – Exemplo de prótese semi-constrita

Fonte: Ortonom Medikal Ürünleri San. ve Tic. Ltd. Şti. (2025)

- Próteses constritas ou em dobradiça (*Hinged Prosthesis*):

Tem conexão rígida entre os componentes, usada quando há perda ligamentar total. Bem mais rígida que os outros tipos, limitando até certos movimen-

tos, é utilizada em casos de instabilidade severa ou em revisões múltiplas. A Fig. 3 apresenta esse tipo de prótese.



Figura 3 – Exemplo de prótese constricta

Fonte: Baumer S.A. (2025)

Movimentos como subir escadas, agachar ou levantar-se de uma cadeira podem induzir condições de carregamento severas, difíceis de serem reproduzidas em experimentos laboratoriais. Nesses casos, o uso de simulações computacionais se torna uma alternativa viável e segura para avaliar o desempenho protético sob cenários extremos. Essa abordagem permite não apenas identificar possíveis pontos de falha, mas também propor melhorias no design e na escolha de materiais.

Neste contexto, o presente trabalho propõe uma abordagem integrada utilizando a modelagem musculoesquelética baseada em dinâmica de corpos múltiplos, com foco na avaliação de próteses de joelho. O estudo busca simular movimentos de alta exigência mecânica, obtendo as cargas reais transmitidas à prótese e investigando o seu comportamento estrutural. A partir dessa análise integrada, pretende-se enriquecer a compreensão dos mecanismos de falha e contribuir com informações relevantes para o desenvolvimento de dispositivos mais seguros e eficientes.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em sete capítulos, além de apêndices e anexos. No Capítulo 1, apresenta-se a introdução ao tema, contextualizando a importância da DM na biomecânica e seu papel na avaliação de próteses de joelho. O Capítulo 2 expõe os objetivos e a motivação do estudo. No Capítulo 3, desenvolve-se a fundamentação teórica, detalhando os principais conceitos relacionados à dinâmica multicorpo e análise musculoesquelética

O Capítulo 4 aborda o software OpenSim, ferramenta central utilizada para modelagem e simulação neste trabalho. No Capítulo 5, descreve-se o modelo mus-

culo esquelético de membros inferiores com prótese de joelho, enquanto o Capítulo 6 apresenta e discute os resultados obtidos. Por fim, no Capítulo 7, são expostas as conclusões do estudo, bem como sugestões para trabalhos futuros. Informações complementares, como detalhes e passo a passo da criação do modelo no OpenSim e a lista completa de músculos utilizados, encontram-se nos apêndices e anexos.

2 OBJETIVOS E MOTIVAÇÃO

A representação precisa dos esforços atuantes em próteses de ATJ durante movimentos cotidianos apresenta diversos desafios. As limitações inerentes aos experimentos físicos — muitas vezes onerosos e tecnicamente restritos — dificultam a obtenção exata das forças de contato e musculares, especialmente em movimentos não convencionais. Diante desse cenário, torna-se evidente a necessidade de abordagens computacionais mais avançadas. Este trabalho tem como principal motivação avaliar os esforços externos em próteses de ATJ por meio da dinâmica de corpo rígido.

2.1 OBJETIVOS

2.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é determinar as forças de contato atuantes em uma prótese de joelho do tipo semi-constrita PS durante a execução do movimento de levantar-se de uma cadeira, utilizando o OpenSim, uma plataforma de simulação baseada em DM.

2.1.2 Objetivos Específicos

- Consolidar o conhecimento teórico sobre dinâmica multicorpos;
- Explorar o software OpenSim e suas funcionalidades;
- Desenvolver um modelo musculoesquelético da perna direita com uma prótese de joelho semi-constrita (PS);
- Extrair as forças de contato durante o movimento de levantar-se ao estar sentado (*sit-to-stand*);

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O número crescente de aplicações da análise do movimento humano, as novas demandas de intervenções cirúrgicas planejadas por computador e o aumento dos padrões de qualidade exigem uma melhor compreensão das metodologias utilizadas, além do aprimoramento de sua confiabilidade e eficiência (ABDULLAH *et al.*, 2024). Para apoiar diagnósticos tradicionais e o planejamento de terapias, cirurgiões vêm buscando, cada vez mais, ferramentas computacionais capazes de prever as consequências de diferentes intervenções em pacientes específicos. Além da medicina, profissionais como treinadores esportivos, especialistas em biomecânica, designers de próteses e de equipamentos de exercícios físicos também têm se voltado para essas ferramentas, visando otimizar a performance de atletas e aprimorar seus dispositivos (ANDERSON; PANDY, 2001).

Nesse contexto, as simulações computacionais baseadas na DM surgem como uma estratégia poderosa para analisar e prever o comportamento do sistema musculoesquelético em diferentes situações clínicas e esportivas. A formulação direta da DM consiste em prever o movimento de um sistema a partir do conhecimento das forças e torques aplicados. Embora útil em simulações prospectivas, essa abordagem exige dados difíceis de se obter experimentalmente (MACHADO *et al.*, 2012).

Neste trabalho, opta-se pela formulação inversa, em que o movimento é conhecido e busca-se estimar as forças articulares resultantes. Essa abordagem é mais adequada para análises baseadas em dados experimentais e permite a obtenção de dados mais complexos, como forças de contato na prótese, fundamentais para a avaliação mecânica do implante (KNARR; HIGGINSON, 2015). A complexidade aumenta ainda mais quando o estudo envolve a atuação muscular. Devido à redundância muscular — ou seja, a existência de múltiplos músculos capazes de produzir o mesmo movimento —, é necessário empregar técnicas de otimização para determinar como as forças são distribuídas entre os diferentes músculos. As ferramentas comerciais tradicionais, entretanto, geralmente não são capazes de lidar adequadamente com essa otimização (AMBRÓSIO; KECSKEMÉTHY, 2007).

Os modelos biomecânicos aplicados ao estudo da locomoção humana devem representar fielmente os principais segmentos anatômicos da parte inferior do corpo. Na formulação de DM, cada segmento anatômico é associado a um ou mais corpos rígidos, enquanto as articulações são modeladas como conexões cinemáticas ou articulações de contato, de acordo com o objetivo da análise.

Os ligamentos e outros tecidos passivos responsáveis pela estabilidade articular são comumente modelados como elementos de mola-amortecedor, com comportamento linear ou não linear. Os músculos, componentes ativos do sistema locomotor, também devem ser representados nos modelos, especialmente para permitir a deter-

minação das forças internas redundantes. Os músculos, ao contrário, são modelados de forma ativa e controlada, com modelos mais sofisticados que descrevem seu comportamento contrátil. O mais comum é o modelo músculo-tendão baseado em Hill, que é abordado futuramente (SCHMITT; GÜNTHER; HÄUFLE, 2019).

Em particular, o uso de uma descrição detalhada dos músculos é essencial para o cálculo das forças individuais produzidas pelo aparelho muscular. Além disso, no contexto da análise biomecânica de articulações com próteses, como na análise de ATJ, é imprescindível a modelagem cuidadosa do contato entre os componentes protéticos. Isso, porque o posicionamento da prótese influencia diretamente a cinemática da articulação.

Uma análise completa baseada em (DM) passa por uma série de etapas sucessivas, nas quais o resultado de uma etapa serve como entrada para a seguinte. O primeiro passo consiste na aquisição dos dados experimentais, especialmente da cinemática do movimento desejado, geralmente obtida por meio de sistemas de captura de movimento.

Em seguida, no ambiente computacional, realiza-se a etapa de escalonamento do modelo (*scaling*), na qual um modelo genérico é ajustado para refletir as dimensões e propriedades anatômicas do indivíduo em estudo. Essa adaptação é fundamental para garantir que as análises biomecânicas sejam representativas.

Com o modelo escalado, os dados de movimento são utilizados na etapa de Cinemática Inversa, na qual se determinam as coordenadas articulares que permitem ao modelo reproduzir o movimento observado. A partir dessas coordenadas articulares, realiza-se a Dinâmica Inversa, responsável por calcular as forças e momentos nas articulações com base nas informações do movimento e nas possíveis forças externas atuantes.

Por fim, na etapa de Otimização Estática, estima-se a contribuição de cada músculo (quando presente no modelo musculoesquelético) para a geração das forças articulares observadas durante o movimento. Esse fluxo completo está representado na Fig 4. As subseções a seguir detalham a fundamentação teórica e o equacionamento correspondente a cada uma dessas etapas.

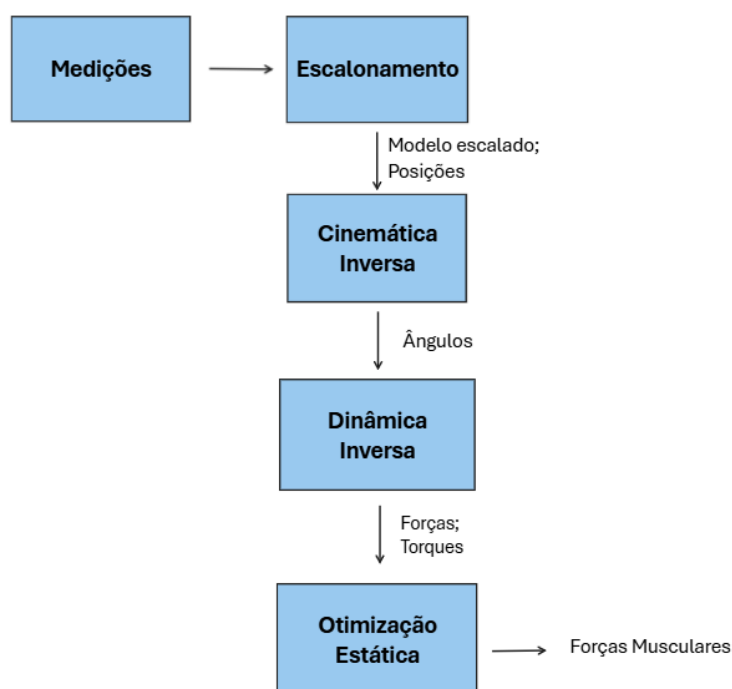


Figura 4 – Fluxo de trabalho para uma análise baseada na formulação de DM

Fonte: Próprio Autor (2025)

3.1 FLUXO DE UMA ANÁLISE DE DINÂMICA MULTICORPO

3.1.1 Scaling

O *scaling* é uma etapa fundamental na personalização de modelos musculoesqueléticos genéricos, permitindo a adaptação da geometria e das propriedades físicas do modelo a um indivíduo específico. Em plataformas como o OpenSim, esse processo é essencial para garantir que as análises biomecânicas — como cinemática e dinâmica inversa — sejam representativas da anatomia real do sujeito em estudo, aumentando a acurácia das simulações (DELP *et al.*, 2007). De maneira geral, o procedimento de *scaling* envolve três etapas principais:

- **Cálculo dos Fatores de escala:** Os fatores de escala são determinados para cada segmento corporal com base na comparação entre as distâncias observadas entre marcadores anatômicos no modelo genérico (definidos virtualmente) e as distâncias obtidas experimentalmente a partir da captura de movimento. A técnica assume proporcionalidade entre os segmentos, permitindo ajustar a morfologia do modelo à do sujeito analisado (OPENSIM, s.d.). O escalonamento pode ser realizado de maneira simplificada comparando-se marcadores virtuais e experimentais. Assim, para cada eixo $i \in \{x, y, z\}$

$$s_i = \frac{d_0}{d} \quad (1)$$

onde

- s_i : fator de escala no eixo i ;
- d_0 : distância entre marcadores no sujeito real,
- d : distância entre marcadores no modelo criado.

- **Escalonamento das propriedades inerciais:** Depois de ajustar a geometria, as propriedades de massa, centro de massa e tensor de inércia de cada segmento também são escaladas (ZATSIORSKY, 2002). Suponha que o sujeito real tenha a massa m_0 e o volume V_0 , e que os fatores de escala sejam s_x, s_y, s_z , o volume escalado (V) é dado por:

$$V = s_x s_y s_z V_0 \quad (2)$$

Assumindo densidade constante, a massa escalada (m) é determinada por:

$$m = s_x s_y s_z m_0 \quad (3)$$

O novo tensor de inércia I é determinado a partir de J , um tensor geométrico que depende exclusivamente da forma e das proporções dimensionais do corpo. Importante destacar que J é calculado com base nas dimensões já escaladas. Considerando também a massa escalada do segmento, o tensor de inércia atualizado é dado por:

$$I = mJ \quad (4)$$

3.1.2 Cinemática Inversa

Antes de definir o que é a Cinemática Inversa (IK) e por quais equações ela é regida, é necessário compreender o conceito de Cinemática Direta (FK). A FK consiste em determinar a posição e a velocidade de um ponto de interesse a partir dos ângulos e velocidades das articulações. Por exemplo, se forem fornecidos os ângulos do ombro e do cotovelo de um braço no plano sagital, o objetivo é encontrar as coordenadas cartesianas do punho (POPOVIC; BOWERS, 2019). Esse cálculo é realizado com base nas equações clássicas do movimento, amplamente utilizadas na modelagem biomecânica.

A IK, por sua vez, trata do problema oposto: a partir das coordenadas conhecidas do ponto de interesse, busca-se determinar os ângulos articulares que resultem nessa configuração espacial. Em outras palavras, deseja-se estimar as variáveis articulares que produzem uma determinada posição observada do corpo. No contexto de simulações biomecânicas, como as realizadas em softwares OpenSim, esse processo é resolvido por meio da minimização do erro quadrático ponderado entre a posição dos marcadores experimentais (obtidos por sistemas de captura de movimento) e os marcadores correspondentes do modelo musculoesquelético. A função objetivo geralmente adotada pode ser expressa como:

$$Erro = \min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i=1}^{\text{markers}} w_i \left\| \mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q}) \right\|^2 \right] \quad (5)$$

onde,

- \mathbf{q} é o vetor de coordenadas generalizadas
- $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$ são as posições dos marcadores experimentais
- $\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$ são as posições correspondentes no modelo criado
- w_i são os pesos que controlam a influência relativa dos marcadores na função objetivo

Para ilustrar o aspecto geométrico da IK, considera-se um modelo planar simplificado com duas articulações (ombro e cotovelo), conhecido como manipulador 2R. Esse modelo é utilizado ao longo deste trabalho como base para os exemplos, por se tratar de uma estrutura de fácil compreensão e visualização. A solução analítica desse simples modelo é feita ainda nesse capítulo. Se conhecemos a posição da mão no espaço (x,y) , a IK busca os dois ângulos articulares (θ_1, θ_2) que posicionam o braço nessa configuração.

Geometricamente, de acordo com estudos de Popovic e Bowers (2019) esse problema equivale a encontrar os pontos de interseção entre dois círculos: um com centro na articulação do ombro e raio igual ao comprimento do braço, e outro com centro na posição do punho e raio igual ao comprimento do antebraço. Dependendo da posição do punho, pode haver:

- Nenhuma solução (círculos não se intersectam). A mão esta fora de alcance do braço;
- Uma única solução (círculos tangentes). Posição única para o cotovelo;
- Duas soluções (círculos se interceptam em dois pontos). O cotovelo pode estar em duas posições diferentes (ocorre com frequência em braços robóticos - posição “por cima” ou “por baixo”)

A Fig. 5 ilustra um esquema geométrico. Ponto O_1 representa a base (no caso, o ombro). Ponto O_2 é o cotovelo e o ponto P é nosso ponto de interesse, que neste caso, é a mão.

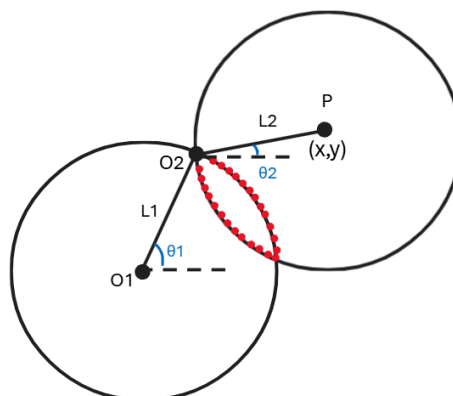


Figura 5 – Círculo obtido como a interseção de duas esferas centradas na junta 1 e no efetor final com raios iguais aos comprimentos dos elos apropriados

Fonte: Próprio Autor (2025)

Esse comportamento reflete a natureza potencialmente ambígua da IK, especialmente quando o número de graus de liberdade é maior que o número de restrições impostas pelas posições conhecidas. Em modelos simples, como o manipulador planar 2R, a solução da IK pode ser obtida de forma direta por meio da inversão das equações de movimento — ou seja, isolando-se analiticamente os ângulos articulares a partir das coordenadas conhecidas do efetor final. No entanto, em modelos musculoesqueléticos mais complexos, essa abordagem direta se torna inviável devido à elevada quantidade de graus de liberdade e à complexidade das equações envolvidas. Nessas situações, a resolução da IK passa a depender de métodos numéricos iterativos baseados na minimização de funções objetivo, o que permite encontrar soluções aproximadas de forma eficiente mesmo em sistemas altamente redundantes e não lineares.

3.1.3 Dinâmica Inversa

Para compreender o conceito de Dinâmica Inversa (ID), é essencial primeiro distinguir entre as duas abordagens clássicas da dinâmica: a dinâmica direta e a dinâmica inversa. A Dinâmica Direta (FD) consiste em determinar o movimento de um sistema mecânico (posições, velocidades, acelerações) a partir do conhecimento das forças aplicadas nas articulações e das condições iniciais. Em contraste, a dinâmica inversa busca calcular as forças e torques internos requeridos para produzir um movimento já conhecido, geralmente obtido a partir de dados experimentais ou simulações

de cinemática inversa, respeitando também as forças externas capturadas. (WINTER, 2009).

No contexto de sistemas biomecânicos ou modelos multissegmentares, como aqueles utilizados em estudos de locomoção humana, a dinâmica inversa permite estimar os torques articulares necessários para gerar os movimentos observados em articulações e segmentos corporais. Essa abordagem é particularmente útil quando se deseja avaliar o esforço mecânico de estruturas internas, como músculos e próteses articulares, durante a execução de tarefas motoras (DELP *et al.*, 2007).

De acordo com Featherstone (2014), a formulação matemática da dinâmica de corpos rígidos pode ser feita por diferentes métodos. A abordagem clássica, baseada nas equações de Newton-Euler, utiliza as leis fundamentais da mecânica para relacionar forças externas, massas e acelerações. Embora essa formulação seja direta e intuitiva para corpos isolados, ela pode se tornar complexa e redundante quando aplicada a sistemas com múltiplos corpos conectados por restrições, como articulações biomecânicas. Isso se deve, principalmente, ao fato de que cada corpo rígido exige a formulação separada de equações de translação e rotação, aumentando rapidamente o número total de equações no sistema

Para superar essas dificuldades, métodos baseados em princípios variacionais, como o Princípio de Hamilton, oferecem uma alternativa mais elegante e sistemática para a modelagem de sistemas com múltiplos corpos. A partir desse princípio, é possível derivar as equações de Lagrange, que descrevem a dinâmica do sistema utilizando coordenadas generalizadas. Essas equações são particularmente úteis em problemas biomecânicos e robóticos, pois permitem incorporar restrições holonômicas e não-holonômicas de maneira direta e facilitam a implementação computacional (CRAIG, 2005).

A seguir, apresenta-se a formulação das equações de Lagrange a partir do Princípio de Hamilton, estabelecendo a base teórica para a análise de dinâmica inversa em sistemas multissegmentares.

3.1.3.1 Princípio de Hamilton e Equações de Lagrange

Como o estado de uma partícula é definido por sua posição e velocidade em um dado instante, procura-se uma função que utilize essas variáveis para descrever seu movimento. Em seguida, aplica-se um princípio físico, como o Princípio de Hamilton, que considera as influências externas sobre a partícula e permite obter as equações que descrevem sua trajetória.

Os eixos cartesianos não são a única maneira de especificar localização de pontos. Para uma trajetória curva, por exemplo, pode ser mais útil adotar uma coordenada que simplesmente indique o quanto a partícula se moveu ao longo da trajetória. Tais especificações são chamadas de coordenadas generalizadas, denotadas por q_j . Há

tantas dessas coordenadas quanto os modos independentes de movimento possíveis para a partícula; esses modos são chamados de graus de liberdade. Cada coordenada possui uma velocidade $\dot{q}_i = \frac{dq_i}{dt}$. A função que buscamos é então chamada de $L(q_i, \dot{q}_i, t)$.

O princípio geral necessário é formulado em sua forma final por Hamilton, e é frequentemente chamado de princípio da menor ação. O princípio estabelece uma base variacional para a mecânica clássica e é particularmente útil na formulação de sistemas dinâmicos com restrições (GOLDSTEIN; POOLE; SAFKO, 2002). O princípio afirma que, dentre todas as trajetórias possíveis que um sistema pode seguir entre dois instantes de tempo t_1 e t_2 , a trajetória real é aquela que torna estacionária (tipicamente mínima) a ação S , definida como o integral do funcional Lagrangiano ao longo do tempo. Matematicamente, a ação é expressa por:

$$S = \int_{t_1}^{t_2} L(q, \dot{q}, t) dt. \quad (6)$$

Aqui os limites são dois instantes de tempo em que a partícula tem dois estados diferentes. Imagina-se que esses instantes de tempo e os estados correspondentes são fixos, mas que é possível variar q e \dot{q} durante o intervalo entre t_1 e t_2 , fazendo com que a partícula siga caminhos diferentes, de modo a produzir uma variação δS do valor S original. Chamando essas variações de δq , $\delta \dot{q}$, e δS , obtém-se

$$\delta S = \int_{t_1}^{t_2} L(q + \delta q, \dot{q} + \delta \dot{q}, t) dt - \int_{t_1}^{t_2} L(q, \dot{q}, t) dt. \quad (7)$$

O Princípio de Hamilton afirma que, para o movimento real da partícula, $\delta S = 0$ para variações de primeira ordem de δq e $\delta \dot{q}$. Ou seja, o movimento real da partícula é tal que pequenas variações não alteram a ação.

Expandindo o primeiro termo do integrando em uma série de Taylor de primeira ordem, obtém-se:

$$L(q + \delta q, \dot{q} + \delta \dot{q}, t) \approx L(q, \dot{q}, t) + \frac{\partial L}{\partial q} \delta q + \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \delta \dot{q}. \quad (8)$$

Substituindo essa aproximação na Eq. (7), a variação da ação resulta em:

$$\delta S = \int_{t_1}^{t_2} \left(\frac{\partial L}{\partial q} \delta q + \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \delta \dot{q} \right) dt. \quad (9)$$

Considerando que $\dot{q} = \frac{dq}{dt}$, o segundo termo da integral pode ser integrado por partes:

$$\int_{t_1}^{t_2} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \frac{d(\delta q)}{dt} dt = \left[\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \delta q \right]_{t_1}^{t_2} - \int_{t_1}^{t_2} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) \delta q dt. \quad (10)$$

Como as variações nos pontos inicial e final são nulas, ou seja, $\delta q = 0$ em t_1 e t_2 , o primeiro termo do integrando se anula. A variação da ação simplifica-se para:

$$\delta S = \int_{t_1}^{t_2} \left(\frac{\partial L}{\partial q} - \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) \right) \delta q dt = 0. \quad (11)$$

Como a variação δq é arbitrária, o termo entre parênteses deve ser nulo, o que nos leva à equação de Euler-Lagrange para sistemas conservativos:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} = 0. \quad (12)$$

Para um sistema com n graus de liberdade, a Eq. (12) representa um conjunto de n equações diferenciais. O Lagrangiano L é definido como a diferença entre a energia cinética T e a energia potencial V do sistema ($L = T - V$). Para sistemas não conservativos, onde atuam forças generalizadas externas Q_i , a equação de Lagrange assume a forma:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad (13)$$

Substituindo ($L = T - V$), a equação pode ser reescrita como:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial V}{\partial q_i} = Q_i \quad (14)$$

Para um sistema multicorpo, a energia cinética pode ser expressa em notação matricial:

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \quad (15)$$

onde $M(q)$ é a matriz de inércia do sistema. Substituindo essa forma da energia cinética na Eq. (14), e após manipulações algébricas, obtém-se a forma compacta da equação da dinâmica para sistemas multicorpo. Essas deduções não serão apresentadas neste trabalho, podendo ser consultadas em Spong, Hutchinson e Vidyasagar (2006)

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau, \quad (16)$$

onde, finalmente:

- $M(q)$: matriz de inércia (simétrica e positiva definida);
- $C(q, \dot{q})\dot{q}$: vetor de forças de Coriolis e centrífugas;
- $G(q)$: vetor de forças gravitacionais;
- τ : vetor de forças generalizadas aplicados ao sistema.

Resumindo o processo descrito até aqui, parte-se de dados experimentais obtidos por sistemas de captura de movimento, os quais registram a trajetória de marcadores posicionados sobre a pele do indivíduo. Esses dados alimentam a etapa de

cinemática inversa, na qual são estimadas as posições articulares $q(t)$, bem como suas derivadas em relação ao tempo — velocidade $\dot{q}(t)$ e aceleração $\ddot{q}(t)$. A IK, portanto, transforma a informação do espaço cartesiano (posições dos marcadores) em coordenadas generalizadas do modelo musculoesquelético, fornecendo as variáveis necessárias para a aplicação da equação da dinâmica.

Com essas variáveis conhecidas, aplica-se a equação (16), que representa a dinâmica de sistemas multicorpo. No contexto da dinâmica inversa, utiliza-se essa equação de maneira invertida: substituem-se os termos do lado esquerdo com os dados já conhecidos (posição, velocidade e aceleração) para estimar o vetor de torques generalizados τ , ou seja, as forças internas que geraram o movimento observado. Dessa forma, é possível obter informações quantitativas sobre os esforços articulares ao longo do tempo, possibilitando análises biomecânicas em diversas aplicações.

Contudo, embora a ID forneça os torques nas articulações, ela não permite inferir diretamente quais músculos foram responsáveis por esses torques, tampouco como esses músculos se ativaram em cada instante. Para isso, necessita-se da próxima etapa da análise de DM.

3.1.4 Otimização Estática

Após a resolução da dinâmica inversa e a obtenção dos torques articulares necessários para reproduzir um movimento observado, surge a seguinte pergunta: como estimar as forças e ativações musculares responsáveis por gerar esses torques? Trata-se de um problema indeterminado, uma vez que o número de músculos que atuam em uma articulação é geralmente maior do que o número necessário para executar o movimento do modelo, gerando assim uma indeterminação. Essa redundância fisiologicamente necessária, mas redundante no modelo simplificado do corpo humano, torna necessária a utilização de métodos de otimização para estimar quais músculos estão ativos e com que intensidade.

A técnica mais amplamente utilizada nesse contexto é a otimização estática (*Static Optimization*), que busca, a cada instante de tempo, um conjunto de ativações musculares que satisfaça o equilíbrio dinâmico das articulações, ao mesmo tempo em que minimiza um critério fisiológico pré-definido, como o esforço muscular total.

Uma forma comum para esta função é a soma das ativações musculares elevadas a uma potência p :

$$J = \sum_{i=1}^m (a_i)^p \quad (17)$$

onde:

- J é a função objetivo a ser minimizada;
- m é o número total de músculos no modelo;

- a_i é a ativação normalizada do músculo i , variando de 0 (inativo) a 1 (máxima ativação);
- p é o expoente que penaliza ativações elevadas

Esta minimização é sujeita à restrição de que a soma dos torques gerados pelos músculos seja igual ao torque articular líquido τ_k , calculado previamente (na etapa de dinâmica inversa):

$$\sum_{i=1}^m a_i f(F_i^0, l_i, v_i) r_{i,k} = \tau_k \quad (18)$$

onde,

- a_i : ativação do músculo i (variável a ser otimizada, denominada aqui *variável de decisão* $0 \leq a_i \leq 1$);
- F_i^0 : força isométrica máxima do músculo i ;
- $f(F_i^0, l_i, v_i)$: função força-comprimento-velocidade do músculo (modelo fisiológico);
- $r_{i,k}$: braço de momento do músculo i em relação à articulação k ;
- τ_k : torque articular na articulação k ;
- p : expoente de custo (geralmente $p = 2$);
- m : número de músculos.

A equação da restrição impõe o equilíbrio de torques, onde cada músculo contribui com uma força dependente de suas propriedades fisiológicas (f) e de seu braço de alavanca. Embora eficiente, a otimização estática analisa cada instante de tempo de forma independente, não capturando a dinâmica temporal do controle neuromuscular. Mesmo assim, a técnica é amplamente utilizada e validada para estimar forças musculares em diversas atividades, como a marcha humana (DELP *et al.*, 2007; ANDERSON; PANDY, 2001).

Essa etapa finaliza o ciclo da análise baseada em dinâmica multicorpo, permitindo estimar as forças internas a partir de dados cinemáticos experimentais.

4 OPENSIM

O presente capítulo apresenta o software OpenSim, uma plataforma de código aberto amplamente utilizada para modelagem, simulação e análise de sistemas musculoesqueléticos. Sua inclusão neste trabalho se justifica pelo papel central que desempenha na implementação do modelo numérico proposto, possibilitando desde a definição da geometria e parâmetros articulares até a execução das análises dinâmicas e a estimativa de forças. Ao longo deste capítulo, serão descritas suas principais funcionalidades, recursos e relevância para o trabalho, com foco na aplicação à avaliação do desempenho de próteses de joelho.

4.0.1 Introdução

O OpenSim é um software de código aberto (*open source*) desenvolvido inicialmente pelo grupo de pesquisa liderado pelo Professor Scott L. Delp na Universidade de Stanford. Seu objetivo é permitir a modelagem, simulação e análise do movimento do sistema musculoesquelético humano, com base nos princípios da dinâmica de corpos múltiplos (Multibody Dynamics). O software é uma ferramenta de referência nas áreas de biomecânica, reabilitação, ortopedia, engenharia biomédica e até robótica, sendo amplamente utilizado tanto por pesquisadores quanto por clínicos.

A principal vantagem do OpenSim é a possibilidade de criar modelos anatômicos realistas, incorporando ossos, articulações e músculos, e realizar simulações de movimentos humanos a partir de dados experimentais. Com isso, é possível estudar, por exemplo, a marcha humana, movimentos esportivos, atividades pós-operatórias ou o desempenho de dispositivos médicos como próteses e órteses. Entre suas vantagens, destaca-se a complementação e até substituição de experimentos, onde são possíveis retirar informações que não são inmensuráveis em experimentos, como forças geradas pelos músculos. A Fig. 6 apresenta a interface do software.

Outra funcionalidade do OpenSim é a possibilidade de investigar relações de causa e efeito em sistemas dinâmicos complexos, algo que muitas vezes é inviável por meio de experimentos físicos. Em contextos biomecânicos, os dados experimentais geralmente permitem apenas a observação de respostas motoras, mas não possibilitam testar hipóteses sobre modificações estruturais, neuromusculares ou de força de maneira controlada. O OpenSim, por sua vez, oferece um ambiente seguro e flexível para simular cenários hipotéticos — o que permite explorar perguntas do tipo “e se?” (por exemplo: E se o músculo X tiver sua força reduzida em 30%? E se substituirmos essa articulação por uma prótese com outras propriedades mecânicas?). Essa capacidade torna o software uma ferramenta poderosa para análise preditiva, investigação clínica e pesquisa biomecânica avançada.

Estudos recentes demonstram a aplicabilidade do OpenSim em diferentes con-

(Graus de Liberdade (GDL)) do sistema, permitindo desde movimentos simples de rotação ou translação até articulações mais complexas, como as esferoidais. Já as forças são aplicadas entre os segmentos e podem ser provenientes de elementos como molas, contatos com o solo ou, mais frequentemente em biomecânica, dos músculos.

No contexto da biomecânica do movimento humano, esses elementos são organizados para representar o corpo humano de forma funcional e fisiológica. Modelos musculoesqueléticos, como os utilizados no OpenSim, adotam essa estrutura básica para simular com precisão a interação entre ossos, articulações e músculos. Os ossos são representados como segmentos corporais, e as articulações são definidas de acordo com sua anatomia e função — por exemplo, o joelho pode ser modelado como uma junta do tipo dobradiça (hinge), enquanto o quadril ou o ombro como articulações esféricas com três graus de liberdade.

A modelagem da musculatura no OpenSim é baseada em representações biomecânicas que descrevem tanto os componentes ativos da contração muscular quanto os elementos passivos envolvidos na transmissão de força. O modelo mais amplamente adotado é o modelo de Hill, originalmente proposto por Hill (1938) e posteriormente refinado em diversos estudos, como por exemplo, o realizado por Zajac (1989)

Na Fig. 7, observa-se a estrutura da unidade músculo-tendão, composta por dois principais elementos: o músculo (fibras musculares) e o tendão. O músculo é representado como um elemento contrátil (CE) responsável pela geração ativa de força. Este componente está em série com elementos elásticos, que representam o tendão e também os componentes elásticos passivos do músculo.

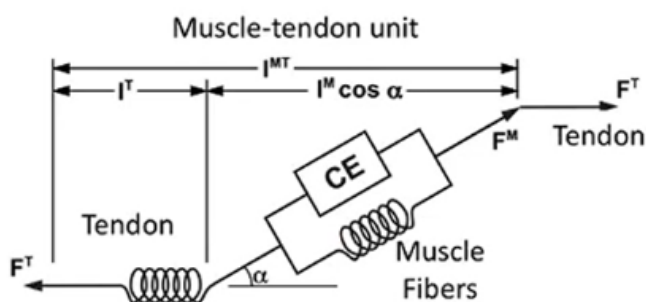


Figura 7 – Representação da unidade músculo-tendão baseada no modelo de Hill.

Fonte: Mishra (2021)

A força gerada pelo músculo (F^M) depende da ativação neural, do comprimento da fibra (I^m), da velocidade de contração e da orientação da fibra muscular. Um fator importante representado no diagrama é o ângulo de penação (α_0), que descreve a inclinação das fibras musculares em relação ao tendão. De acordo com Hill (1938), a força transmitida ao tendão (F^T) é a componente da força muscular projetada ao longo da direção do tendão:

$$F^T = F^M \cos \alpha \quad (19)$$

Adicionalmente, ainda é necessário definir o chamado *muscle path*, que corresponde ao trajeto anatômico entre os pontos de origem e inserção do músculo. É fundamental que esses pontos sejam definidos com precisão, pois o trajeto muscular determina o braço de alavanca em relação às articulações envolvidas, influenciando diretamente a magnitude e direção das forças geradas.

O OpenSim oferece ainda modelos musculoesqueléticos prontos e amplamente utilizados na literatura, como o modelo *Gait2392*, apresentado por Delp *et al.* (2007), e o modelo de Rajagopal (RAJAGOPAL, Abhishek *et al.*, 2016). Esses modelos incorporam a segmentação anatômica dos membros superiores e inferiores, bem como mais de 80 músculos com parâmetros fisiológicos e articulares calibrados a partir de dados anatômicos reais. Eles servem como ponto de partida confiável para estudos diversos, desde análises da marcha até investigações clínicas sobre populações com amputações, deformidades ou uso de próteses. Os modelos também podem ser adaptados para representar características específicas de diferentes indivíduos ou grupos, contribuindo para a personalização de simulações biomecânicas.

4.0.3 Simulações Dinâmicas no OpenSim

O processo de simulação no OpenSim começa com a obtenção de dados de movimento humano, geralmente capturados por meio de sistemas avançados de captura óptica. Embora esses sistemas ofereçam alta precisão, sua utilização envolve infraestrutura complexa e custos elevados, o que pode limitar sua aplicação em contextos com menos recursos.

Durante a coleta, marcadores refletivos são posicionados sobre pontos anatômicos específicos do corpo. A movimentação desses marcadores ao longo do tempo é registrada em arquivos com extensão *.trc* (Track Row Column), que armazenam suas coordenadas tridimensionais a cada instante. No ambiente do OpenSim, esses mesmos marcadores devem ser inseridos no modelo virtual, respeitando as mesmas localizações anatômicas utilizadas na coleta experimental. Essa correspondência é essencial para garantir a fidelidade entre o movimento real e a simulação computacional, afetando diretamente etapas como o Scaling e a cinemática inversa.

Combinados aos dados de força de reação do solo, geralmente armazenados em arquivos *.mot* ou *.sto*, esses registros permitem a realização de análises dinâmicas no OpenSim. Apesar das exigências experimentais, essas simulações oferecem uma abordagem poderosa e não invasiva para estudar a biomecânica do movimento humano.

4.0.4 Modelo Analítico x OpenSim

Para validar os métodos computacionais utilizados pelo OpenSim e compreender melhor os fundamentos da dinâmica inversa, é útil comparar suas soluções com modelos analíticos clássicos bem estabelecidos. Um exemplo frequentemente utilizado para esse fim é o manipulador planar de dois elos (modelo 2R), composto por dois segmentos rígidos conectados por juntas rotacionais no plano bidimensional. Esse sistema, amplamente estudado em robótica e biomecânica, permite a aplicação direta das equações vistas no Capítulo 3.

No contexto biomecânico, esse modelo pode ser interpretado como uma analogia simplificada de membros superiores ou inferiores em movimento planar, como o braço ou a perna durante certos gestos funcionais. Ao aplicar as mesmas trajetórias de movimento (posição, velocidade e aceleração angular) tanto no modelo analítico quanto no OpenSim, é possível comparar os ângulos das juntas durante o movimento e os torques articulares calculados por ambos os métodos. Essa abordagem permite não apenas validar o funcionamento do OpenSim, mas também compreender as limitações e vantagens da modelagem musculoesquelética em relação aos modelos puramente dinâmico. O modelo analítico pode ser visto na Fig. 8

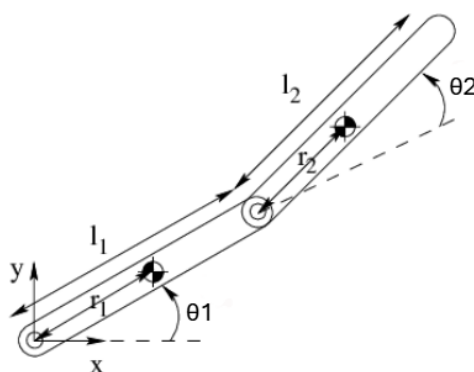


Figura 8 – Esquema do modelo analítico planar 2R resolvido

Fonte: Próprio Autor (2025)

Resolução Analítica

Sendo x e y as coordenadas da extremidade do segundo link, temos, das equações da cinemática direta:

$$x = L_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (20)$$

$$y = L_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (21)$$

Usando Lei dos Cossenos para obter uma equação para θ_2 :

$$\cos(\theta_2) = \frac{x^2 + y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1L_2} \quad (22)$$

Analogamente, usando Lei dos Senos e Ângulos auxiliares, temos, para θ_1 :

$$\theta_1 = \arctan 2(y,x) - \arctan 2(L_2 \sin(\theta_2), L_1 + L_2 \cos(\theta_2)) \quad (23)$$

Essas equações permitem calcular exatamente os ângulos necessários para atingir determinada posição (x,y) , e o comportamento delas será comparado com os resultados da IK no OpenSim (equação (5)).

A dinâmica inversa determina o vetor de forças generalizadas em cada junta, responsáveis por produzir o movimento para uma cinemática conhecida, ou seja, os esforços necessários na cadeia articular para seguir o movimento especificado. Para obter as equações de movimento do manipulador 2R, utilizamos a mesma ideia da dedução mostrada na Seção 3.3.

As posições dos centros de massa são dadas por:

$$x_1 = \frac{L_1}{2} \cos \theta_1 \quad (24)$$

$$y_1 = \frac{L_1}{2} \sin \theta_1 \quad (25)$$

$$x_2 = L_1 \cos \theta_1 + \frac{L_2}{2} \cos (\theta_1 + \theta_2) \quad (26)$$

$$y_2 = L_1 \sin \theta_1 + \frac{L_2}{2} \sin (\theta_1 + \theta_2) \quad (27)$$

A energia cinética total do sistema é:

$$T = \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 v_2^2 + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (28)$$

E a energia potencial, considerando a aceleração devido a gravidade, é:

$$V = m_1 g y_1 + m_2 g y_2 \quad (29)$$

Sabendo que o Lagrangian do sistema é dado por $L(q, \dot{q}) = T - V$, e substituindo na Equação (12) para cada coordenada generalizada q_i , chega-se na Equação (16).

Embora a formulação tenha sido apresentada, o desenvolvimento algébrico completo encontra-se em obras como Spong, Hutchinson e Vidyasagar (2006) e Murray, Li e Sastry (1994), e por isso não será reproduzido aqui.

Dentro da interface do OpenSim, o mesmo modelo é criado, simulando um braço e um antebraço. Dois segmentos com duas juntas *pinroll* e dois marcadores, um na extremidade de cada corpo. A Fig. 9 ilustra o modelo criado.

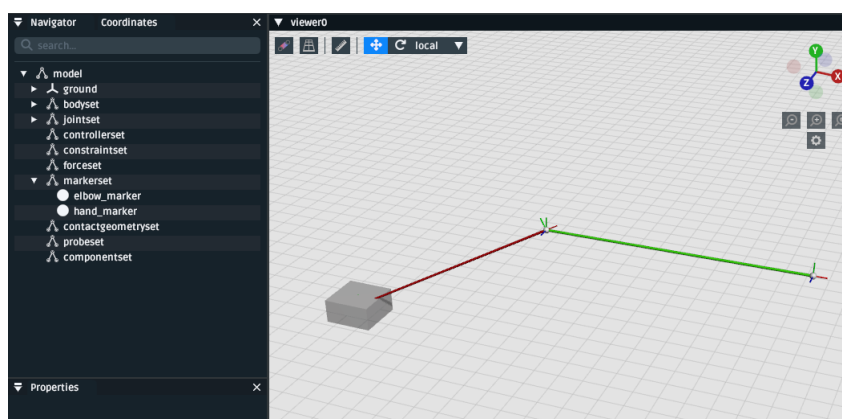


Figura 9 – Modelo 2R criado no software OpenSim

Fonte: Próprio Autor (2025)

Para comparar os resultados, são necessárias coordenadas que gerem algum tipo de movimento para dar início ao processo. Para isso, o mesmo modelo é criado no GeoGebra e utilizado para obter 10 coordenadas ao longo do tempo para os dois marcadores do modelo. A trajetória criada para o modelo é de um movimento circular da extremidade do segundo corpo ao redor de círculo de raio arbitrário. Com isso, é gerado manualmente um arquivo `.trc` que serviu de input para o Modelo do OpenSim. A Figura 10 ilustra o processo feito no Geogebra, buscando as coordenadas dos pontos B_1 e C , marcadores do modelo. O círculo T ilustra a trajetória do ponto C .

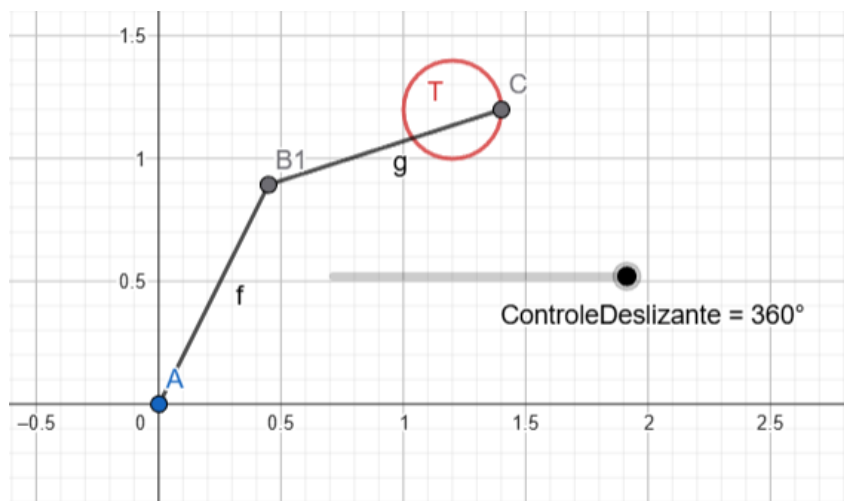


Figura 10 – Processo feito no GeoGebra para obtenção das coordenadas dos marcadores do modelo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Essas mesmas coordenadas foram usadas para o modelo analítico, e rotinas em *python* foram criadas para resolver as equações obtidas para diversos pontos e plotar os resultados. Foram comparados os resultados de Cinemática e Dinâmica inversa, ou seja, os resultados para os ângulos θ_1 e θ_2 e os torques nas juntas τ_1 e τ_2 . Os resultados são ilustrados nas Figs. 11 e 12. Os valores de massa, posição do centro de massa, comprimento dos segmentos e inércia foram idênticos para os dois modelos.

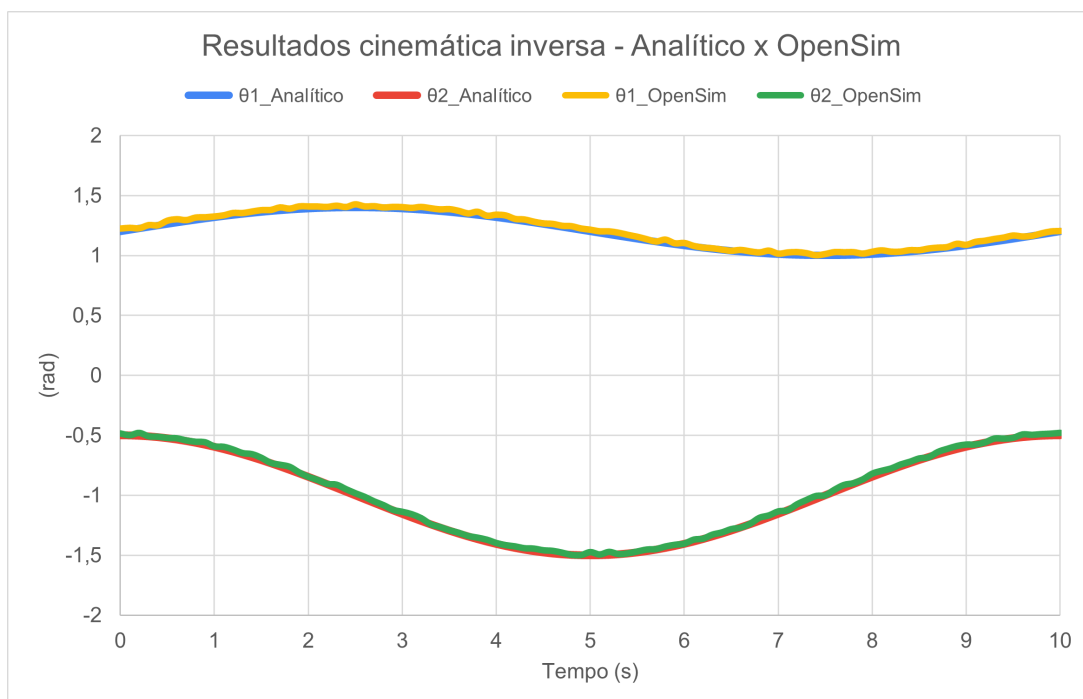


Figura 11 – Resultados Cinemática Inversa - Analítico x OpenSim

Fonte: Próprio Autor (2025)

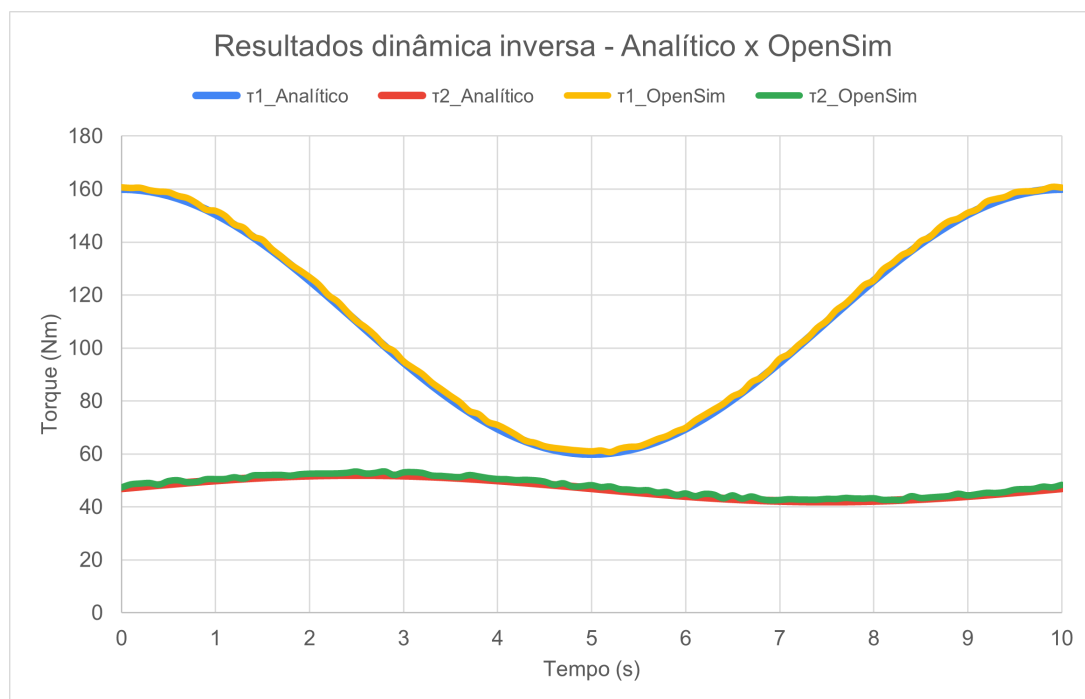


Figura 12 – Resultados Dinâmica Inversa - Analítico x OpenSim

Fonte: Próprio Autor (2025)

A obtenção dos mesmos resultados para os torques articulares a partir da resolução analítica da dinâmica inversa do manipulador planar 2R e da simulação realizada no OpenSim evidencia a consistência e a correta formulação do modelo computacional. Essa equivalência serve como uma validação cruzada, indicando que os parâmetros físicos e as equações internas do OpenSim estão representando com fidelidade a dinâmica do sistema modelado. O desenvolvimento analítico fornece uma base teórica para a interpretação dos resultados numéricos. Essa verificação reforça a confiabilidade do modelo implementado no software, permitindo sua utilização em análises mais complexas, como a realizada nos próximos capítulos deste trabalho.

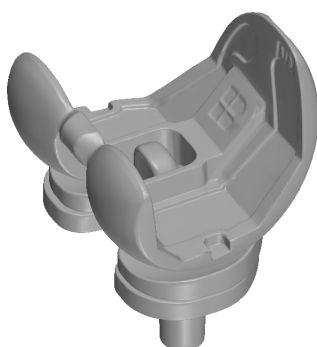
5 MODELO NUMÉRICO - MEMBROS INFERIORES COM PRÓTESE DE JOELHO

De modo a deixar a leitura do trabalho mais fluida, o processo de criação de um modelo no OpenSim é apresentado no Apêndice A. Neste capítulo, apresenta-se um resumo da obtenção do modelo musculoesquelético de membros inferiores com a presença de uma prótese de joelho, simulando um paciente com artroplastia total de joelho (ATJ).

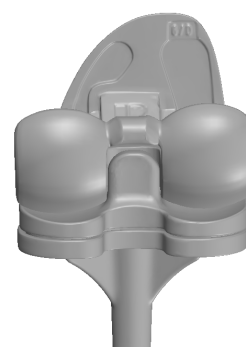
5.1 GEOMETRIAS

O modelo musculoesquelético desenvolvido neste trabalho compreende exclusivamente os membros inferiores e é construído utilizando as geometrias básicas fornecidas pelo OpenSim. As propriedades musculares — como caminhos musculares, parâmetros de força e ativação — bem como as massas segmentares dos componentes, foram baseadas no modelo proposto por Lai, Arnold e Wakeling (2017) e posteriormente adaptado por Uhlrich, Falisse e Delp (2022) para facilitar a integração com dados de movimento estimados a partir de vídeo. Esse modelo tem sido amplamente utilizado devido à sua robustez anatômica e à sua adequação para aplicações computacionalmente eficientes em simulações dinâmicas.

A geometria da prótese utilizada neste trabalho é fornecida pelo Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (LEBm-HU/UFSC). A integração da prótese ao modelo musculoesquelético é realizada por meio da criação de novos corpos rígidos e articulações específicas para cada um de seus componentes. A prótese é do tipo PS, caracterizada pela presença de um poste (batente central) e um ressalto femoral que substituem a função do ligamento cruzado posterior. A Fig. 13 apresenta a geometria da prótese implantada no modelo.



(a) Vista isométrica



(b) Vista frontal

Figura 13 – Vistas da prótese de joelho PS utilizada no modelo global do OpenSim

Fonte: Próprio Autor (2025)

A Fig. 14 ilustra o modelo criado para o trabalho. O modelo possui 16 corpos rígidos, 18 articulações e 82 músculos (41 em cada perna) com diferentes propriedades. As Tabs. 1 e 2 apresentam os corpos rígidos e as juntas que foram utilizadas no modelo, assim como os tipos e quantos GDL cada junta possui. A junta *pelvis_chão* serve apenas para posicionar o modelo completo no espaço. No Apêndice B, encontra-se uma lista de todos os músculos que foram utilizados no modelo.

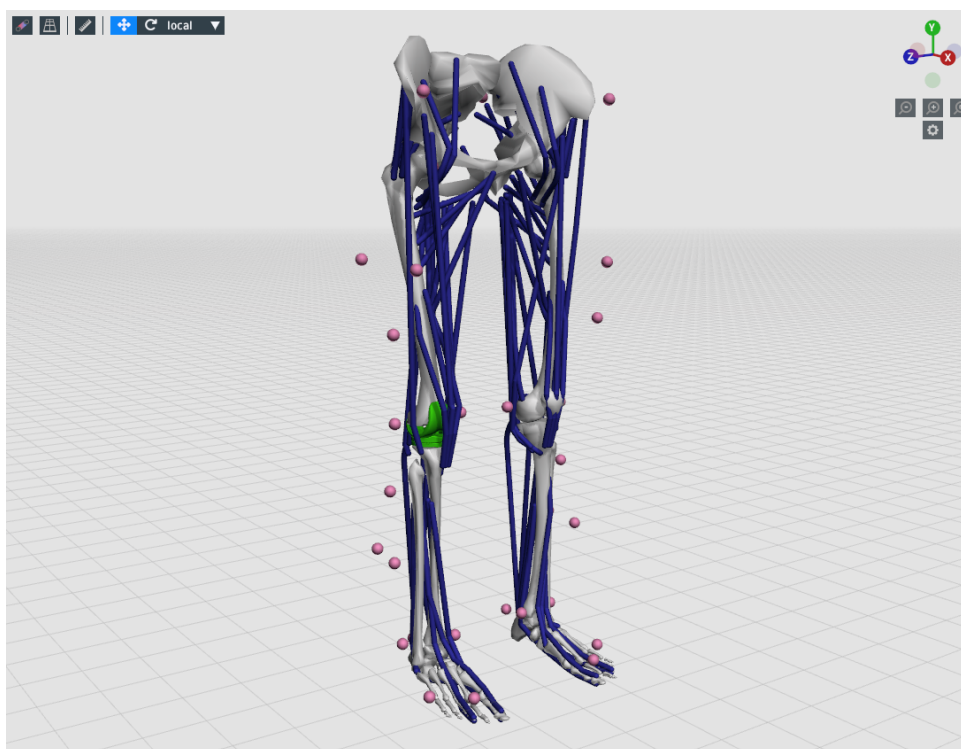


Figura 14 – Modelo de membros inferiores com prótese de joelho criado para o trabalho

Fonte: Próprio Autor (2025)

Tabela 1 – Corpos rígidos presentes no modelo musculoesquelético

Segmento anatômico	Lado
Pelve	—
Fêmur	Direito e Esquerdo
Tíbia	Direito e Esquerdo
Patela	Direito e Esquerdo
Tálus	Direito e Esquerdo
Calcâneo	Direito e Esquerdo
Dedos	Direito e Esquerdo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Tabela 2 – Juntas presentes no modelo e suas características

Nome da junta	Tipo	Lado	GDL
Pelvis_chão	<i>Free Joint</i>	—	6
Quadril	<i>Ball Joint</i>	Direito e Esquerdo	3
Joelho	<i>Pin Joint</i>	Direito e Esquerdo	1
Patelofemoral	<i>Slider Joint</i>	Direito e Esquerdo	1
Comp. Femoral _ Fêmur	<i>Weld Joint</i>	Direito	0
Comp. Tibial _ Tíbia	<i>Weld Joint</i>	Direito	0
Inserto _ Comp. Tibial	<i>Weld Joint</i>	Direito	0
Tornozelo	<i>Pin Joint</i>	Direito e Esquerdo	1
Subtalar	<i>Pin Joint</i>	Direito e Esquerdo	1
Metatarsfalângica (MTP)	<i>Pin Joint</i>	Direito e Esquerdo	1

Fonte: Próprio Autor (2025)

Realizou-se o posicionamento da prótese no modelo de maneira manual, buscando um ajuste que melhor representasse a cinemática do joelho. Como a prótese não encaixa perfeitamente no fêmur e na tíbia, e tendo em vista que, em um modelo baseado em dinâmica multicorpo, as relações são estreitamente cinemáticas (geometrias não influenciam), os ossos foram cortados de forma arbitrária para uma melhor visualização e encaixe da prótese. Esse posicionamento inicial apresentou bastante relevância nos resultados, como será mostrado nas seções seguintes.

5.2 CONTATO

A modelagem precisa das interações de contato entre superfícies articulares é fundamental em simulações biomecânicas, especialmente em casos envolvendo próteses articulares, como a ATJ. As forças de contato influenciam diretamente a distribuição de cargas nos componentes protéticos, podendo afetar seu desgaste, estabilidade e durabilidade. No OpenSim, duas principais formulações estão disponíveis para representar essas interações: o modelo de *Hunt-Crossley* e o Modelo de Fundação Elástica (EFM). A escolha adequada entre essas abordagens depende das características geométricas e mecânicas das superfícies em contato, bem como dos objetivos da simulação.

O modelo de *Hunt-Crossley* é uma extensão da teoria de contato de *Hertz*, usada para calcular forças entre superfícies rígidas que entram em contato. Ele adiciona um termo de amortecimento à formulação original de *Hertz*, permitindo considerar também a dissipação de energia durante o contato. A força resultante depende da profundidade de penetração entre as superfícies e da velocidade com que essa penetração ocorre. Esse modelo é adequado para situações com materiais mais deformáveis, como tecidos moles ou cartilagens, e quando as superfícies em contato têm formas

simples, como esferas ou planos, onde é possível calcular a área de contato de forma analítica.

O EFM, por outro lado, adota uma abordagem mais flexível. Ele funciona como uma “cama de molas”, onde cada ponto da superfície comprimida reage individualmente com uma força proporcional à sua deformação. Isso permite lidar com superfícies complexas, malhadas ou com geometria irregular, como é o caso de muitos componentes protéticos modelados a partir de digitalizações ou imagens médicas. O EFM é mais leve computacionalmente e mais estável para longas simulações dinâmicas.

Neste trabalho, é adotado o modelo *Elastic Foundation*, principalmente porque as superfícies da prótese total de joelho possuem geometria complexa, representada por malhas tridimensionais. O EFM oferece uma maneira eficiente de simular os contatos nessas condições (HAST; HANSON; BAXTER, 2019).

Essa escolha é ainda respaldada por estudos prévios na literatura que validam sua aplicabilidade em modelos musculoesqueléticos com implantes ortopédicos, como o de Hast, Hanson e Baxter (2019), que apresenta resultados compatíveis com dados experimentais em simulações similares.

A definição do modelo de contato no OpenSim via EFM exige a especificação de diversos parâmetros, que determinam o comportamento da interação entre as superfícies. Entre eles, destaca-se o parâmetro de stiffness (rigidez do contato), expresso em N/m, que controla a magnitude da força gerada em função da penetração. O parâmetro de dissipação regula a quantidade de amortecimento introduzida na resposta dinâmica, representando a perda de energia durante os impactos. São exigidos ainda os coeficientes de atrito estático (static friction), dinâmico (dynamic friction) e viscoso (viscous friction). Por fim, a espessura (thickness) da camada elástica também deve ser definida, representando a profundidade da fundação elástica que suporta a superfície em contato. Os valores iniciais desses parâmetros foram extraídos do estudo de Hast, Hanson e Baxter (2019), que também utiliza a EFM com próteses de joelho. Os parâmetros iniciais podem ser vistos na Tab. 3.

Parâmetro	Valor
Rigidez [N/m]	$1,52 \cdot 10^{10}$
Dissipação [Ns/m]	57,7
Atrito estático	0
Atrito dinâmico	0
Atrito viscoso	0

Tabela 3 – Parâmetros iniciais das forças de contato inseridas no modelo do OpenSim

Fonte: Baseada em Hast, Hanson e Baxter (2019)

Com os parâmetros inicialmente definidos, realiza-se a calibração do modelo de contato por meio da comparação dos resultados obtidos nas simulações com dados

experimentais de forças de contato articular. Para isso, foram simulados movimentos fisiológicos utilizando o modelo musculoesquelético com a prótese incorporada, permitindo a obtenção das forças de contato resultantes nas superfícies protéticas. Esses resultados foram então comparados com os registros experimentais, possibilitando ajustes iterativos nos parâmetros de rigidez, dissipação e atrito, a fim de garantir maior aderência entre o modelo computacional e os dados reais. Esse processo de calibração é essencial para assegurar a validade das simulações e a confiabilidade das análises biomecânicas subsequentes.

Os dados experimentais foram retirados do banco de dados Orthoload, que é uma plataforma de dados que fornece informações sobre forças de contato e cargas em próteses ortopédicas, incluindo joelho, quadril e outras articulações. Ele reúne dados experimentais de sensores implantados nas próteses durante o uso de pacientes, como os sensores piezoelétricos, para medir as forças de contato e momentos.

Os dados são coletados in vivo, por meio de sensores integrados nas próteses, e disponibilizados no banco de dados do Orthoload. A Fig. 15 ilustra um exemplo de resultado presente nessa base de dados, onde conseguimos os dados das forças de contato em uma prótese de joelho para um movimento *sit to stand* (levantar ao estar sentado).

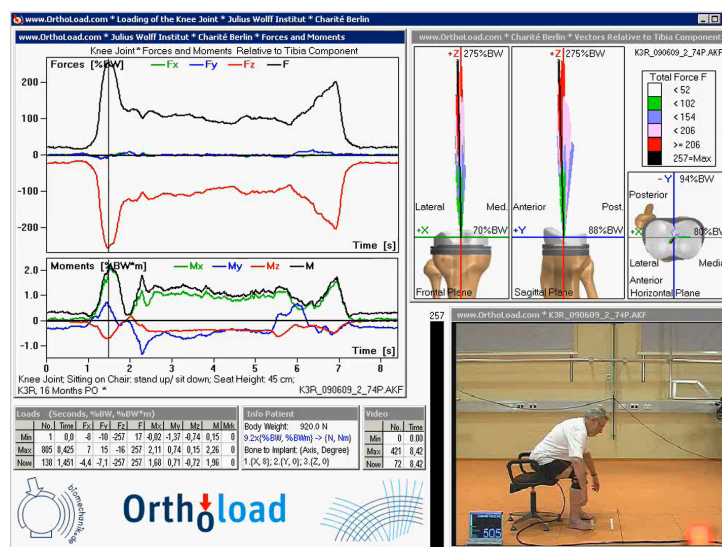


Figura 15 – Exemplo de dados de experimentos realizados pelo Orthoload

Fonte: OrthoLoad (2025)

É importante destacar que a inclusão do modelo de contato por meio do EFM não apenas representa geometricamente a interação entre os componentes da prótese, mas também interfere diretamente na forma como o balanço dinâmico do sistema é fechado. Embora a fundamentação teórica apresentada no Capítulo 3 se baseie em uma formulação idealizada da DM, na qual as forças externas são conhecidas e aplicadas ao sistema, na implementação prática dentro do OpenSim, as reações de

contato geradas pelo EFM atuam como forças externas adicionais, sendo automaticamente incorporadas ao vetor forças generalizadas Q_i (Equação (13)). Segundo Seth *et al.* (2018), os torques articulares estimados durante a análise de dinâmica inversa refletem não apenas as forças necessárias para reproduzir a cinemática imposta, mas também os efeitos das restrições geométricas da prótese e da distribuição de pressões resultante do contato.

5.3 CRIAÇÃO DO MOVIMENTO

Após a inserção da prótese e definição dos contatos, tornou-se necessário gerar um movimento para alimentar as etapas de simulação, como cinemática e dinâmica inversa, e posterior análise das forças articulares e musculares. O modelo já possui marcadores definidos (processo de inserção dos marcadores no modelo no Apêndice A), o que em teoria permitiria a utilização de dados de movimento baseados em sistemas ópticos de captura. No entanto, uma dificuldade relevante surgiu nesse ponto: os dados de movimento disponíveis na literatura não eram diretamente compatíveis com a estrutura do modelo utilizado, seja pela diferença na disposição dos marcadores, pela ausência de dados anatômicos equivalentes, ou pelo tipo de movimento analisado.

Essa limitação leva à busca por uma alternativa prática e acessível para obtenção de dados de movimento compatíveis. Nesse contexto, utiliza-se o software OpenCap — uma plataforma de captura de movimento baseada apenas em smartphones, que permite reconstruir movimentos tridimensionais a partir de vídeos gravados com câmeras comuns, utilizando algoritmos de visão computacional e aprendizado de máquina.

O OpenCap representa uma solução inovadora ao eliminar a necessidade de laboratórios especializados e equipamentos caros de captura de movimento. A ferramenta funciona por meio da gravação simultânea do movimento com pelo menos duas câmeras de smartphones posicionadas em ângulos específicos. A partir dos vídeos, o sistema utiliza redes neurais para detectar marcos anatômicos e reconstruir a pose 3D do corpo ao longo do tempo. Os dados reconstruídos são então processados para gerar arquivos compatíveis com o OpenSim, como arquivos de trajetória de marcadores (.trc) e arquivos de movimento (.mot), contendo a cinemática do movimento realizado.

Além da simplicidade de aquisição dos dados, o OpenCap oferece um processo de calibração fundamental para garantir a acurácia da reconstrução do movimento. Para tal operação, é realizada uma etapa de calibração das câmeras, na qual o usuário posiciona os smartphones em locais fixos, preferencialmente formando um ângulo de aproximadamente 45° entre si. O sistema fornece instruções interativas para posicionamento e calibração, utilizando um padrão de referência (como uma folha de papel A4 com padrão em forma de tabuleiro de xadrez com dimensões especificadas), o que permite a estimativa precisa dos parâmetros extrínsecos e intrínsecos das câmeras,

conforme ilustrado na Fig. 16.

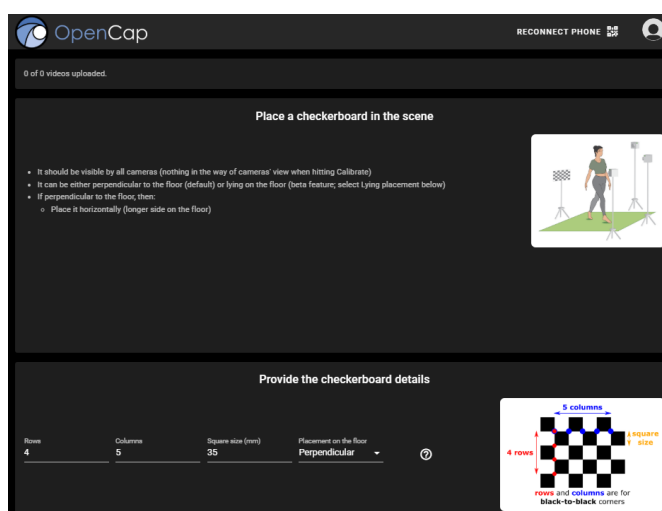


Figura 16 – Processo de calibração dentro do OpenCap

Fonte: OpenCap (2025)

Outro ponto importante do processo de calibração envolve a personalização do modelo antropométrico do indivíduo avaliado. Durante a preparação para a captura, o usuário insere dados como sexo, idade, peso, altura e se a pessoa é ou não atleta. Essas informações são utilizadas pelo OpenCap para ajustar automaticamente um modelo biomecânico subjacente, estimando dimensões segmentares e características musculares com base em regressões antropométricas. Isso permite uma reconstrução mais fiel da cinemática do movimento e garante que os dados gerados tenham maior compatibilidade com modelos musculoesqueléticos padrão, como os utilizados no OpenSim.

Com esses arquivos, é possível realizar as etapas subsequentes no OpenSim, como a cinemática inversa e a dinâmica inversa, alimentando diretamente o modelo com prótese desenvolvido neste trabalho. A utilização do OpenCap permitiu a geração de um movimento personalizado, adaptado às necessidades do estudo, com baixo custo e boa compatibilidade com o ambiente do OpenSim. A Fig.17 ilustra o processo de gravação do próprio movimento dentro do programa. O movimento escolhido para o estudo é aquele de se levantar a partir do estado sentado (*sit to stand*), pois esse mesmo movimento está disponível na base de dados Orthoload, o que permite realizar uma comparação direta entre os resultados simulados e dados experimentais reais.

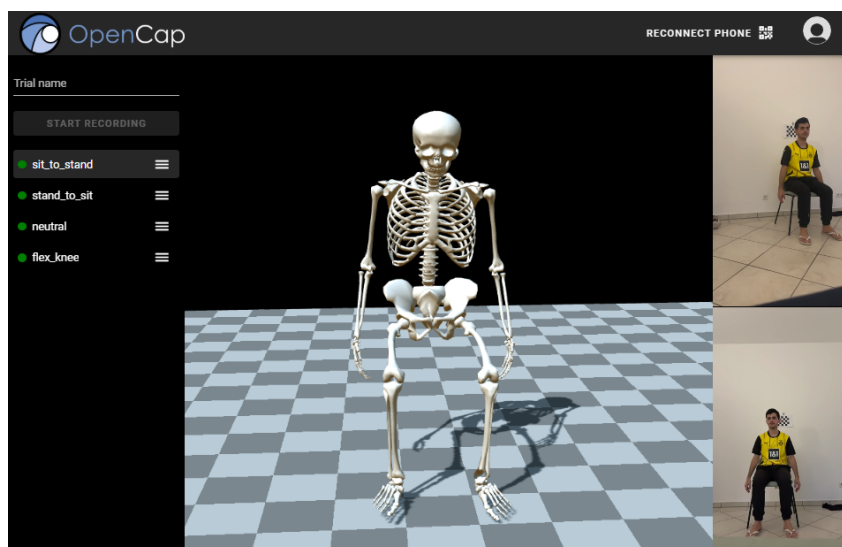


Figura 17 – Exemplo de gravação de movimento realizada no programa OpenCap

Fonte: Próprio Autor (2025)

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir são apresentados os principais resultados obtidos a partir das simulações dinâmicas no OpenSim, com foco na avaliação das forças de contato articulares no joelho direito com prótese do tipo PS. A análise busca entender diferentes fatores que influenciam diretamente os valores das forças de contato, em especial: (i) os parâmetros definidos para o modelo de contato (EFM) e (ii) o posicionamento relativo dos componentes protéticos dentro da articulação

6.0.1 Influência da Rigidez do Modelo de Contato

Uma das primeiras análises realizadas no modelo musculoesquelético com prótese é uma análise de sensibilidade a parâmetros associados à formulação de contato do tipo EFM, com o objetivo de compreender como essas propriedades influenciam os resultados das forças articulares simuladas no joelho direito. As forças analisadas sempre são as forças no componente polimérico da prótese (o que possui o "poste").

O parâmetro de rigidez do material (*stiffness*) é o principal foco dos testes, sendo variado sistematicamente em uma ordem de grandeza para cima e para baixo em relação ao valor de referência adotado inicialmente, com os seguintes valores: $k_0 = 1,52 \times 10^9 N/m$, $k_1 = 1,52 \times 10^{10} N/m$ e $k_2 = 1,52 \times 10^{11} N/m$, sendo o primeiro valor aquele descrito na Tab. 3. A Fig. 18 ilustra os resultados desse processo. Vale ressaltar que a direção y é a vertical, x é a anteroposterior e z é a medial-lateral.

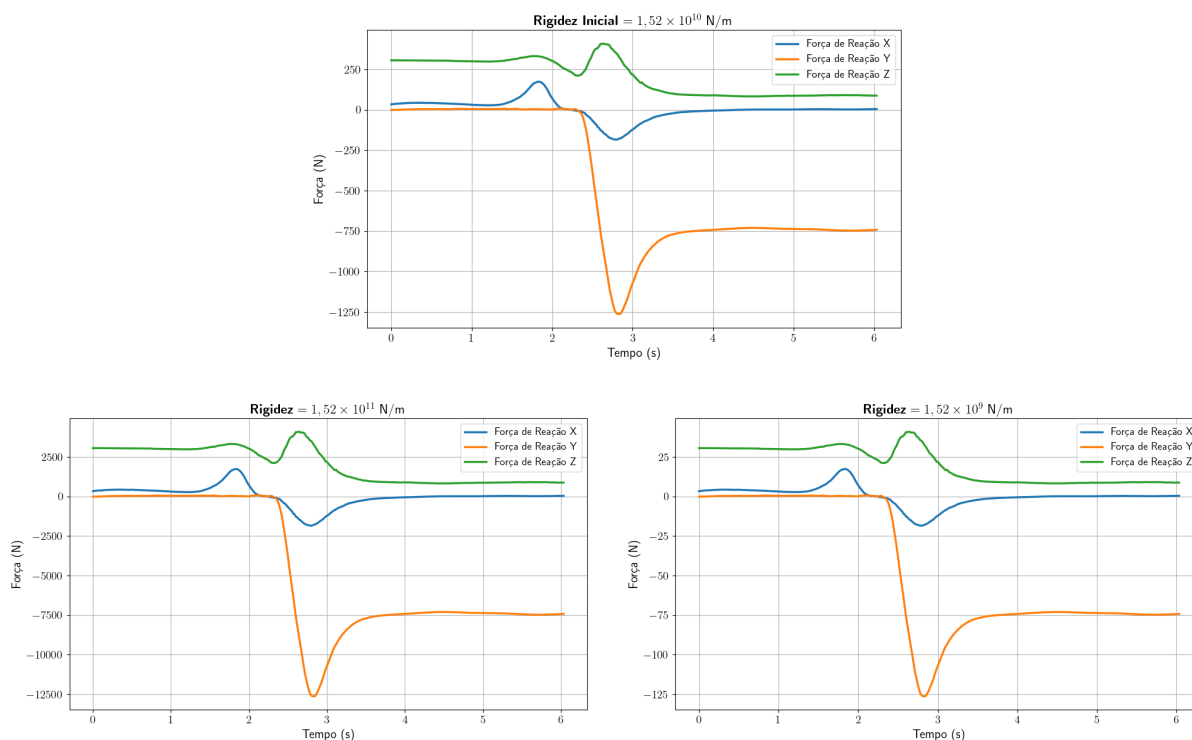


Figura 18 – Resultados da análise de sensibilidade da rigidez na formulação do contato

Fonte: Próprio Autor (2025)

Logo no início das iterações, observa-se que, o perfil temporal da força de contato se manteve inalterado com a variação da rigidez. A variação da rigidez refletiu-se apenas na escala da força resultante, com aumentos ou reduções proporcionais na magnitude das forças. Esse comportamento é consistente em todas as execuções.

Adicionalmente, investiga-se a influência de outros parâmetros do modelo de contato, como a dissipação. Observa-se que ela teve impacto mínimo sobre as forças musculares resultantes. Já os coeficientes de atrito estático e dinâmico foram mantidos nulos, à semelhança do procedimento adotado por Hast, Hanson e Baxter (2019), o que contribuiu para a simplificação do modelo sem comprometer significativamente a fidelidade dos resultados.

A constatação central desse conjunto de testes é que, na presença de uma cinemática completamente prescrita, como é o caso em simulações com *Inverse Kinematics* no OpenSim, os parâmetros do modelo de contato atuam principalmente como fatores de ajuste da intensidade da resposta interna do sistema, sem interferir na evolução temporal do movimento ou na forma geral das forças geradas. Dessa forma, a rigidez do contato será usada como um ajuste fino durante o processo de calibração do modelo com os dados do Orthoload.

6.1 INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DA PRÓTESE

O objetivo desta etapa é investigar como o posicionamento do componente femoral influencia as forças de contato articulares no joelho com prótese. Para isso, foram realizados ajustes iterativos no modelo do OpenSim, modificando o posicionamento relativo do componente femoral em relação ao componente tibial. As investigações concentraram-se em dois parâmetros principais:

- A altura (y) do componente femoral em relação ao platô tibial (em azul na Fig. 19);
- O ângulo do componente femoral em relação ao eixo anteroposterior (em vermelho na Fig. 19).

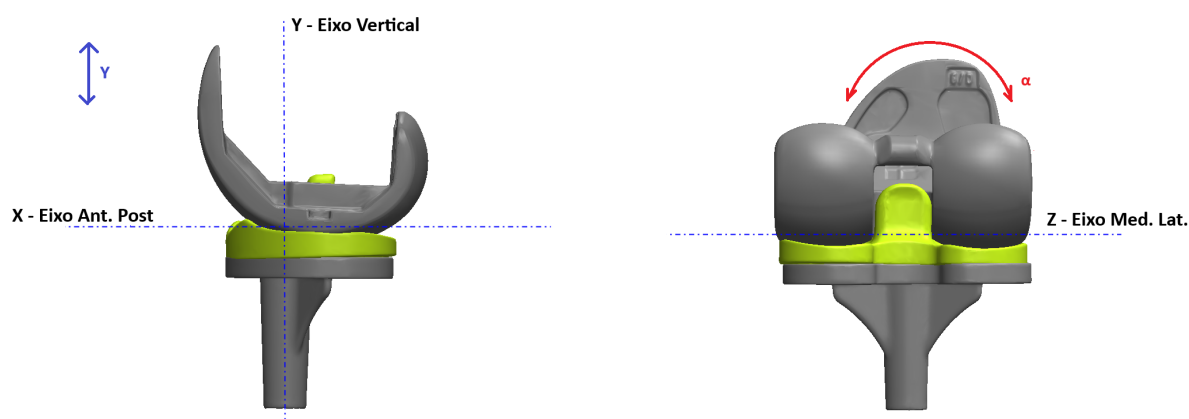


Figura 19 – Prótese com o sistema de coordenadas inserido para a visualização do referencial adotado

Fonte: Próprio Autor (2025)

As variações são organizadas conforme os setups mostrados na Tab. 4. Inicialmente, avalia-se apenas a influência da altura do componente femoral, variando sua posição ao longo do eixo y . Em seguida, realiza-se a análise da inclinação angular (α) no plano coronal, conforme apresentando na Fig. 4. Os valores apresentados correspondem ao posicionamento inicial adotado no modelo, ajustado manualmente, posicionando o componente femoral a 90 graus de flexão, com os côndilos femorais em contato, de modo a garantir o melhor alinhamento possível para a avaliação.

Configurações	y [mm]	α [°]
Inicial	0	0
1	0,5	0
2	1	0
3	-0,5	0
4	-1	0
5	0	1
6	0	2
7	0	-1
8	0	-2

Tabela 4 – Configurações de posicionamentos do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

As Figs. 20, 21, 22, 23 e 24 ilustram os resultados da influência da altura (y) na resposta das forças de contato. Na figura 24, a curva em Y foi truncada para não comprometer a visualização das demais. O pico atingido por essa curva foi em torno de 5600 N.

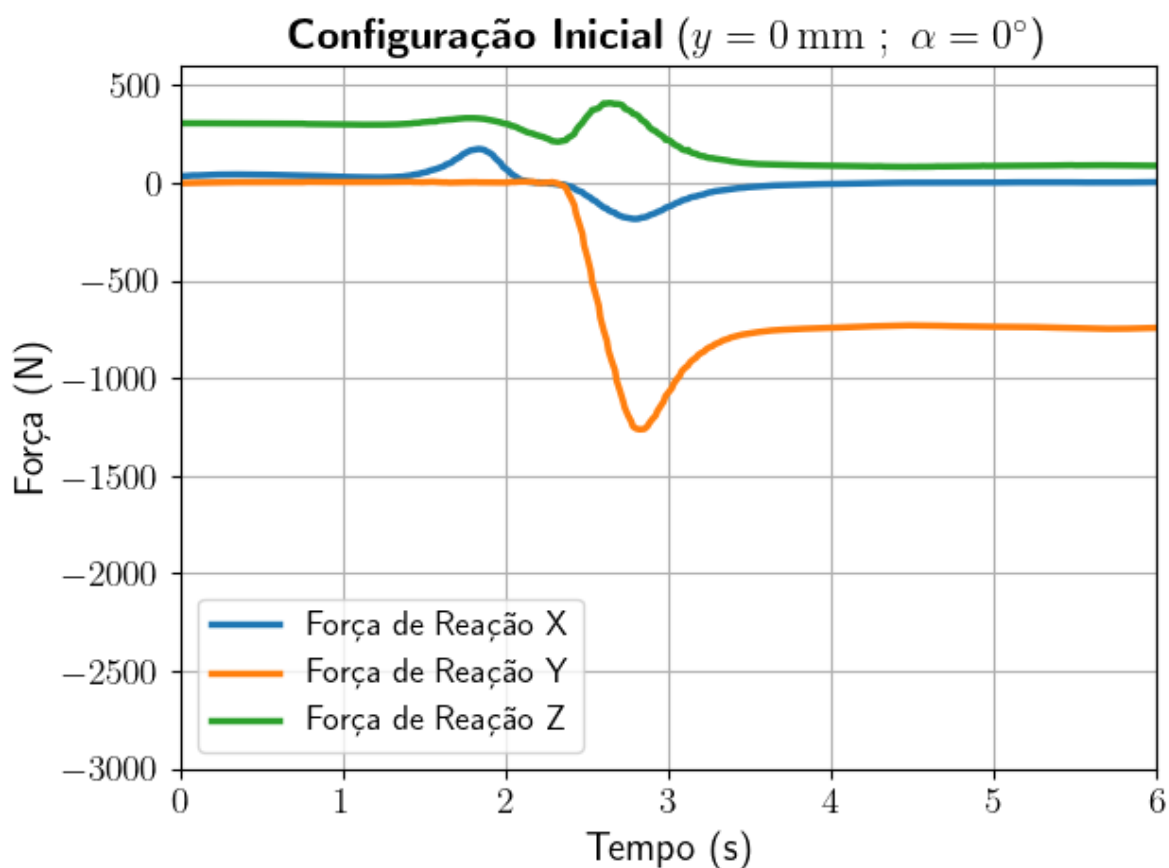


Figura 20 – Resultados para a configuração original da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

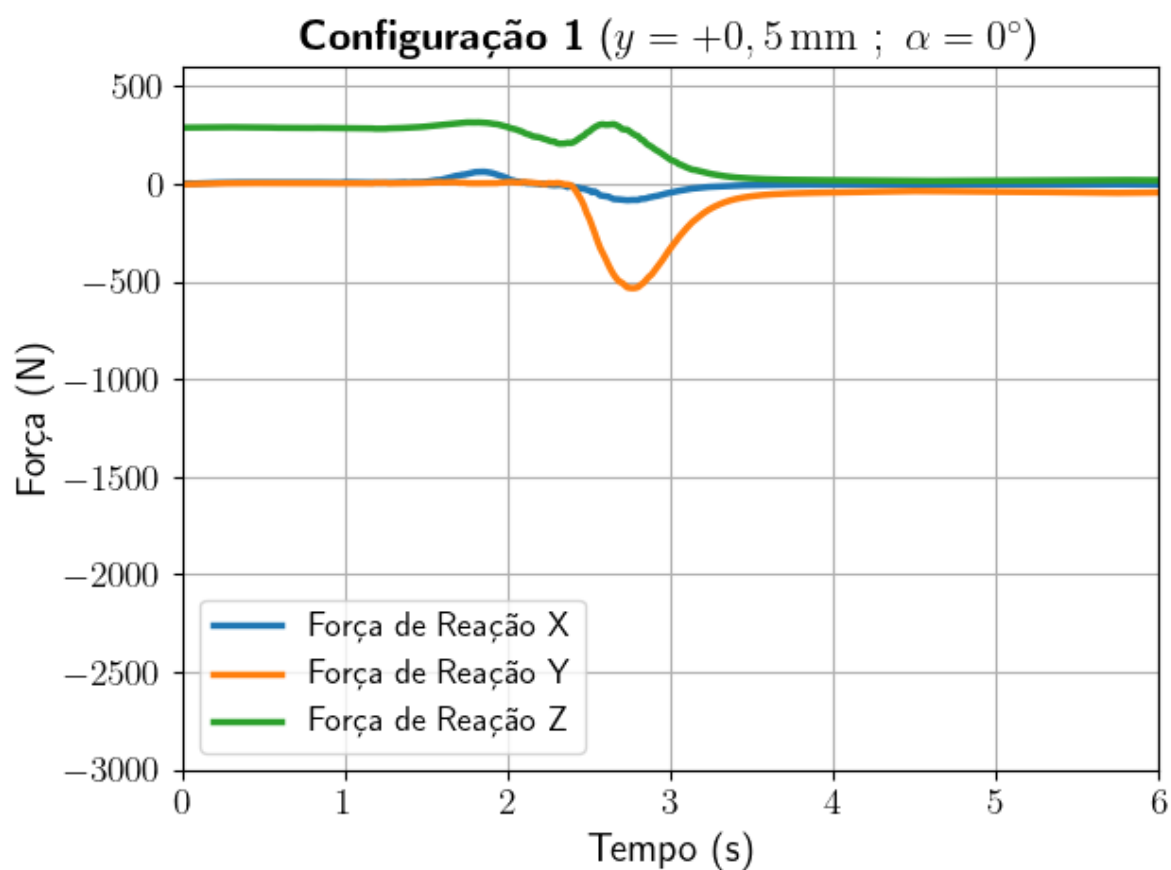


Figura 21 – Resultados para a configuração 1 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

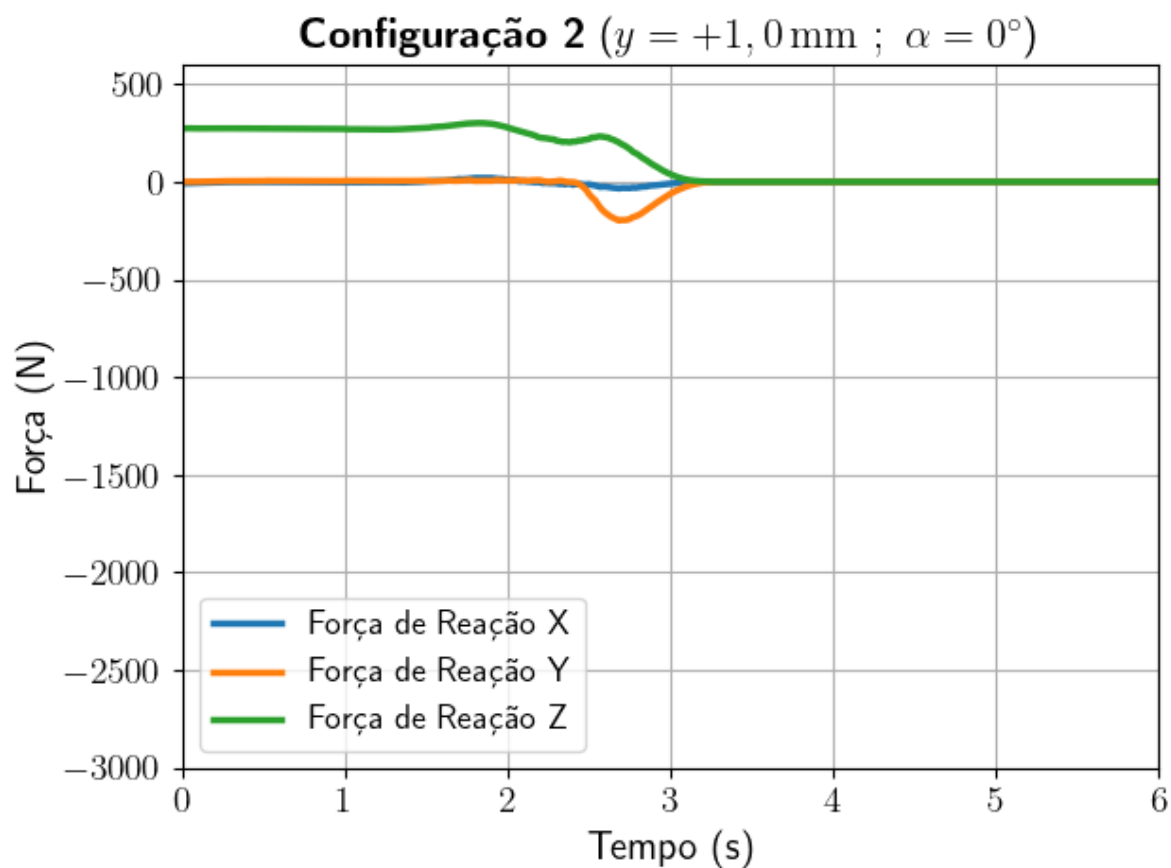


Figura 22 – Resultados para a configuração 2 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

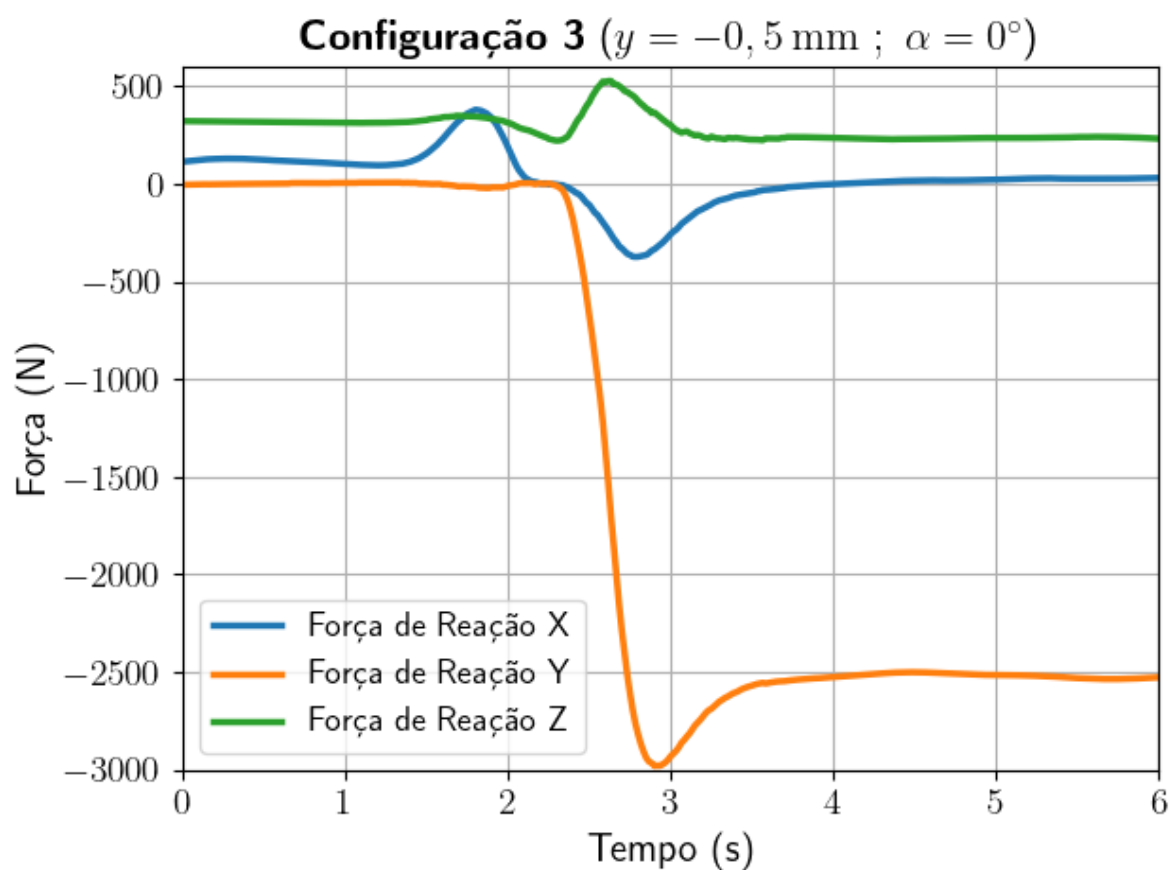


Figura 23 – Resultados para a configuração 3 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

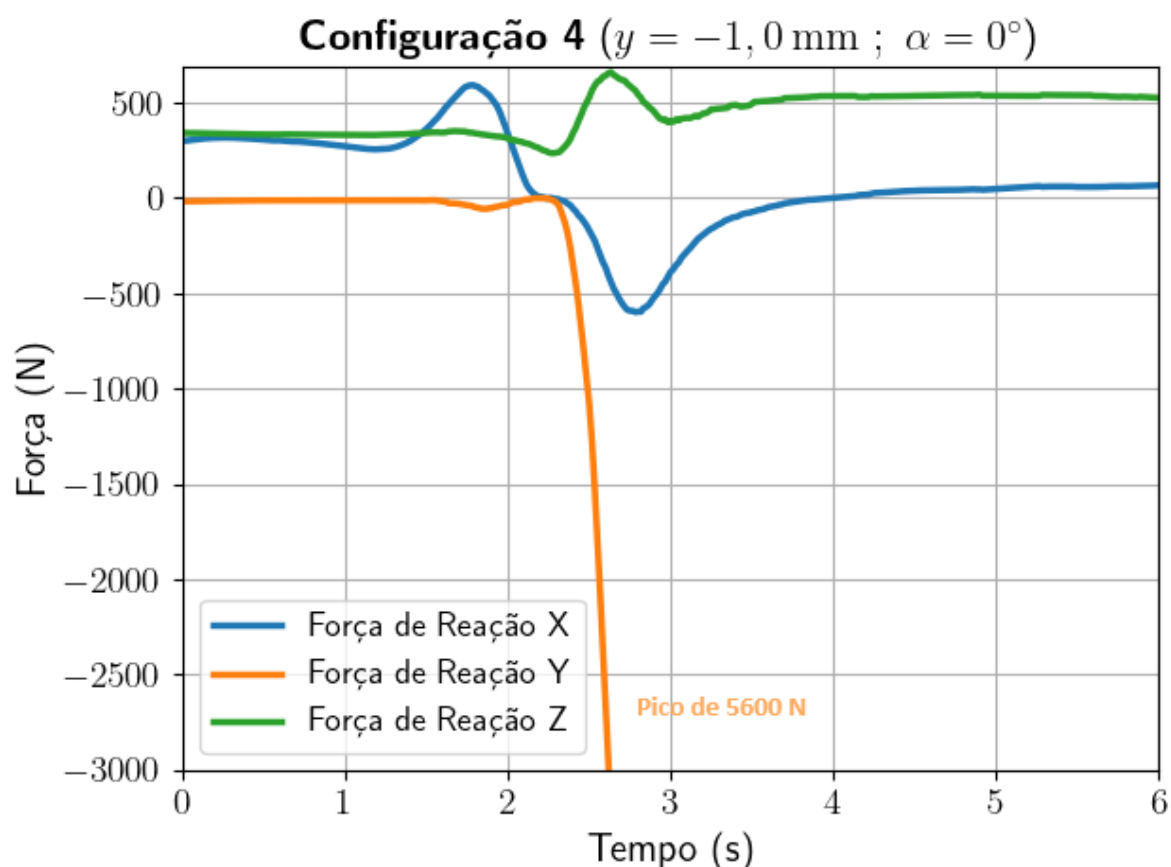


Figura 24 – Resultados para a configuração 4 da avaliação da altura (medida y) do componente femoral em relação ao platô tibial

Fonte: Próprio Autor (2025)

Para avaliar adequadamente a influência da variação angular (α) sobre o comportamento das forças articulares, é necessário refinar a modelagem das superfícies de contato. Nesse sentido, as superfícies de contato foram divididas em compartimentos medial e lateral, permitindo uma análise individualizada da distribuição das forças em cada região. Essa separação é essencial para identificar padrões assimétricos na resposta do modelo frente a variações na orientação do componente femoral. A Figura 25 ilustra a separação.

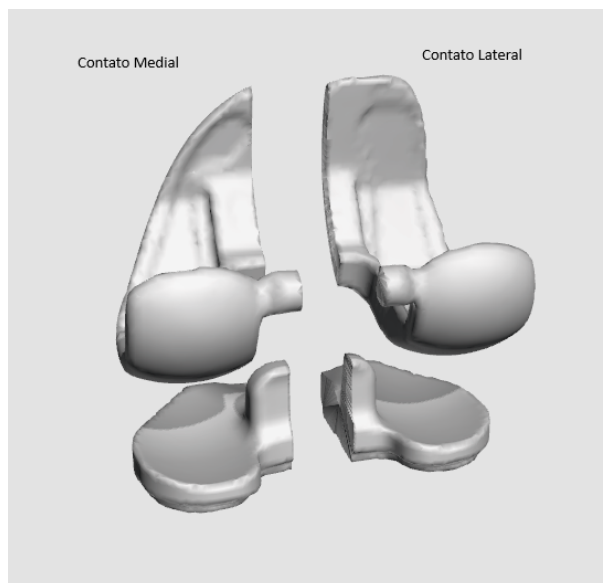


Figura 25 – Divisão entre contato medial e lateral da prótese

Fonte: Próprio Autor (2025)

As Figs. 26, 27, 28, 29 e 30 mostram os resultados relacionados à variação do ângulo. Esta análise permitiu observar com maior clareza como a distribuição das forças entre os compartimentos medial e lateral se comporta diante de pequenas alterações de posicionamento angular. Para evitar interpretações erradas, as forças, chamadas de mediais e laterais nos gráficos, são as reações em cada lado do platô tibial. Ou seja, a "ForçaMedial Y", por exemplo, nada mais é que a força de reação na direção vertical no lado medial do platô.

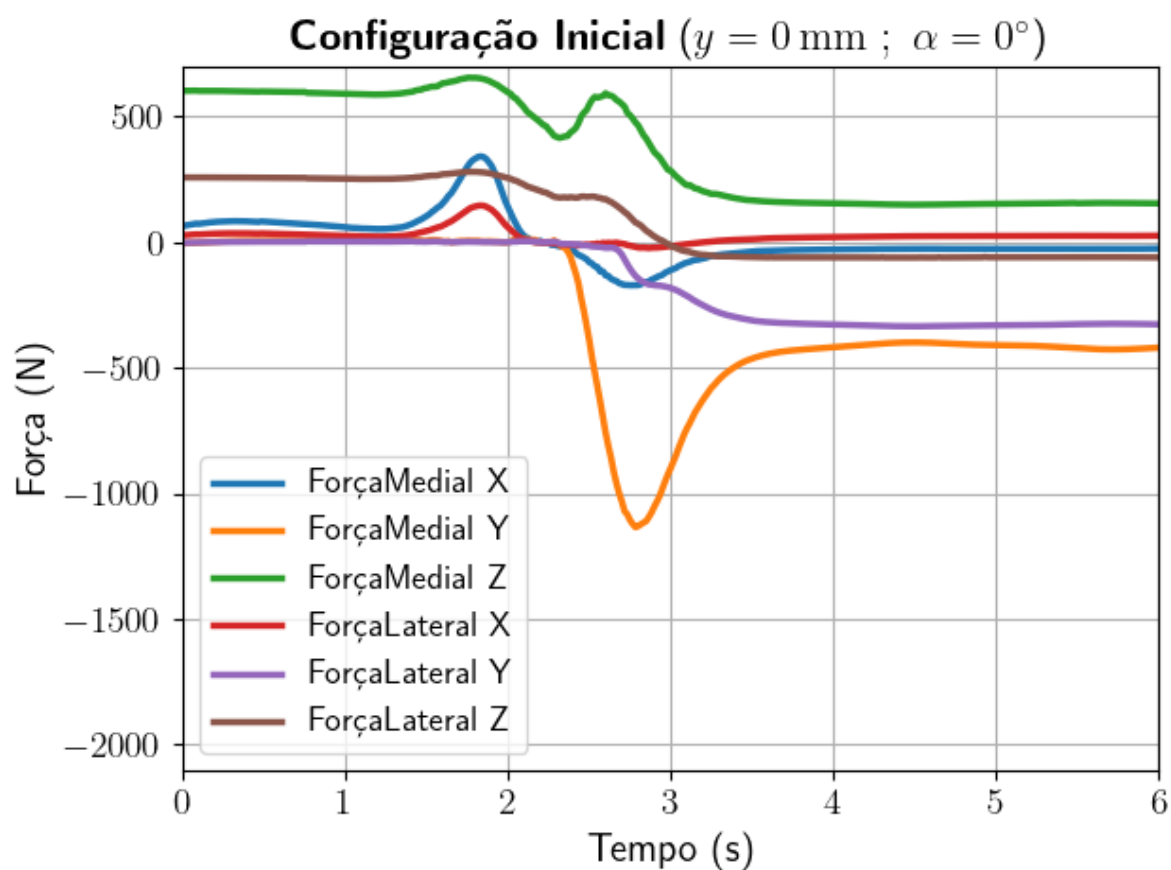


Figura 26 – Resultados da avaliação do ângulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup original

Fonte: Próprio Autor (2025)

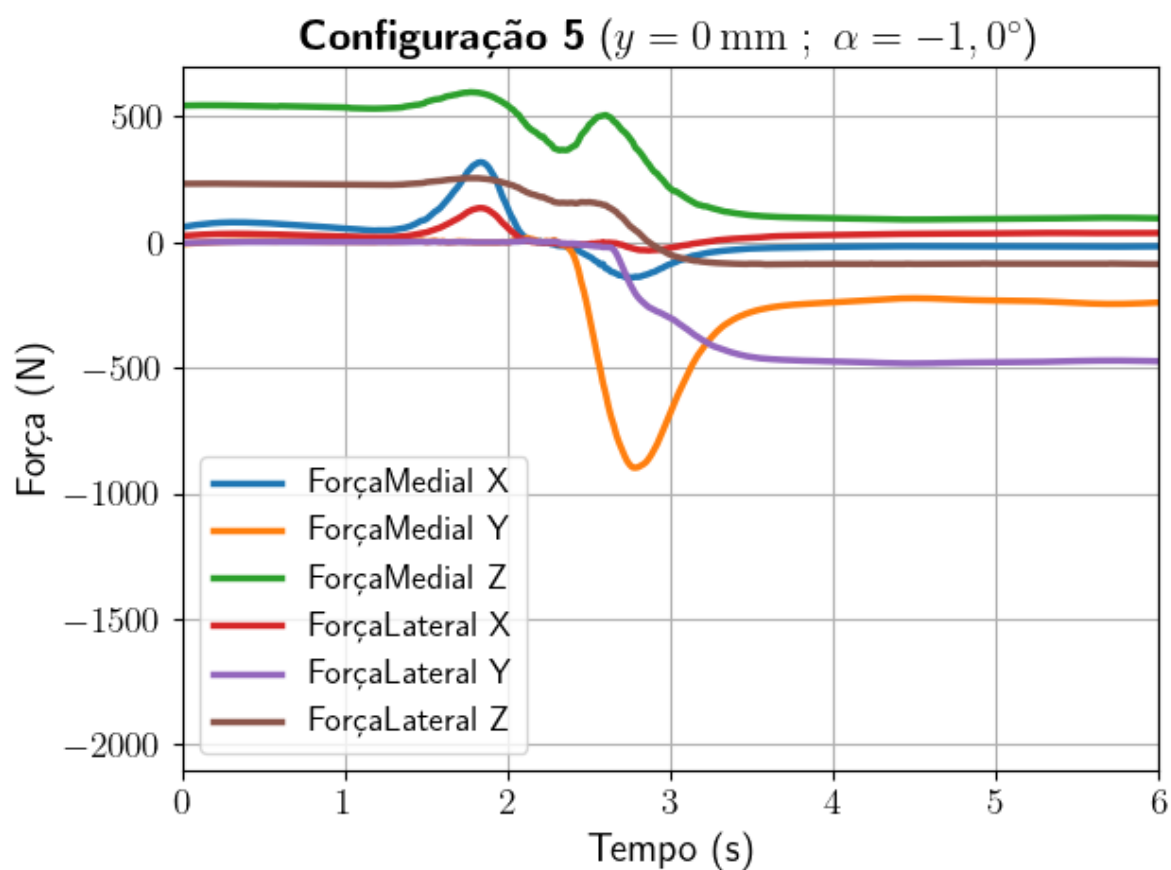


Figura 27 – Resultados da avaliação do ângulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 5

Fonte: Próprio Autor (2025)

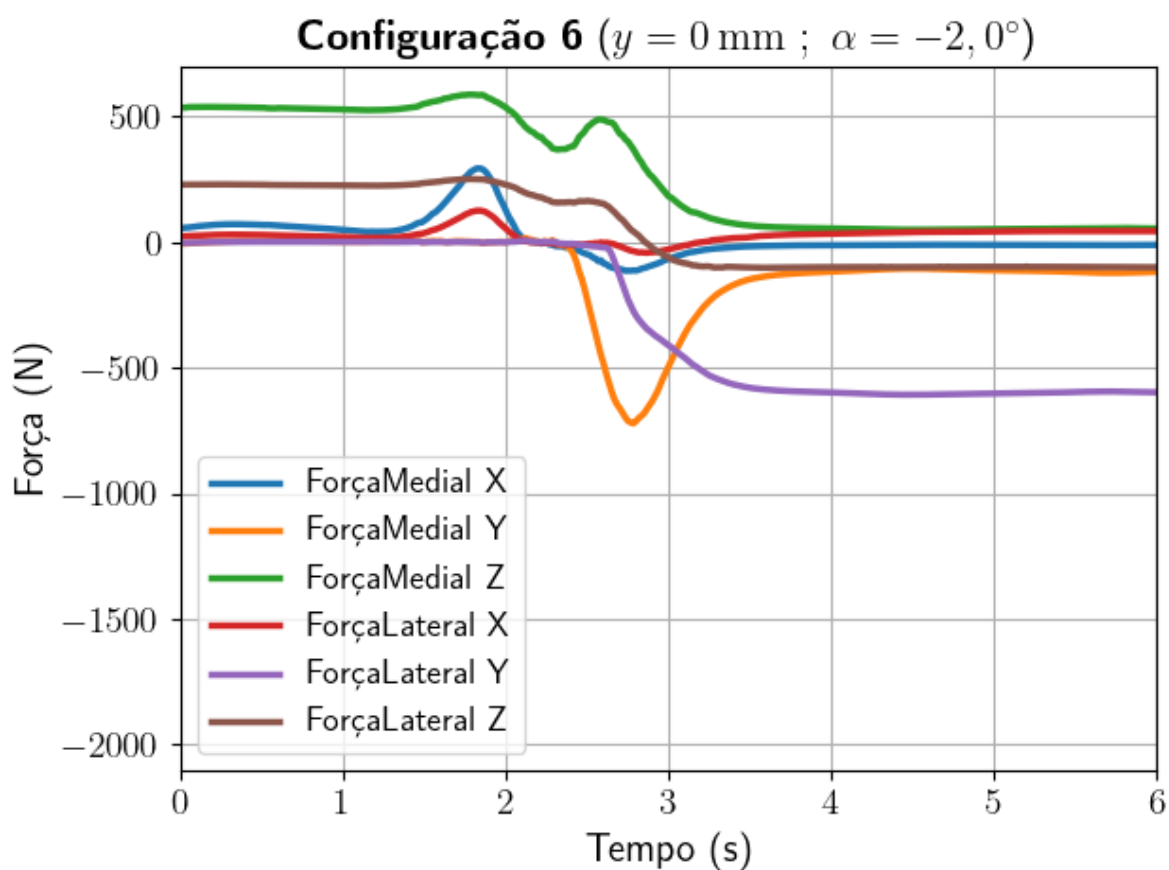


Figura 28 – Resultados da avaliação do ângulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 6

Fonte: Próprio Autor (2025)

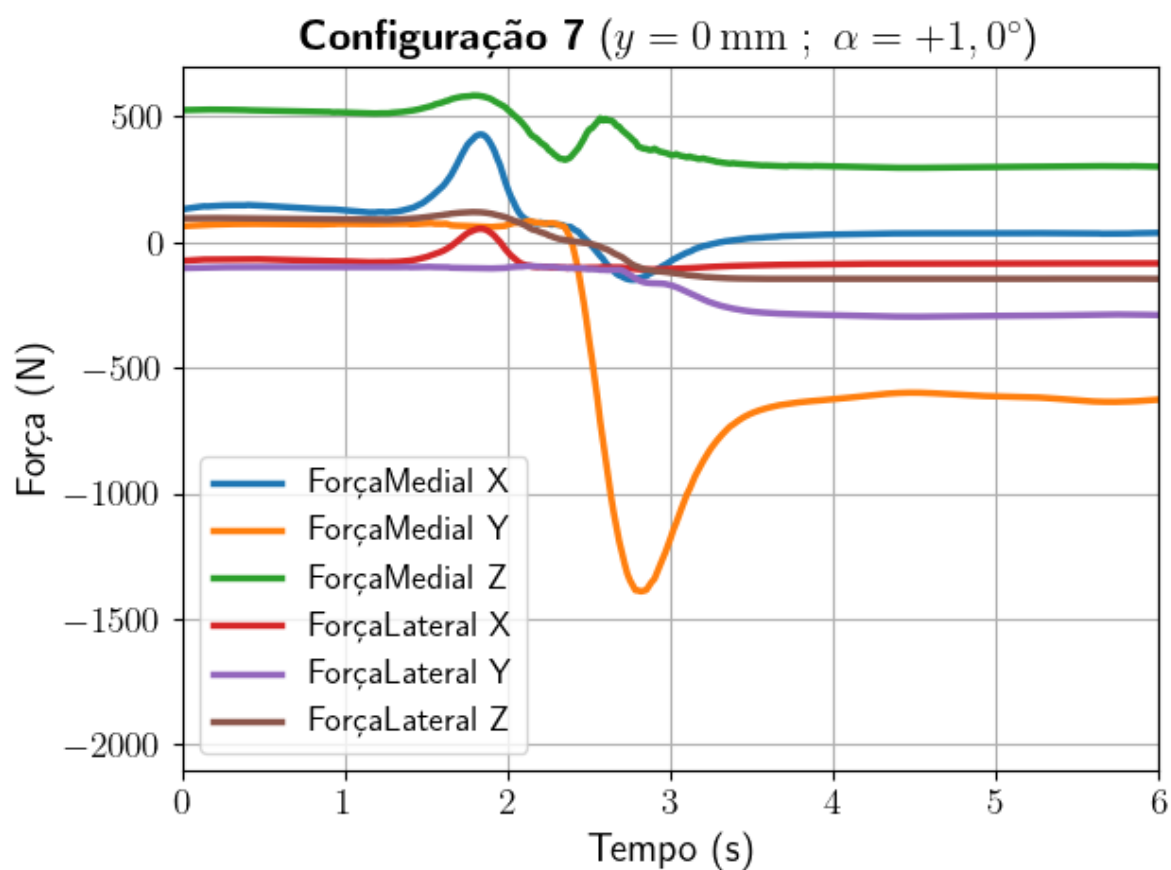


Figura 29 – Resultados da avaliação do ângulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 7

Fonte: Próprio Autor (2025)

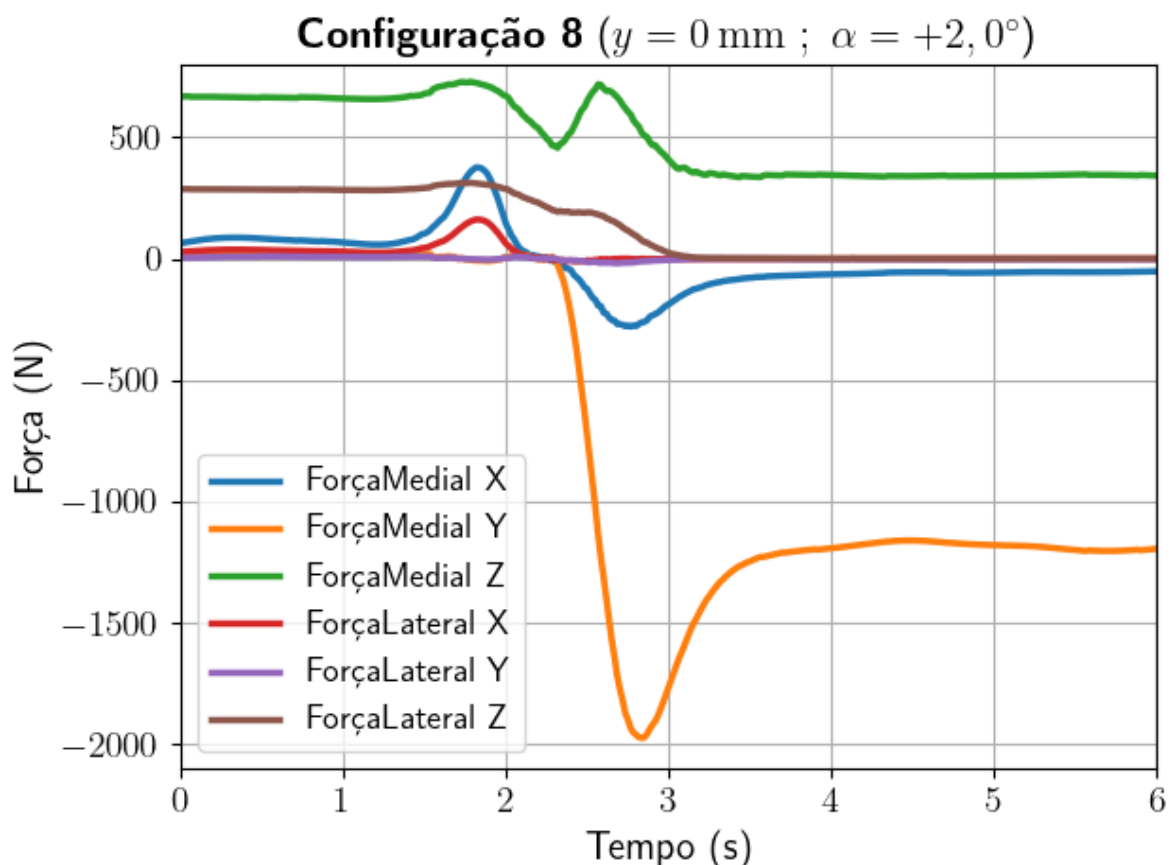


Figura 30 – Resultados da avaliação do ângulo (medida α) do componente femoral em relação ao platô tibial - Setup 8

Fonte: Próprio Autor (2025)

Observa-se que alterações milimétricas no valor de y provocaram mudanças significativas nas forças de contato, que estão diretamente atreladas ao nível de penetração entre os componentes protéticos. Quando aumenta-se a altura, ou seja, diminui-se a penetração, temos uma redução do pico de força na direção vertical e uma redução no valor da força em x (direção anteroposterior). E o contrário acontece quando aumentamos a penetração. Já a força em z (direção medial-lateral), não sofreu muitas alterações se comparado com o setup inicial. A configuração com altura inicial apresentou os melhores resultados entre todas as configurações testadas, caracterizando-se por uma diferença entre o pico e a força final condizente com a realidade experimental.

A alteração do ângulo no plano coronal provocou mudanças importantes na resposta das forças de contato, especialmente em termos de pico de carga e distribuição medial e lateral. A distribuição ideal esperada, baseada em dados experimentais da literatura, é aproximadamente 70% da carga sustentada pelo lado medial e 30% pelo lateral. Essa proporção é amplamente aceita e é reportada por Morrison (1970) em um dos estudos clássicos da biomecânica do joelho.

Esse comportamento reforça uma premissa frequentemente destacada na lite-

ratura: os parâmetros de posicionamento dos componentes protéticos e os marcos anatômicos utilizados no modelo são determinantes para a acurácia das simulações musculoesqueléticas. Em especial, o posicionamento do componente femoral é crítico, pois define o ponto e a geometria de contato com o platô tibial, afetando diretamente as forças articulares resultantes.

No presente trabalho, busca-se identificar o posicionamento do componente femoral que melhor reproduzisse os dados de força de contato disponíveis na base experimental OrthoLoad, utilizando-os como referência para calibração do modelo. Dentre os diferentes setups avaliados, o Setup 7 apresentou os resultados mais compatíveis com a realidade biomecânica observada, especialmente em termos de magnitude e distribuição das forças articulares. Com isso, torna-se possível configurar um modelo genérico com comportamento representativo, capaz de refletir, de forma satisfatória, as condições fisiológicas de contato em um joelho protetizado.

Adicionalmente, é importante ressaltar que o posicionamento da prótese pode variar significativamente entre pacientes, devido a diferenças anatômicas, técnicas cirúrgicas adotadas e ao tipo de implante utilizado. Os resultados aqui obtidos reforçam, portanto, a importância do desenvolvimento de modelos personalizados para uma avaliação mais precisa das forças articulares e do desempenho biomecânico dos implantes.

6.2 MODELO CALIBRADO E COMPARAÇÃO FINAL COM ORTHOLOAD

Após alcançar um posicionamento satisfatório da prótese, calibrado com base nos dados experimentais do banco Orthoload, realiza-se um ajuste fino no modelo utilizando o parâmetro de rigidez do contato. Esse ajuste teve como objetivo minimizar as discrepâncias entre as forças de contato estimadas no modelo numérico e aquelas observadas experimentalmente, buscando a melhor correspondência possível com os dados reais.

O ajuste é feito visando diminuir duas principais diferenças entre o modelo: o valor da força vertical no pico de carga e o valor da força vertical após o fim do movimento. Como alterações na rigidez alteram apenas a magnitude das curvas, esse ajuste eram realizáveis. Os parâmetros finais do modelo podem ser vistos na Tabela 5. Lembrando que a altura y e o ângulo α são do componente femoral.

Rigidez EFM	Dissipação EFM	μ Estático	μ Dinâmico	Posição y	Ângulo α
$4,245 \cdot 10^{10}$ N/m	57,7 Ns/m	0	0	0 mm	-1°

Tabela 5 – Parâmetros do modelo numérico criado

Fonte: Próprio Autor (2025)

A Figura 31 apresenta uma comparação entre as forças de contato no platô tibial

obtidas a partir do modelo desenvolvido no OpenSim e os resultados disponibilizados pelo banco de dados Orthoload. Cabe destacar que os dados experimentais estavam normalizados em função do peso corporal do indivíduo, expressos em porcentagem (%BW). Para possibilitar uma comparação mais precisa, a massa corporal utilizada nos dados do Orthoload é atribuída ao modelo numérico, permitindo assim a conversão dos resultados simulados para a mesma unidade de referência.

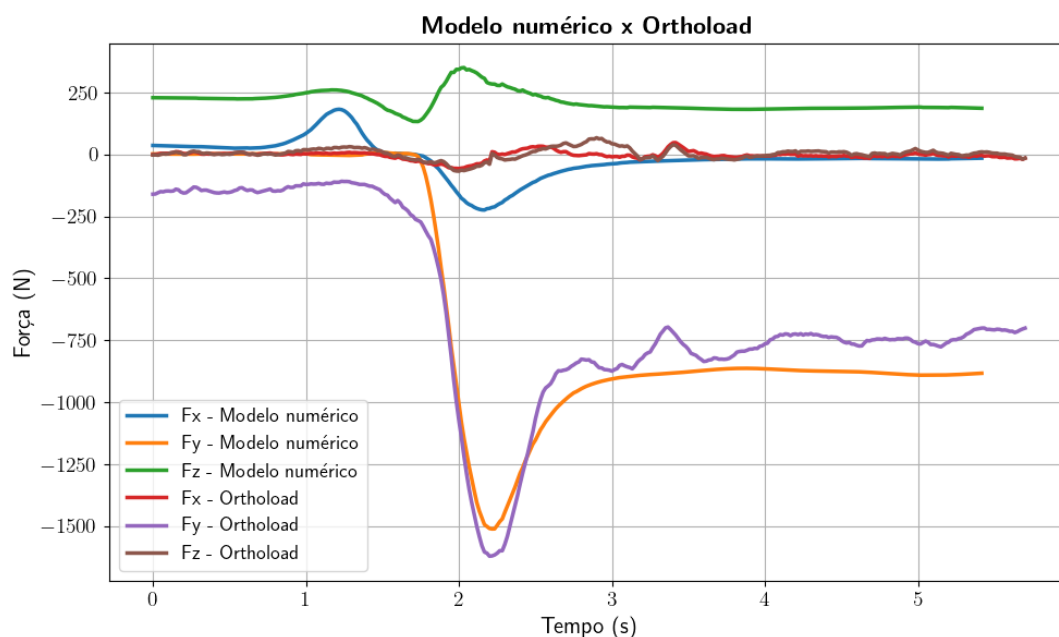


Figura 31 – Resultados da comparação final do modelo numérico com o experimental do Orthoload

Fonte: Próprio Autor (2025)

Por fim, a Figura 32 apresenta a evolução temporal da distribuição de cargas nos côndilos medial e lateral ao longo do movimento. Após a fase de levantar-se, observa-se uma predominância da carga no côndilo medial, com aproximadamente 70% do total, enquanto o côndilo lateral suporta os 30% restantes. Este comportamento está de acordo com o discutido na Seção 6.1.

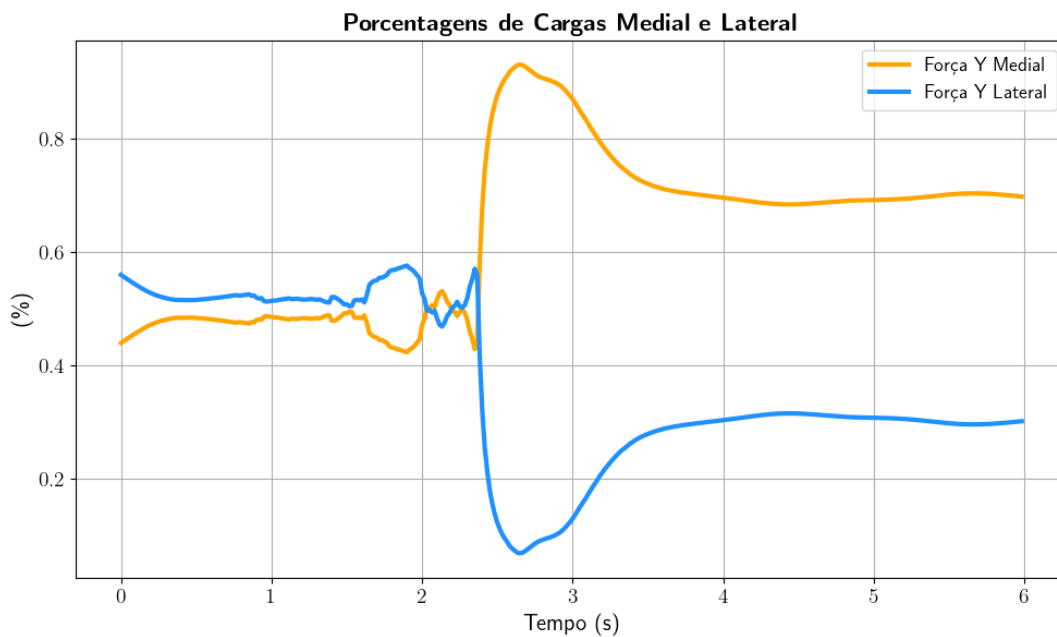


Figura 32 – Porcentagens dos carregamentos medial e lateral do modelo durante o movimento

Fonte: Próprio Autor (2025)

7 CONCLUSÕES

O presente trabalho desenvolveu e avaliou um modelo musculoesquelético de membros inferiores com uma prótese total de joelho (ATJ), com o objetivo de analisar o comportamento biomecânico da articulação e investigar as forças de contato resultantes no platô tibial. Para isso, foi realizada uma fundamentação teórica sobre a dinâmica multicorpo, cinemática inversa, dinâmica inversa e otimização estática, além da implementação de um modelo no software OpenSim, cuja exploração deste também constava como um dos objetivos do trabalho. Os resultados obtidos foram comparados com dados experimentais da base OrthoLoad, com foco na validação e calibração do modelo.

As principais conclusões obtidas a partir desse estudo são:

- O posicionamento do componente femoral apresentou forte influência sobre os resultados de força de contato, com variações milimétricas na altura e na inclinação do componente afetando significativamente a magnitude e a distribuição das forças de contato. Estas observações indicam que é preciso discriminar melhor as operações envolvidas para cálculo destes valores e como estes se relacionam com o balanço mecânico de esforços nas juntas.
- A separação das superfícies de contato em compartimentos medial e lateral permitiu uma análise mais detalhada da distribuição das cargas resultantes. O setup 7, que incluiu uma leve inclinação no componente femoral, apresentou a melhor compatibilidade com os dados experimentais, reproduzindo uma distribuição de aproximadamente 70% da carga no lado medial e 30% no lado lateral, conforme relatado por Morrison (1970).
- Apesar da calibração realizada com base nos dados do banco OrthoLoad, o modelo numérico apresentou divergências em relação às forças articulares medidas experimentalmente. Essas diferenças podem ser atribuídas a diversos fatores. Um dos principais é o fato de que o movimento analisado foi originalmente gravado em um indivíduo sem prótese de joelho, o que implica em diferenças fisiológicas e biomecânicas relevantes em comparação com um paciente protetizado, especialmente no padrão de ativação muscular e na cinemática articular.
- As análises confirmaram que o modelo é sensível a pequenas variações geométricas e pode ser ajustado para representar diferentes condições clínicas. A capacidade de reproduzir resultados fisiológicos com um modelo genérico demonstra o potencial de ferramentas como o OpenSim para análise pré-clínica de implantes ortopédicos.
- A variabilidade interindividual, incluindo diferenças anatômicas e técnicas

cirúrgicas, reforça a importância do uso de modelos personalizados para avaliação de desempenho de próteses. Este trabalho destaca como pequenas alterações no posicionamento podem levar a mudanças relevantes na mecânica articular, o que pode estar associado a falhas a longo prazo ou desconforto pós-operatório.

Em síntese, os resultados demonstram não apenas a viabilidade, mas também a relevância e a utilidade de modelos musculoesqueléticos integrados a sistemas de simulação multicorpo na avaliação biomecânica de próteses articulares. Essa abordagem permite investigar, de forma não invasiva e controlada, os efeitos de diferentes configurações cirúrgicas, posicionamentos de implantes e condições fisiológicas sobre as forças articulares e o comportamento funcional da articulação. O estudo enfatiza que, os modelos computacionais oferecem uma ferramenta poderosa para otimização de projetos de próteses, planejamento cirúrgico e análise de risco de falhas, podendo ser adaptados e personalizados com base em dados clínicos específicos.

Além disso, conseguiu-se cumprir todos os objetivos definidos no início do trabalho. Foi realizada uma revisão detalhada da teoria de dinâmica multicorpos, abrangendo fundamentos matemáticos, formulações de dinâmica inversa e otimização estática. Esse embasamento permitiu a compreensão e aplicação adequada das técnicas no modelo desenvolvido.

O OpenSim foi utilizado como ferramenta principal para construção, simulação e análise do modelo musculoesquelético, permitindo a implementação de articulações, definição de contatos e execução de simulações dinâmicas. Foi construído um modelo numérico representando a perna direita com a prótese PS, integrando dados geométricos e parâmetros articulares condizentes com a realidade protética estudada. As forças de contato foram calculadas para o movimento de levantar-se, sendo comparadas a dados experimentais, com boa concordância nos padrões de distribuição e magnitude, reforçando a validade do modelo.

7.0.1 Sugestões de trabalhos futuros

Os tópicos apresentados abaixo são sugestões de trabalhos futuros que podem aprofundar o conhecimento desenvolvido durante esse trabalho.

- Estudo comparativo entre técnicas cirúrgicas de alinhamento: analisar como diferentes estratégias, como o alinhamento cinemático e o alinhamento mecânico, impactam a distribuição das forças de contato, o risco de complicações pós-operatórias e o desempenho funcional da prótese.
- Ampliação de movimentos: ampliar o estudo para incluir outros gestos funcionais de alta demanda, como subir escadas, saltar ou correr, a fim de avaliar o desempenho da prótese sob diferentes condições de carregamento não

presentes no banco de dados do Orthoload.

- Estudos sobre otimização do design da prótese: com base nas simulações realizadas, poderiam ser testadas diferentes geometrias da prótese, incluindo modelos modernos especificamente desenhados para alinhamento cinemático, como a prótese GMK Sphere da Medacta (MEDACTA INTERNATIONAL, 2025), utilizando otimização paramétrica para identificar configurações que minimizem cargas excessivas.
- Correlacionar as variações de posicionamento da prótese com os intervalos de folga admissíveis na prática clínica. Este estudo poderia investigar se alterações dentro das tolerâncias recomendadas pelo fabricante ou pela literatura mantêm o desempenho biomecânico desejado, ou se determinadas combinações de ajustes, mesmo dentro dos limites, impactam negativamente a distribuição de cargas e a estabilidade articular
- Análise probabilística de incertezas: os modelos utilizados são determinísticos, mas, na prática clínica, há grande variabilidade interindividual em parâmetros como rigidez articular, força muscular e até no posicionamento da prótese. Um avanço interessante seria incorporar métodos probabilísticos, como Análise de Monto Carlo para avaliar como as incertezas nesses parâmetros influenciam as cargas articulares e o desempenho da prótese.

REFERÊNCIAS

- ABDULLAH, Muhammad; HULLECK, Abdul Aziz; KATMAH, Rateb; KHALAF, Kinda; EL-RICH, Marwan. Multibody dynamics-based musculoskeletal modeling for gait analysis: a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Springer, v. 21, n. 1, p. 178, 2024.
- AMBRÓSIO, Jorge AC; KECSKEMÉTHY, Andrés. Multibody dynamics of biomechanical models for human motion via optimization. *In: MULTIBODY Dynamics: Computational Methods and Applications*. [S.l.]: Springer, 2007. p. 245–272.
- ANDERSON, Frank C; PANDY, Marcus G. Dynamic optimization of human walking. **J. Biomech. Eng.**, v. 123, n. 5, p. 381–390, 2001.
- BAUMER S.A. **Baumer – Soluções em Ortopedia, Prevenção e Controle de Infecções, Life Science, Regeneração Óssea e Serviços**. [S.l.: s.n.], 2025. <https://www.baumer.com.br/>. Acesso em: 5 jun. 2025.
- CHANDRASEKARAN, Mritula; FRANCIK, Jarek; MAKRIS, Dimitrios. Gait data augmentation using physics-based biomechanical simulation. **arXiv preprint arXiv:2307.08092**, 2023.
- CLÍNICA SPORTSMED. **Prótese do Joelho – Quando é indicada e como é a cirurgia**. [S.l.: s.n.], 2025. <https://clinciasportsmed.com.br/protese-do-joelho/>. Accessed: 2025-06-05.
- CRAIG, John J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. 3. ed. [S.l.]: Pearson/Prentice Hall, 2005.
- DELP, Scott L; ANDERSON, Frank C; ARNOLD, Allison S; LOAN, Peter; HABIB, Ayman; JOHN, Chand T; GUENDELMAN, Eran; THELEN, Darryl G. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE transactions on biomedical engineering**, IEEE, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007.
- FEATHERSTONE, Roy. **Rigid body dynamics algorithms**. [S.l.]: Springer, 2014.
- GOLDSTEIN, Herbert; POOLE, Charles; SAFKO, John. **Classical Mechanics**. 3. ed. [S.l.]: Addison-Wesley, 2002.
- HAST, Michael W; HANSON, Brett G; BAXTER, Josh R. Simulating contact using the elastic foundation algorithm in OpenSim. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 82, p. 392–396, 2019.
- HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences**, The Royal Society, v. 126, n. 843, p. 136–195, 1938.

KEBBACH, Maeruan; DAROWSKI, Martin; KRUEGER, Sven; SCHILLING, Christoph; GRUPP, Thomas M; BADER, Rainer; GEIER, Andreas. Musculoskeletal multibody simulation analysis on the impact of patellar component design and positioning on joint dynamics after unconstrained total knee arthroplasty. **Materials**, MDPI, v. 13, n. 10, p. 2365, 2020.

KNARR, Brian A; HIGGINSON, Jill S. Practical approach to subject-specific estimation of knee joint contact force. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 48, n. 11, p. 2897–2902, 2015.

LAI, Adrian; ARNOLD, Allison S; WAKELING, James M. Why are antagonist muscles co-activated in my simulation? A musculoskeletal model for analyzing muscle function during human locomotion. **Annals of Biomedical Engineering**, Springer, v. 45, n. 4, p. 1097–1110, 2017.

MACHADO, Margarida F; FLORES, Paulo; WALTER, JP; FREGLY, BJ. Challenges in using OpenSim as a multibody design tool to model, simulate, and analyze prosthetic devices: a knee joint case-study, 2012.

MEDACTA INTERNATIONAL. **GMK Sphere Knee System**. Castel San Pietro, Switzerland: [s.n.], 2025. <https://www.medacta.com/EN/gmk-sphere-knee-system>. Accessed: 2025-06-04.

MISHRA, Utkarsh A. Learning Control Policies for Imitating Human Gaits. **arXiv preprint arXiv:2106.15273**, 2021.

MORRISON, JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 3, n. 1, p. 51–61, 1970.

MURRAY, Richard M.; LI, Zexiang; SASTRY, S. Shankar. **A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation**. Boca Raton, FL: CRC Press, 1994. ISBN 978-0849379819.

OPENCAP. **OpenCap: Musculoskeletal forces from smartphone videos**. [S.l.: s.n.], 2025. Acessado em: 5 de junho de 2025. Disponível em: <https://www.opencap.ai/>.

OPENSIM. **Scaling a Model**. [S.l.: s.n.], s.d. <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Scaling+a+Model>. Stanford University. Acesso em: 29 abr. 2025.

ORTHOLOAD. **Instrumented Implants**. [S.l.: s.n.], 2025. <https://orthoload.com/>. Accessed: 2025-06-05.

ORTONOM MEDİKAL ÜRÜNLERİ SAN. VE TIC. LTD. ŞTİ. **Ortonom – Sistemas de Prótese de Quadril e Joelho**. [S.l.: s.n.], 2025. <https://ortonom.com.tr/>. Acesso em: 5 jun. 2025.

POPOVIC, Marko B; BOWERS, Matthew P. Kinematics and dynamics. *In*: BIOMECHATRONICS. [S.l.]: Elsevier Amsterdam, Netherlands, 2019. p. 11–43.

RAJAGOPAL, Abhishek; DEMBIA, Christopher L.; DEMERS, Matthew S.; DELP, David D.; HICKS, Jennifer L.; DELP, Scott L. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, n. 10, p. 2068–2079, 2016.

RAVEENDRANATHAN, Vishal; KOOIMAN, Vera GM; CARLONI, Raffaella. Musculoskeletal model of osseointegrated transfemoral amputees in OpenSim. **Plos one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 18, n. 9, e0288864, 2023.

REMUS, Robin; SELKMANN, Sascha; LIPPHAUS, Andreas; NEUMANN, Marc; BENDER, Beate. Muscle-driven forward dynamic active hybrid model of the lumbosacral spine: combined FEM and multibody simulation. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, Frontiers Media SA, v. 11, p. 1223007, 2023.

SCHMITT, Syn; GÜNTHER, Michael; HÄUFLE, Daniel FB. The dynamics of the skeletal muscle: A systems biophysics perspective on muscle modeling with the focus on Hill-type muscle models. **GAMM-Mitteilungen**, Wiley Online Library, v. 42, n. 3, e201900013, 2019.

SETH, Ajay *et al.* OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 14, n. 7, e1006223, 2018.

SIMTK. **SimTK – Simulation Tools for Biomechanics Research**. [S.l.: s.n.], 2025. <https://simtk.org/>. Accessed: 2025-06-05.

SPONG, Mark W.; HUTCHINSON, Seth; VIDYASAGAR, M. **Robot Modeling and Control**. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2006. ISBN 978-0471649908.

TAYLOR, Mark; PRENDERGAST, Patrick J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 48, n. 5, p. 767–778, 2015.

TOKGOZ, Emre; LEVITT, Sarah; SOSA, Diana; CAROLA, Nicholas A; PATEL, Vishal. Biomechanics of total knee arthroplasty. *In*: TOTAL Knee Arthroplasty: A Review of Medical and Biomedical Engineering and Science Concepts. [S.l.]: Springer, 2023. p. 119–154.

UHLRICH, Scott D; FALISSE, Antoine; DELP, Scott L. OpenCap: 3D human movement dynamics from smartphone videos. **bioRxiv**, Cold Spring Harbor Laboratory, 2022. Preprint.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.

YU, Chao; WANG, Fang; WANG, Bingyu; LI, Guibing; LI, Fan. A computational biomechanics human body model coupling finite element and multibody segments for assessment of head/brain injuries in car-to-pedestrian collisions. **International journal of environmental research and public health**, MDPI, v. 17, n. 2, p. 492, 2020.

ZAJAC, Felix E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical reviews in biomedical engineering**, Begell House, v. 17, n. 4, p. 359–411, 1989.

ZATSIORSKY, Vladimir M. **Kinetics of human motion**. [S.l.]: Human kinetics, 2002.

ZHANG, Zhuodong *et al.* Analysis of lumbar spine loading during walking in patients with chronic low back pain and healthy controls: An OpenSim-Based study. **Frontiers in bioengineering and biotechnology**, Frontiers Media SA, v. 12, p. 1377767, 2024.

APÊNDICE A – CRIAÇÃO DO MODELO NO SOFTWARE - TUTORIAL

Os modelos musculoesqueléticos no OpenSim podem ser desenvolvidos utilizando essencialmente duas abordagens:

1. Via código: diretamente através da manipulação de arquivos de configuração e scripts escritos na linguagem XML (eventualmente complementados com scripts em MATLAB ou Python). Essa abordagem oferece alto nível de personalização e automação, mas exige conhecimento aprofundado sobre a estrutura interna dos modelos e sobre as APIs do OpenSim
2. Via interface gráfica: utilizando ambientes gráficos que permitem a construção, visualização e edição de modelos de forma mais intuitiva. Tradicionalmente, o OpenSim oferece uma interface gráfica padrão (GUI – Graphical User Interface), amplamente utilizada por pesquisadores. No entanto, recentemente, surgiu uma ferramenta complementar chamada OpenSim Creator.

O OpenSim Creator é uma aplicação dedicada à criação, visualização e edição de modelos musculoesqueléticos, que atua essencialmente como uma interface gráfica sobre a estrutura de dados do modelo, permitindo manipular corpos rígidos, articulações e forças sem a necessidade de editar diretamente os arquivos XML subjacentes. Embora facilite significativamente o processo de modelagem, é importante ressaltar que, conceitualmente, ele funciona como um ambiente de edição e visualização do modelo, que, em sua essência, continua sendo descrito em XML conforme o padrão OpenSim.

Neste apêndice, será descrito detalhadamente o passo a passo adotado neste trabalho desde a criação e configuração do modelo musculoesquelético com prótese de joelho no OpenSim, até a realização da simulação dinâmica e extração de resultados dentro do software.

Etapa 1 - Criação do modelo e Inserção dos corpos

Ao abrir o OpenSim Creator, selecione a opção "NewModel" para iniciar um modelo em branco. O primeiro passo é definir os corpos rígidos principais. Para isso, é necessário selecionar a guia "Add" no canto superior esquerdo e clicar em "body". Após isso, é necessário definir os parâmetros deste novo corpo rígido: massa, centro de massa, inércia e a geometria (malha). O OpenSim consta com um repositório interno com diversas geometrias dos principais ossos do corpo humano. De lá que retira-se as geometrias da pelvis, femur, tíbia, patella e os demais usados no modelo. A figura A.1 ilustra o processo de inserção de um novo corpo.

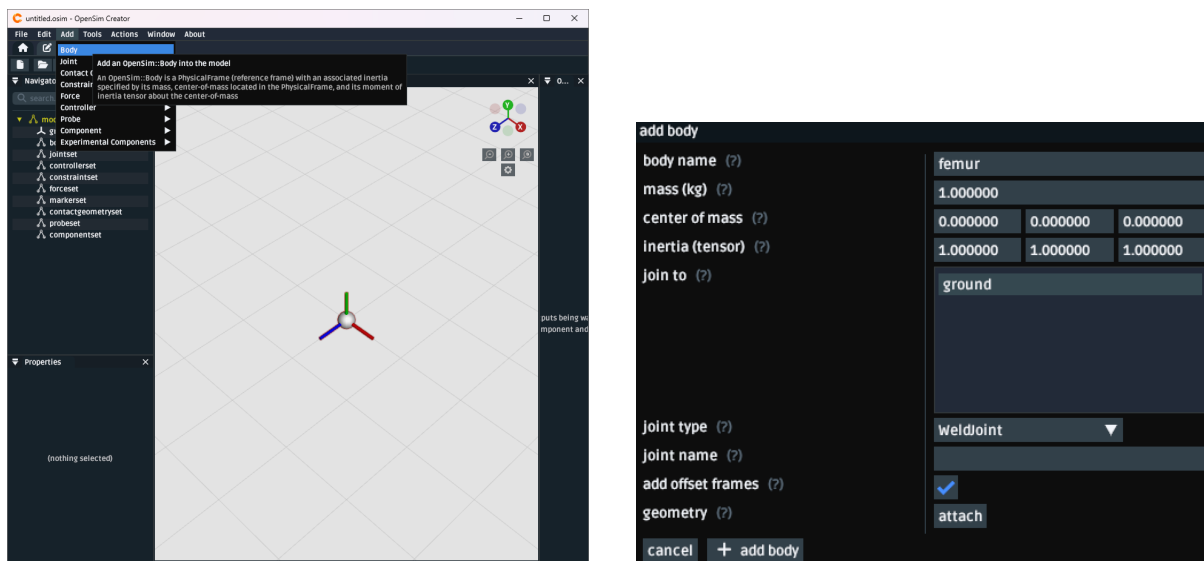


Figura A.1 – Etapa de inserção de corpos rígidos no modelo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Para inserir um componente diferente no modelo, como no nosso caso uma prótese, é necessário que as geometrias estejam em formato malhado. O procedimento é o mesmo, mas, ao escolher a geometria, deve-se selecionar o arquivo da prótese (formato .stl ou .obj), em vez de utilizar as geometrias nativas do software. A figura A.2 ilustra como o modelo deve estar ao fim dessa etapa, com todos os corpos rígidos (ossos) e a prótese inserida.

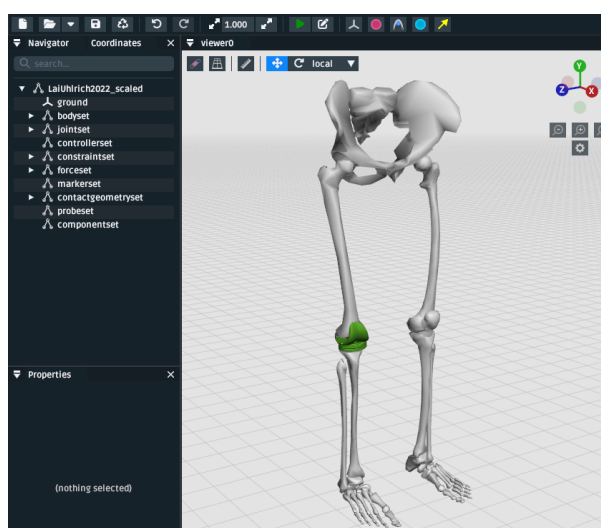


Figura A.2 – Modelo com todos os corpos rígidos

Fonte: Próprio Autor (2025)

Etapa 2 - Definição das articulações

Para inserir uma nova articulação no modelo, é preciso clicar na aba "Add" e selecionar "Joint". É necessário definir o tipo de junta e quais são os corpos a serem

conectados. O número de graus de liberdade do modelo depende dos tipos de articulação que serão utilizadas. Clicando em cima da junta criada, você ainda consegue editar o posicionamento e a rotação da articulação, buscando uma cinemática mais realista. Deve-se repetir esse processo para todas as articulações que devem ser adicionadas no modelo. A figura A.3 ilustra o processo de inserção e edição do posicionamento da junta, tomando como exemplo a junta do quadril direito, modelada como uma *ball joint*.

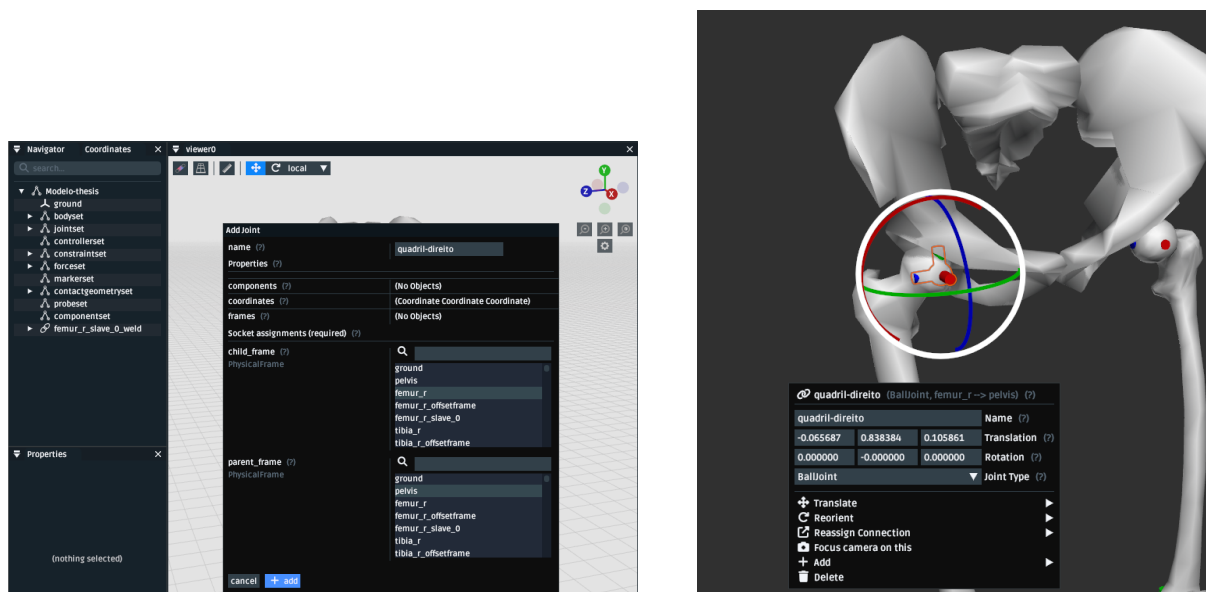


Figura A.3 – Etapa de inserção das articulações no modelo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Etapa 3 - Inserção dos Músculos

Após o modelo estar com todos os corpos rígidos e articulações devidamente definidos, a próxima etapa consiste na inserção dos músculos. Isso é fundamental para permitir a simulação das forças ativas que atuam sobre o sistema durante o movimento.

Para isso, é necessário adicionar ao modelo os pontos de origem e inserção de cada músculo, que definem o caminho ao longo do qual a força será aplicada. Além desses dois pontos principais, podem ser inseridos pontos intermediários, que ajudam a representar trajetórias musculares mais realistas, especialmente em músculos que contornam articulações ou estruturas ósseas.

Nessa etapa, é recomendado seguir um atlas anatômico confiável ou utilizar como base um modelo musculoesquelético genérico fornecido pelo OpenSim, como o *gait2392* ou *Rajagopal*, que já trazem configurações validadas de caminhos musculares. Isso é essencial, pois a definição dos caminhos influencia diretamente os braços de alavanca dos músculos, impactando a estimativa das forças musculares e momentos articulares.

Para adicionar os pontos de trajetória (origem, inserção ou intermediários), é necessário acessar a aba "Add", selecionar "Component" e, em seguida, "Station". Depois, definir o posicionamento do ponto em coordenadas locais e indique a qual corpo rígido ele está conectado. A Figura A.4 ilustra esse processo de adição dos pontos de trajetória do músculo no OpenSim Creator.

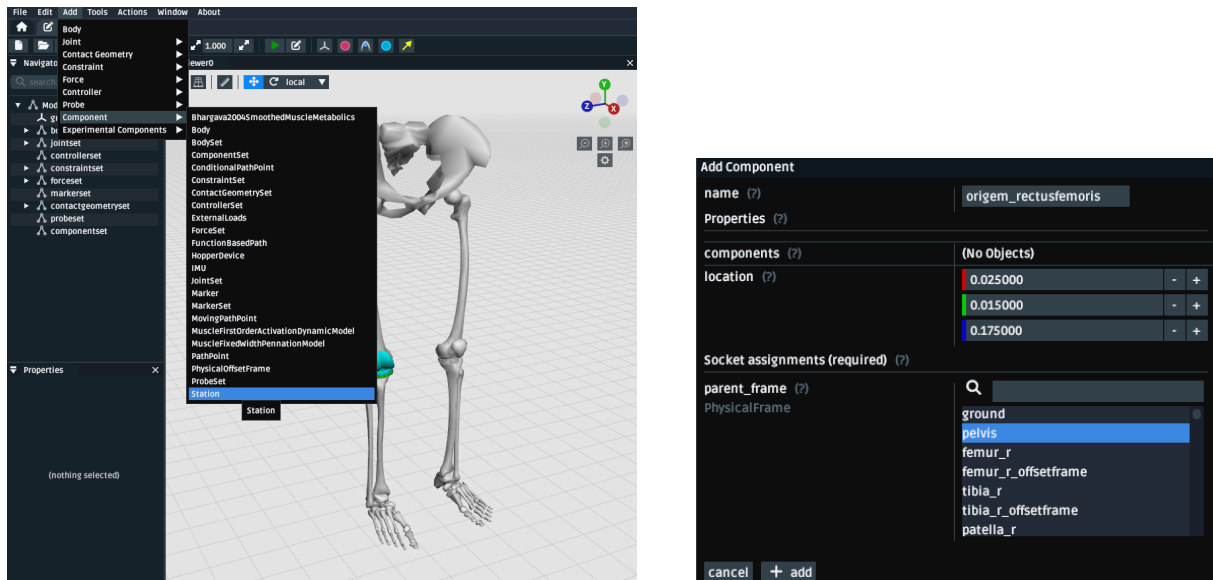


Figura A.4 – Etapa de inserção dos pontos de origem, inserção e intermediários dos músculos

Fonte: Próprio Autor (2025)

A figura A.5 ilustra um exemplo: o músculo Rectus Femoris possui sua origem no corpo pelvis e inserção na tíbia. Pontos intermediários foram adicionados na região anterior do fêmur para simular a trajetória correta sobre a articulação do joelho.

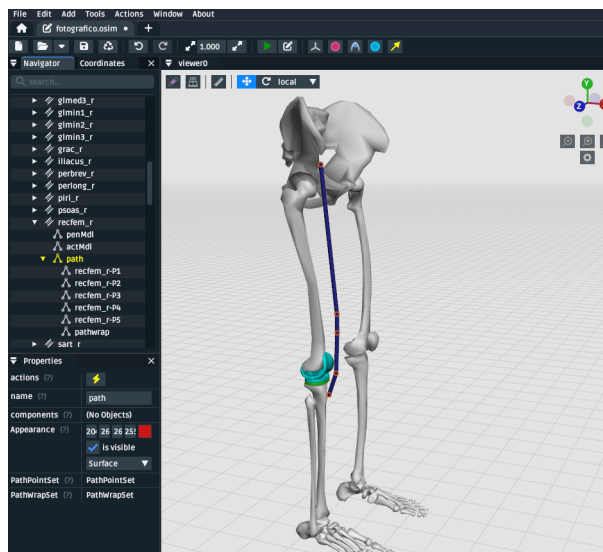


Figura A.5 – Exemplo de inserção do músculo. Músculo rectus femoris

Fonte: Próprio Autor (2025)

Depois de definidos os pontos de trajetória, é necessário adicionar o músculo propriamente dito. Para isso, acesse novamente a aba "Add", selecione "Force" e escolha o tipo de músculo desejado. No presente trabalho, é utilizado o modelo *Millard2012EquilibriumMuscle*, que oferece um bom equilíbrio entre realismo fisiológico e estabilidade numérica. Após a inserção, é necessário definir os parâmetros musculares (máxima força isométrica, comprimento ótimo da fibra, comprimento do tendão, entre outros), conforme apresentado na Seção 4.0.2. A figura A.6 ilustra o modelo com todos os pontos de caminhos de músculos inseridos e ao lado, o mesmo já com todos os músculos inseridos.

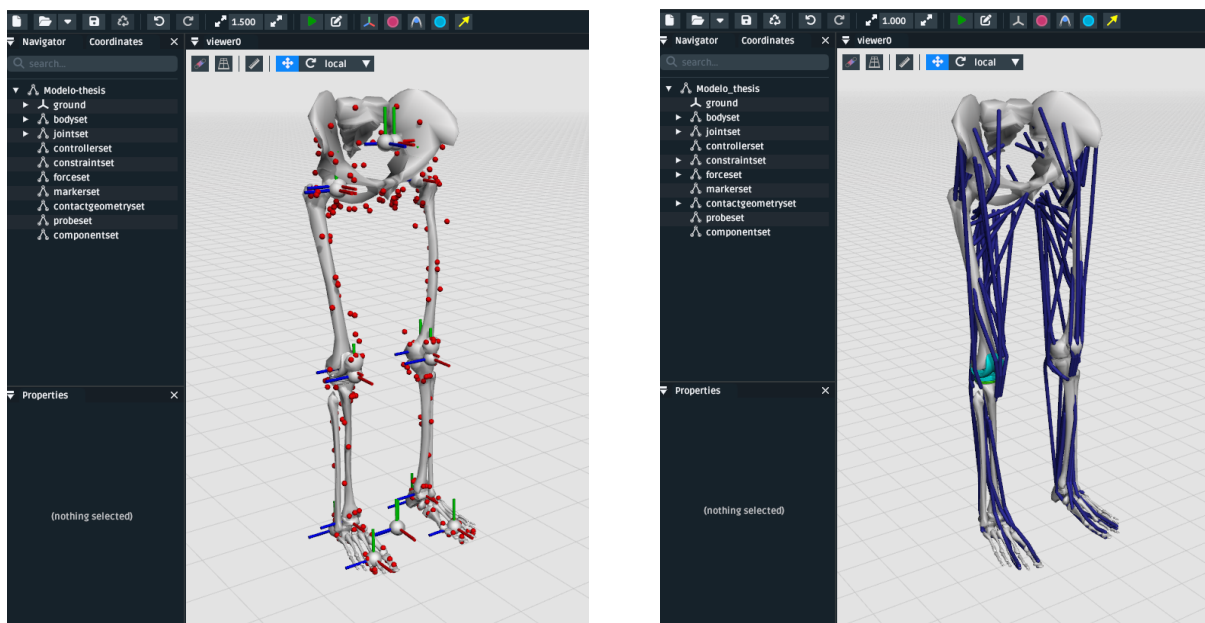


Figura A.6 – Modelo com todos os pontos de músculos (esquerda), e com todos os músculos inseridos (direita)

Fonte: Próprio Autor (2025)

Para editar as propriedades do músculo, basta clicar sobre ele, e no canto inferior esquerdo, no espaço chamado "*Properties*", é possível inserir os parâmetros corretamente.

Etapa 4 - Definição das superfícies de contato

Nesta etapa, são definidas as superfícies que deveriam interagir mecanicamente durante o movimento, ou seja, é necessário estabelecer o contato entre o componente femoral da prótese e o platô tibial. Para isso, utilizou-se o EFM, cujos principais parâmetros são: rigidez, dissipação e coeficientes de atrito estático e dinâmico.

Atualmente, a inserção do EFM diretamente pela interface do OpenSim Creator ainda não está totalmente implementada. O caminho esperado seria: "Add" → "Force" → "Elastic Foundation Force", mas essa opção não permite a definição das geometrias nem dos parâmetros. Por isso, a inserção do EFM deve ser feita manualmente, editando diretamente o arquivo .osim do modelo.

Antes da modificação no código, é necessário importar as geometrias de contato. Neste trabalho, foram adicionados arquivos no formato .stl representando as superfícies do componente femoral e do platô tibial. É importante destacar que essas geometrias têm função diferente daquelas adicionadas na etapa de visualização dos corpos rígidos: aqui, elas são usadas para cálculo de interação mecânica, e não apenas para exibição.

Para adicionar uma malha de contato, deve-se acessar o menu de inserção e selecionar a opção “Contact Mesh”. Em seguida, define-se o corpo rígido ao qual a malha está vinculada, bem como suas coordenadas de posicionamento. Por exemplo, ao inserir a malha correspondente ao componente femoral, basta vinculá-la ao respectivo corpo e utilizar as mesmas coordenadas empregadas anteriormente.

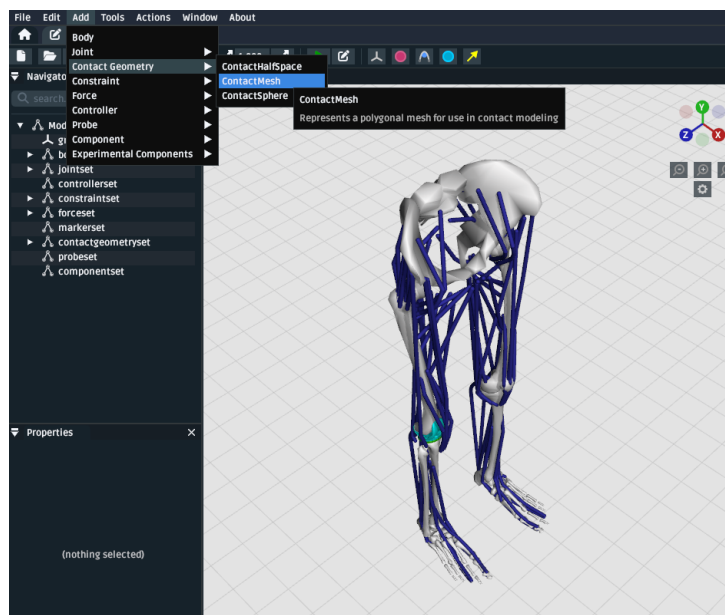


Figura A.7 – Inserção das malhas de contato no modelo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Após a importação das geometrias, acessa-se o arquivo do modelo via menu “File” → “Open .osim in external editor”. No editor, localize a seção <ForceSet>, onde também são definidos os músculos, e insira manualmente o bloco de código correspondente ao EFM.

Um exemplo de estrutura para definição do EFM é mostrado na Figura A.8. Nele, especificam-se as geometrias envolvidas (superfície A e superfície B), os parâmetros físicos (como elasticidade e espessura), e os coeficientes de atrito.

```

2      <OpenSimDocument Version="40600">
3      <Model name="Modelo_thesis">
6250
6251
6252
6253
6254
6255
6256
6257
6258      <!-- Forces in the model (includes Actuators).-->
6259      <ForceSet name="forceset">
6260          <objects>
6261              <ElasticFoundationForce name="nome do contato">
6262                  <!-- Material properties.-->
6263                  <ElasticFoundationForce::ContactParametersSet name="contact_parameters">
6264                      <objects>
6265                          <ElasticFoundationForce::ContactParameters>
6266                              <!-- Names of geometry objects affected by these parameters.-->
6267                              <geometry>geometria1 geometria2</geometry>
6268                              <stiffness>valor da rigidez</stiffness>
6269                              <dissipation>valor da dissipação</dissipation>
6270                              <static_friction>valor do atrito estático</static_friction>
6271                              <dynamic_friction>valor do atrito dinâmico</dynamic_friction>
6272                              <viscous_friction>valor do atrito viscoso</viscous_friction>
6273                          </ElasticFoundationForce::ContactParameters>
6274                      </objects>
6275                  </groups />
6276              </ElasticFoundationForce::ContactParametersSet>
6277              <!-- Slip velocity (creep) at which peak static friction occurs.-->
6278              <transition_velocity>0</transition_velocity>
6279          </ElasticFoundationForce>
6280
6281

```

Figura A.8 – Exemplo de estrutura de código para inserção do EFM no modelo do OpenSim

Fonte: Próprio Autor (2025)

É possível inserir múltiplos contatos no modelo. Neste trabalho, por exemplo, a geometria do platô tibial é dividida em regiões medial e lateral, e foram definidos dois EFM's independentes: um para o contato medial e outro para o lateral.

Etapa 5 - Inserção dos marcadores do modelo

Para que o modelo seja compatível com o arquivo de movimento gerado pelo OpenCap (.Arquivo de coordenadas de marcadores (TRC)), é necessário adicionar os marcadores no modelo. Nada mais do que pontos conectados aos corpos rígidos (ossos), eles precisam ser colocadas na região correta para que a cinemática seja a mais verdadeira possível. Quanto mais marcadores, mais precisa a cinemática do modelo.

No caso do presente trabalho, a posição dos marcadores é baseada no modelo de Lai e Ulrich, visto que é o qual o OpenCap tem compatibilidade.

Para inserir um marcador dentro do modelo, acessa-se "Add" → "Component" → "Marker". Dentro das configurações do marcador, define-se as coordenadas e o corpo ao qual ele está conectado, conforme Figura A.9. O modelo com todos os marcadores pode ser observado na Figura 14

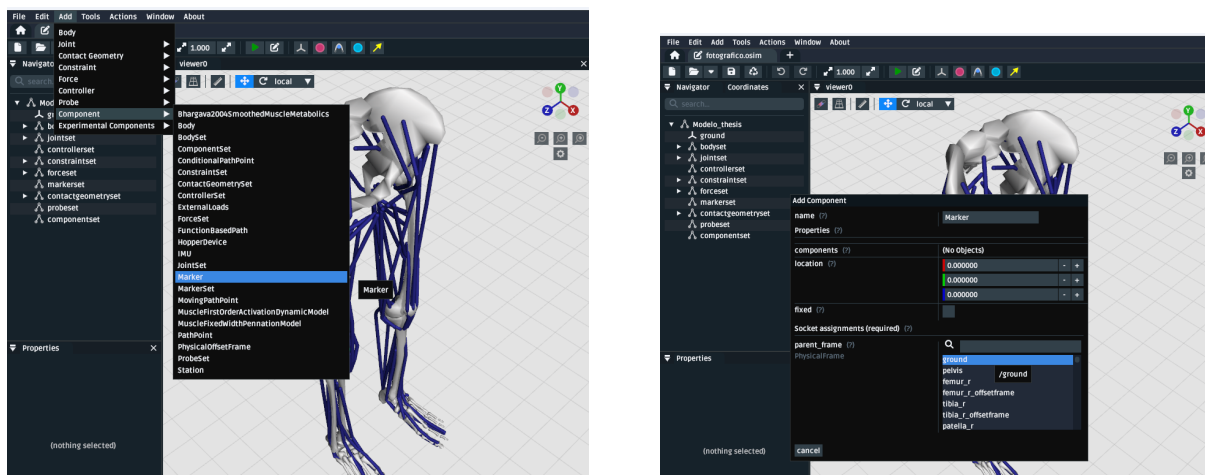


Figura A.9 – Processo de inserção dos marcadores no modelo

Fonte: Próprio Autor (2025)

Etapa 6 - Exportação pro OpenSim

Antes de exportar o modelo do OpenSim Creator para o OpenSim, é realizado um ajuste final no posicionamento da prótese. O objetivo é obter uma cinemática inicial satisfatória de forma visual (“a olho”), buscando uma configuração que já se aproximasse da ideal para as simulações subsequentes. Para isso, basta selecionar o componente desejado e ajustar suas coordenadas de posição. No caso dos componentes protéticos, é fundamental lembrar de alterar também as coordenadas das respectivas malhas de contato, garantindo o alinhamento correto entre geometria visual e superfícies de interação.

Como o OpenSim Creator é voltado principalmente para a construção de modelos musculoesqueléticos, ele não oferece ferramentas de simulação ou análise de resultados. Por isso, após a finalização da montagem, é necessário exportar o modelo e abri-lo no OpenSim completo para realizar as simulações.

A exportação é simples: basta salvar o arquivo no formato .osim dentro do OpenSim Creator e, em seguida, abri-lo diretamente no OpenSim.

Etapa 7 - Simulação Dinâmica

Com o modelo aberto no OpenSim, é possível realizar a simulação dinâmica baseada no método da Dinâmica Musculoesquelética (DM), conforme apresentado na Seção 3.1.

O primeiro passo é o escalonamento do modelo (scaling), ajustando-o às dimensões antropométricas do participante. Para isso, deve-se acessar o menu “Tools” e selecionar “Scale Model”. No menu que se abre, é necessário escolher o arquivo .trc

correspondente à pose estática registrada experimentalmente. A Figura A.10 ilustra esse menu.

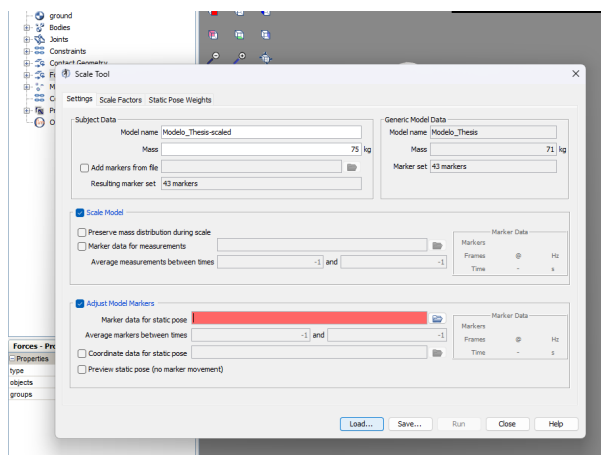


Figura A.10 – Menu da ferramenta de *Scaling*

Fonte: Próprio Autor (2025)

Após a conclusão do escalonamento, realiza-se a IK. Para isso, acesse “*Tools*” → “*Inverse Kinematics*”. No menu que se abre, selecione o arquivo `.trc` correspondente à tarefa ou movimento que se deseja analisar. Estes arquivos são gerados como *outputs* do OpenCap, conforme descrito na Seção 5.3. O OpenSim, geralmente, detecta automaticamente o tempo inicial e final da análise; caso isso não ocorra, esses valores podem ser ajustados manualmente no próprio menu da cinemática inversa. A Figura A.11 apresenta esse menu.

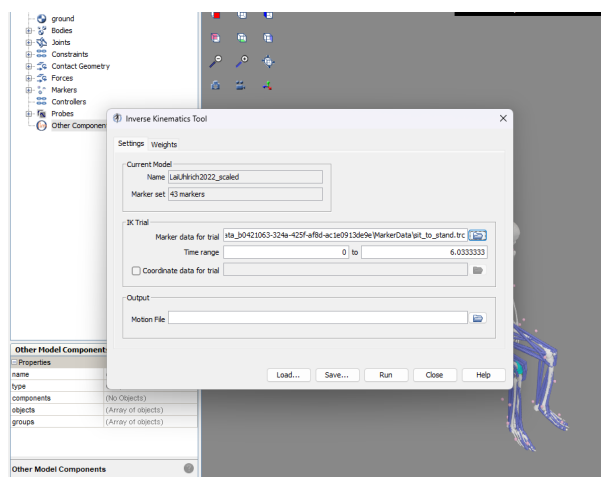


Figura A.11 – Menu da ferramenta de cinemática inversa

Fonte: Próprio Autor (2025)

Em seguida, procede-se à ID. Para isso, novamente acesse o menu “*Tools*” e selecione “*Inverse Dynamics*”. Neste momento, é necessário informar como entrada (*input*) o resultado obtido na etapa anterior de cinemática inversa, conforme ilustrado na Figura A.12.

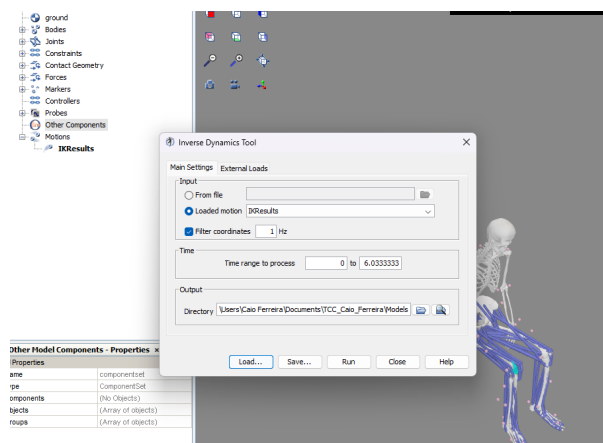


Figura A.12 – Menu da ferramenta de dinâmica inversa

Fonte: Próprio Autor (2025)

Por fim, realiza-se a otimização estática, disponível no menu “Tools” → “Static Optimization”. Nesta etapa, utiliza-se como entrada os resultados da dinâmica inversa, a fim de estimar as forças e ativações musculares responsáveis pelo movimento analisado, como demonstrado na Figura A.13.

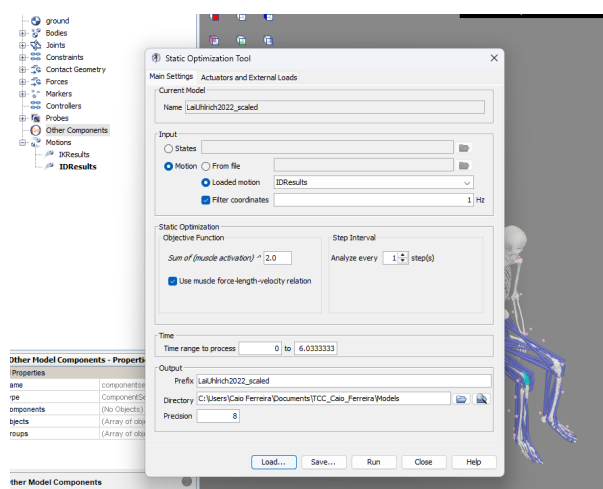


Figura A.13 – Menu da ferramenta da otimização estática

Fonte: Próprio Autor (2025)

Cada uma dessas etapas gera arquivos de saída que podem ser utilizados posteriormente para análise e visualização dos resultados biomecânicos. É importante lembrar o local onde esses arquivos estão sendo salvos. Esse local pode ser alterado no menu de cada ferramenta.

Etapa 8 - Extração de resultados

Após a realização de todas as etapas da simulação dinâmica, é possível extrair e analisar diversos resultados biomecânicos gerados pelo OpenSim. Para plotar os resultados

no software, é necessário acessar o menu "*Tools*" e depois em "*Plot*". Dentro do menu, é possível escolher entre diversas possibilidades de plotagem. Para isso, selecionam-se os arquivos gerados na etapa anterior.

Inicialmente, visualiza-se e plota-se os ângulos articulares obtidos na etapa de cinemática inversa. Estes gráficos permitem verificar a coerência do movimento simulado em relação ao movimento real capturado.

Além disso, os torques articulares resultantes da dinâmica inversa podem ser plotados para analisar as demandas mecânicas em cada articulação ao longo do tempo.

Na sequência, os resultados da otimização estática oferecem estimativas das forças e ativações musculares envolvidas no movimento. Essas informações são cruciais para estudos relacionados ao controle motor, fadiga muscular ou sobrecargas articulares.

Adicionalmente, o OpenSim fornece, dentro da guia "*Tools*" a ferramenta *Force Reporter* e, principalmente, o plugin *Force Analyzer*, que permitem calcular e visualizar as forças de contato articulares, como as forças de reação entre o pé e o solo ou nas articulações internas, oferecendo informações importantes sobre o carregamento biomecânico durante a tarefa analisada.

ANEXO A – LISTA DE MÚSCULOS DO MODELO

Aqui será mostrada a lista de todos os músculos que foram inseridos dentro do modelo criado para o estudo. Conforme apresentado na Seção 5.1.

Tabela 6 – Lista de músculos do modelo musculoesquelético de membros inferiores

Nome do músculo	Lado	Grupo muscular / região
glmax1	D e E	Quadril / posterior
glutmed1	D e E	Quadril / lateral
glutmin1	D e E	Quadril / lateral
iliacus	D e E	Quadril / anterior profunda
psoas	D e E	Quadril / anterior profunda
rectusfemoris	D e E	Quadríceps / coxa anterior
vasmed	D e E	Quadríceps / coxa anterior
vasint	D e E	Quadríceps / coxa anterior
vaslat	D e E	Quadríceps / coxa anterior
bflh	D e E	Posterior de coxa / isquiotibiais
bfsh	D e E	Posterior de coxa / isquiotibiais
semimem	D e E	Posterior de coxa / isquiotibiais
semiten	D e E	Posterior de coxa / isquiotibiais
sart	D e E	Coxa anterior
tfl	D e E	Quadril / lateral
grac	D e E	Coxa medial
addbrev	D e E	Coxa medial
addlong	D e E	Coxa medial
addmagDist	D e E	Coxa medial
addmagMid	D e E	Coxa medial
addmagProx	D e E	Coxa medial
addmaglsch	D e E	Coxa medial
gaslat	D e E	Perna / posterior superficial
gasmed	D e E	Perna / posterior superficial
soleus	D e E	Perna / posterior profunda
tibant	D e E	Perna / anterior
tibpost	D e E	Perna / posterior profunda
perlong	D e E	Perna / lateral
perbrev	D e E	Perna / lateral
fdl	D e E	Perna / posterior profunda
fhl	D e E	Perna / posterior profunda
edl	D e E	Pé / anterior

Nome do músculo	Lado	Grupo muscular / região
ehl	D e E	Pé / anterior

Fonte: Próprio Autor (2025)