

Modelagem e Dimensionamento de Motores e Conversores para Órtese de Membros Inferiores

Thiago de Sá Marsiglia

Projeto de Graduação



Modelagem e Dimensionamento de Motores e Conversores para Órtese de Membros Inferiores

Aluno: Thiago de Sá Marsiglia

Orientador: Guilherme Simon da Rosa

Co-orientador: William de Souza Barbosa

Trabalho apresentado como requerimento parcial para a conclusão de bacharel de Engenharia Elétrica na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

Agradecimentos

Agradeço ao meu Co-orientador William de Souza Barbosa pela tutela ao longo da minha formação acadêmica e da formulação deste trabalho.

Agradeço ao meu Orientador Guilherme Simon da Rosa por todo apoio oferecido ao longo da minha formação acadêmica na PUC-Rio e da formulação deste trabalho.

Agradeço à minha família pelo suporte e pela atenção que me deram ao longo de toda a minha formação.

Agradeço aos meus avós por me darem a motivação de me tornar um engenheiro.

Agradeço aos meus amigos pelo companheirismo e camaradagem durante a minha formação acadêmica.

Resumo

O desenvolvimento e aplicação de novas tecnologias sempre foi motivado primariamente pela busca da melhoria da qualidade de vida humana em escala pessoal e social. Em tempos pré-industriais, estas tecnologias eram limitadas à contenção de desastres naturais e produção manual de bens de consumo. Com o desenvolvimento de tecnologias de informação, e as consequentes revoluções industriais, novas oportunidades tecnológicas se fizeram disponíveis. Destas oportunidades, a capacidade de complementar o corpo humano com tecnologias que reduzam o impacto da perda de mobilidade humana por idade ou outras causas, ou que permitam ao usuário destas tecnologias realizar ações previamente inéditas são motivos que justificam a formulação deste processo tecnológico.

Consequentemente, este trabalho busca realizar a modelagem de um membro inferior humano como um corpo análogo a um manipulador robótico por meio de parâmetros de Denavit-Hartenberg. Esta modelagem é então usada para avaliar e quantificar o comportamento cinemático de uma perna humana realizando um ciclo de marcha completo em terreno plano, regular e conhecido. Este ciclo será mapeado em função das posições angulares das juntas da perna humana para cada etapa do ciclo, e em função das coordenadas cartesianas da extremidade final deste corpo, sendo esta a ponta do pé de uma perna, em um plano de referência comum também conhecido. Com este mapeamento, conceitos de controle serão empregados para avaliar a demanda energética de uma órtese que emule este comportamento. Deste modo será viabilizado o processo de dimensionamento dos componentes da órtese atuada e autônoma.

Palavras-chave: Modelagem, Cinemática, Órteses, Anatomia, Marcha, Controle, Motor, Dinâmica, Potência

Modelling and Sizing of Motors and Converters for Lower Limb Orthosis

Abstract

The desire to improve the living conditions of human beings on a personal and social scale has been a constant motivation for the development and implementation of new technologies. In the pre-industrial eras such technologies were limited to containing natural disasters and the inconsistent small scale production of consumer goods. With the offset of the age of industrial revolutions, new technological opportunities have become available. From such opportunities, the capacity to complement the human body with technologies capable of reducing the impact of loss of mobility induced by age or other causes, or that allow the user to act in ways previously unseen justify the development of such a technological process.

This work aims to model a human lower limb as a robotic arm analog through the Denavit-Hartenberg parameters. This model is then used to quantify and evaluate the cinematic and dynamic behavior of a human leg in the complete human gait cycle. This cycle is mapped in regards to the cartesian coordinates of its lower extremity, the tip of the foot, and in regards to the angular position of each of its joints, in a common plain of reference. Through this mapping, control concepts are employed to evaluate the power needs of a powered orthosis that seeks to emulate the complete human cycle, and from this evaluation the establishment of minimum specifications for the necessary components.

Keywords: Modelling, Kinematics, Orthosis, Anatomy, walking movement, Control, Motor, Dynamics, Power

Sumário

1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	2
a Motivações	2
b Pretensões	2
c Enquadramento do trabalho	2
d Limites	3
3 EMBASAMENTO TEÓRICO	4
a Cronister	4
b Marconi, Gopalai & Chauhan	8
4 MODELAGEM POR PARÂMETROS DE DENAVIT-HATENBERG	18
a Adaptação para Denavit-Hartenberg	20
b Modelagem matemática da órtese	21
c Parâmetros da Simulação da Órtese	22
d Mapeamento da Marcha Para a Simulação	24
e Obtenção das Matrizes RTD/A	28
5 CONTROLE CINEMÁTICO	30
a Equações de torque	30
b Obtenção das matrizes Jacobianas	30
c Sintonização de ganhos	32
d Cálculo da força	34
6 ELETRÔNICA EMBARCADA	36
a Equipamentos escolhidos	36
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS	40
a Erro estimado	40
b Possíveis Estudos Futuros	40
A APÊNDICE	42

Lista de Figuras

1	Diagramas de referência dos ângulos para o modelo Cronister. [1].	4
2	Mapa dos ângulos de θ_2 e θ_3 simulados. [1].	6
3	Comparação da energia cinética do sistema com forças externas aplicadas em θ_1 e θ_2 [1]. . .	6
4	Mapa dos ângulos simulados para uma força sendo aplicada no pé do modelo (θ_1). [1]. . . .	7
5	Representação gráfica das posições de massa do atuador montadas no modelo OpenSim. [2]	8
6	Média dos ângulos e momentos das articulações ao longo do ciclo de marcha para massa de 3kg. [2]	11
7	Mudança Percentual da integral da curva de força muscular por componente da órtese para média dos músculos do membro inferior. [2]	12
8	Modelo OpenSim - Músculos mais afetados pela órtese. [2]	13
9	Curvas de força muscular para cada músculo identificado como mais afetado pela órtese e curva da força do atuador. [2]	14
10	Mudança percentual da curva da força muscular por componente dos grupos semimembranoso, semitendíneo e cabeça curta do biceps femoris. [2]	15
11	Mudança percentual da curva da força muscular por componente dos adductor magnus, gluteus maximus, medial gastrocnemius elateral gastrocnemius. [2]	16
12	Desenho do ciclo de marcha humana completo. [3]	18
13	Desenho da anatomia de uma perna direita humana. [3]	19
14	Diagrama de braço robótico [4].	20
15	Diagrama de elo e junta por parâmetros Denavit-Hartenberg [4].	21
16	Matriz de parâmetros de Denavit-Hartenberg do sistema modelado.	23
17	Código MATLAB® para alimentação e renderização da órtese.	23
18	Emulação das etapas 1/8 do ciclo de marcha pelo modelo.	25
19	Emulação da etapa 2 do ciclo de marcha pelo modelo.	25
20	Emulação da etapa 3 do ciclo de marcha pelo modelo.	26
21	Emulação da etapa 4 do ciclo de marcha pelo modelo.	26
22	Emulação da etapa 5 do ciclo de marcha pelo modelo.	27
23	Emulação da etapa 6 do ciclo de marcha pelo modelo.	27
24	Emulação da etapa 7 do ciclo de marcha pelo modelo.	28
25	Fórmula genérica de uma matriz de transformação homogênea [5], [6]	31
26	Fórmula genérica de uma matriz de transformação homogênea [5], [6]	31
27	Cálculo do torque teórico e da matriz K [5].	34
28	Cálculo da matriz F em função das coordenadas cartesianas.	35
29	Cálculo da matriz F em função das coordenadas angulares.	35
30	Diagrama do sistema embarcado escolhido.	36
31	Foto dos motores selecionados para atuação das juntas da órtese.	37
32	Especificações dos motores selecionados.	37
33	Driver de modelo TMP-1, selecionado para controlar e alimentar os motores.	38
34	Bateria escolhida para armazenar e alimentar potência.	38
35	Conversor DC 36 48 V para DC 12 24V 2A escolhido.	39
36	Matrizes força em cartesiano e angular.	42
37	Código do MATLAB® parte 1.	43
38	Código do MATLAB® parte 2.	44
39	Código do MATLAB® parte 3.	45
40	Código do MATLAB® parte 4.	46
41	Código do MATLAB® parte 5.	47
42	Código do MATLAB® parte 6.	48

Lista de Tabelas

1	Tabela das posições de atuação no modelo OpenSim. [2]	9
2	Tabela de informações dos pacientes avaliados. [2]	9
3	Tabela de efeito da massa e atuação da órtese na força muscular. [2]	12
4	Parâmetros da órtese de membro inferior.	21
5	Percentages of Total Body Weight. [7]	22
6	Alimentação dos parâmetros DH para simulação.	22
7	Ângulos para cada posição do ciclo da marcha.	24
8	Coordenadas X e Y para cada posição do ciclo da marcha.	24

1 INTRODUÇÃO

Ao longo da história humana sempre necessitamos da capacidade de interagir com o ambiente que nos cerca ou com um objeto de interesse. Para isso utilizamos nossos corpos como meio de locomoção, transportes de carga e ferramenta para a manipulação de objetos. Para qualquer interação de um indivíduo com o meio ou com outro indivíduo, o corpo será inevitavelmente empregado.

Antes da revolução industrial, a forma mais comum de gerar trabalho mecânico era no emprego de forças da natureza ou de animais de tração. Animais como vacas, cavalos e até mesmo elefantes foram domesticados e criados para que pudessem fornecer trabalho aonde máquina ou esforço humano não fossem o suficiente [8]. Embora a tecnologia nessa época já se desenvolvia em grandes passos, em muitos casos ela se encontrava como insuficiente comparado à capacidade da natureza e de suas criações.

Com a primeira revolução industrial no século XIX, a tecnologia humana se tornou o centro da capacidade de gerar esforço mecânico. A carruagem, antes puxada por animais de tração, agora era movida por esforço próprio. Os meios de produção foram eletrizados e expandidos, e a necessidade humana de aproveitar as ferramentas ofertadas pela natureza foi substituída pela possibilidade de automatizar ou mecanizar cada aspecto imaginável da vida do homem. [8]

Inicialmente relegada aos meios industriais, a tecnologia lentamente proliferou para os diversos campos de pesamento e atuação humana. Setores previamente alienados da tecnologia como medicina se tornaram a base do pensamento científico, onde a integração do corpo humano com o tecnológico foi de uma ideia fantasiosa para um destino inevitável. O desenvolvimento tecnológico, anteriormente pequeno e lento, se desenvolveu de tal forma em que ondas de progresso se tornaram cíclicas. Atualmente nos encontramos na quarta revolução industrial, marcada pela internet das coisas, integrando o funcionamento de objetos que antes eram estranhos entre si para que suas funções fossem otimizadas para a melhoria da qualidade de vida humana [9].

A capacidade de interagir com o que nos cerca não vem sem riscos, e muitas vezes uma pessoa pode vir a sofrer perda parcial ou total de um de seus membros, ou do funcionamento deste. Tal ocorrência não é tão incomum em nossa realidade como seria desejável, tendo ela um forte impacto, muitas vezes permanente na vida do indivíduo que, por força maior ou não, veio a perder a função de um de seus membros [10]. Mesmo em situações convencionais, a perda de mobilidade se demonstra como um fato inevitável para grande parte da população, seja esta causada pela idade avançada ou por outras questões não relacionadas à saúde. Nestas ocasiões as tecnologias assistivas se mostram como uma possibilidade de reverter o que antes era um fato permanente. Na primeira revolução industrial nasceu o princípio do esforço de produzir órteses e próteses para combater este problema [11].

Com a transição tecnológica causada pelas revoluções industriais, o emprego do corpo humano foi restringindo a meios de locomoção, ferramentas para a manipulação de objetos ou forma de entretenimento através de esportes físicos ou outras atividades culturais que exijam esforço por parte do corpo [8]. A capacidade de reduzir o desgaste físico sofrido por um entregador ao manipular carga ou de permitir que uma pessoa anteriormente inválida seja capaz de cumprir uma trilha são apenas alguns exemplos de como as tecnologias assistivas podem impactar positivamente o meio em que habitamos, e que ainda possuem diversas aplicações para as quais a ferramenta mais viável ainda é o corpo humano [12].

Por fim, é possível que os potenciais benefícios à qualidade de vida do ser humano causados pela proliferação de tecnologias assistivas nos diversos meios justificam a busca por novas formas de modelar, projetar, construir e implementar órteses de membro inferior.

2 OBJETIVOS

a Motivações

O desenvolvimento desse projeto apresenta uma forma de complementar e auxiliar inabilidades, inerentes ou adquiridas, acima evidencia a necessidade de complementar a fisiologia humana com novas tecnologias, de forma a aprimorar os padrões de vida dos usuários e da população, compensar e anular inabilidades na mobilidade de indivíduos que, por nascença ou acidente, tenham sofrido alguma perda de função do membro inferior.

É demarcada, também, a possibilidade de geração de benefícios e expansão de produtividade na integração das tecnologias atualmente disponíveis com nossa fisiologia, ou no desenvolvimento de novas tecnologias que possibilitem novas aplicações, ou viabilizem aplicações já imaginadas mas previamente impossibilitadas pelas limitações tecnológica dos períodos nas quais foram envisionedas.

Órteses podem ser projetadas tanto para membros superiores quanto para membros inferiores, com cada uma destas classes tendo seu leque próprio de nuances, objetivos e desafios. Membros superiores costumam ser empregados em tarefas de manipulação e manejo de objetos e cargas pequenas. Já membros superiores costumam ser empregados para locomoção e transporte de cargas maiores. Portanto, uma órtese de membro inferior apresentaria maior potencial de ganho de implementação de um sistema de geração e controle de potência, e consequentemente foi a classe escolhida para este trabalho.

A capacidade de desenvolver projetos teóricos ou práticos sempre será limitada pela acessibilidade à informação relevante à realização dos mesmos. Consequentemente, um dos maiores impecilhos vivenciados por alunos de graduação é a falta de acessibilidade à informação prática e aproveitável na formação acadêmica. Evidentemente, a formulação de um documento acessível a alunos de graduação no nível institucional e tecnológico seria de tremendo valor para a proliferação e viabilização de projetos didáticos ou de implementação prática em pequena escala.

b Pretensões

Este trabalho pretender formular uma base teórica introdutória para órteses exo-esqueleto de membro inferior para reforço do membro na atuação de suas funções. Para isto, uma órtese de membro inferior direito será modelada via programa digital e seus pré-requisitos de potência teóricos serão modelados. Estes pré-requisitos serão utilizados para o dimensionamento de um motor teórico a ser implementado na órtese, de forma a possibilitar e atuar na movimentação dos eixos da órtese.

Com este dimensionamento completo, o modelo será utilizado como base para a avaliação dos parâmetros de potência, dimensões, consumo energético e outros fatores importantes ou de alguma forma consequentes na função da órtese para se mapear a viabilidade técnica da aplicação de motores disponíveis comercialmente durante a formulação do trabalho para a órtese.

O trabalho busca formular uma base de consulta e guia para o desenvolvimento, modelagem e avaliação para novos modelos e projetos de controle de órteses de membro inferior para a graduação de engenharia elétrica, com foco na observação dos dispositivos de controle como dispositivos de potência.

c Enquadramento do trabalho

O trabalho busca avaliar, dimensionar especificar atuadores, conversores e sistemas eletromecânicos para o projeto de órteses de membros inferiores. Desta forma, o objetivo final é construir uma base teórica e bibliográfica que permita introduzir alunos de graduação ao desenvolvimento de órteses de forma acessível e prática, delimitando o conhecimento mínimo necessário para obter resultados reais satisfatórios.

Desta forma, o conteúdo abordado pelo trabalho se limita a material de caráter introdutório na área de desenvolvimento e controle geral de órteses para membros inferiores, sem especificar o tipo ou função da órtese em forma a permitir que, em situação oportuna, os resultados por meio deste obtidos possam ser adaptados para aplicações não teorizadas no escopo original do trabalho.

d Limites

O trabalho tem por finalidade apresentar uma modelagem puramente teórica, realizada com instrumentos disponíveis à alunos de graduação. Esta modelagem representa um ciclo de marcha humana para membro inferior fixo, com posições fixas para o membro inferior, sem a possibilidade de movimento livre ou espontâneo pelo usuário na sua locomoção.

A natureza especializada de órteses de membro inferior limita a aplicação imediata do modelo para órteses de natureza/aplicação semelhantes à avaliada, e necessitará ser modificado para aplicação em órteses de natureza/função dissemelhante.

O trabalho não aborda o aspecto financeiro da prototipagem de órteses, e portanto não oferece mentoria em relação à viabilidade financeira do modelo ou da órtese, limitando as suas observações à aspectos meramente técnicos dos materiais avaliados e disponíveis na data de formulação do trabalho para aquisição pelo aluno.

3 EMBASAMENTO TEÓRICO

Para dimensionar os componentes, é necessário antes modelar o controle. Para isso peças de literatura já disponíveis que tipificam, analisam ou abordam de outra forma setores e áreas relevantes ao projeto são avaliadas.

a Cronister

Cronister modela um sistema de pêndulo triplo forçado, mapeando um movimento único para avaliar os efeitos de uma prótese no movimento analisado. Do modelo visualizamos o comportamento de cada ângulo ao longo do percurso do movimento na figura abaixo:

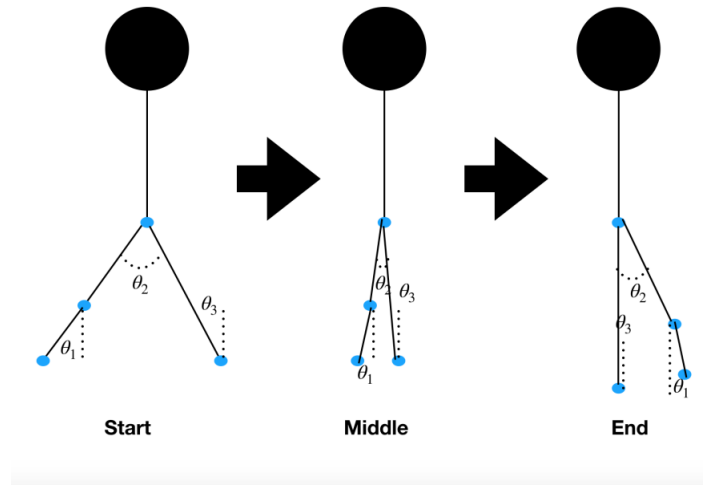


Figura 1: Diagramas de referência dos ângulos para o modelo Cronister. [1].

Após formalizar as condições iniciais e de comportamento do seu sistema, Croniger formaliza as equações de seu sistema, baseadas no modelo de um um pêndulo simples, tratando w como a raiz quadrada de $\frac{g}{l}$, g sendo a gravidade e l sendo o comprimento do pêndulo simples e $f_{int1} = \frac{f_{mus1}}{m \cdot l}$. A equação que governa θ_1 é derivada, assim como as equações de θ_2 e θ_3 que levam em consideração o efeito dos pêndulos inferiores nos segmentos superiores. As derivações são demarcadas abaixo:

$$F = ma \quad (1)$$

$$mgsin(\theta_2) - f_{mus2}(t) - A\cos(\theta_1) = ml\ddot{\theta}_2 \quad (2)$$

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{g}{l_2} \sin(\theta_2) - \frac{f_{mus2}(t)}{m_2 l_2} - \frac{A}{m_2 l_2} \quad (3)$$

$$\ddot{\theta}_2 + w^2 \sin(\theta_2) = f_{coup}(\theta_1) - f_{int2}(t) = 0 \quad (4)$$

Derivação do modelo base. [1]

$$F = ma \quad (5)$$

$$mgsin(\theta_1) - f_{mus1}(t) = ml\ddot{\theta}_1 \quad (6)$$

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{g}{l_1} \sin(\theta_1) - \frac{f_{mus1}(t)}{m_1 l_1} \quad (7)$$

$$\ddot{\theta}_1 + w^2 \sin(\theta_1) - f_{int1}(t) = 0 \quad (8)$$

Derivação da equação de θ_1 . [1]

$$F = ma \quad (9)$$

$$mg\sin(\theta_2) - f_{mus2}(t) - A\cos(\theta_1) = ml\ddot{\theta}_2 \quad (10)$$

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{g}{l_2}\sin(\theta_2) - \frac{f_{mus2}(t)}{m_2l_2} - \frac{A}{m_2l_2} \quad (11)$$

$$\ddot{\theta}_2 + w^2\sin(\theta_2) - f_{coup}(\theta_1) - f_{int2}(t) = 0 \quad (12)$$

Derivação da equação de θ_2 . [1]

$$\ddot{\theta}_3 + w^2\sin(\theta_3) - f_{coup}(\theta_2) = 0 \quad (13)$$

Derivação da equação de θ_3 . [1]

Com as equações do sistema definidas, foram definidas as suas condições iniciais, onde o pêndulo começa numa posição de pé, com todas velocidades dos ângulos em zero. Para esta posição, de acordo com a figura 5 do artigo, θ_1 começa em um ângulo de 45 graus ($\theta_1 = \frac{-\pi}{4}$), θ_2 começa em um ângulo pouco menor que 90 graus ($\theta_2 = \frac{-\pi}{2}$) e θ_3 começa em um ângulo pouco menor que 45 graus e, como sua referência é oposta, teremos $\theta_3 = \frac{\pi}{6}$.

Para computar a energia cinética total do sistema, Cronister fez uso de razões de massa $m_1 = 0,4$, $m_2 = 0,6$ e $m_3 = 1$. O cálculo da energia cinética foi realizado somando a velocidade angular de cada ângulo para esta razão de massas.

Utilizando a ferramenta do MATLAB® ODE45, Cronister substitui suas equações de segunda ordem por um sistema de seis equações de primeira ordem, obtendo a solução numérica das equações, demarcadas abaixo:

$$v_1 = \dot{\theta}_1 \quad (14)$$

$$v_2 = \dot{v}_1 = f_{int} - w^2\sin(\theta_1) \quad (15)$$

$$v_3 = \dot{\theta}_2 \quad (16)$$

$$v_4 = \dot{v}_3 = f(\theta_1) - w^2\sin(\theta_2) \quad (17)$$

$$v_5 = \dot{\theta}_3 \quad (18)$$

$$v_6 = \dot{v}_5 = f(\theta_2) - w^2\sin(\theta_3) \quad (19)$$

Solução numérica das equações. [1]

Para a solução do sistema obtida, foi observado que quando a força é aplicada em θ_2 , o pêndulo se comporta como uma marcha trans-tibial, com a marcha impulsionada pela coxa, ao invés do tornozelo. Foi observado um aumento de 25% na energia cinética de marcha trans-tibial traumática e um aumento de 40% na energia cinética vascular trans-tibial, comparado a uma marcha sem prótese. Este mapeamento é retratado na figura abaixo:

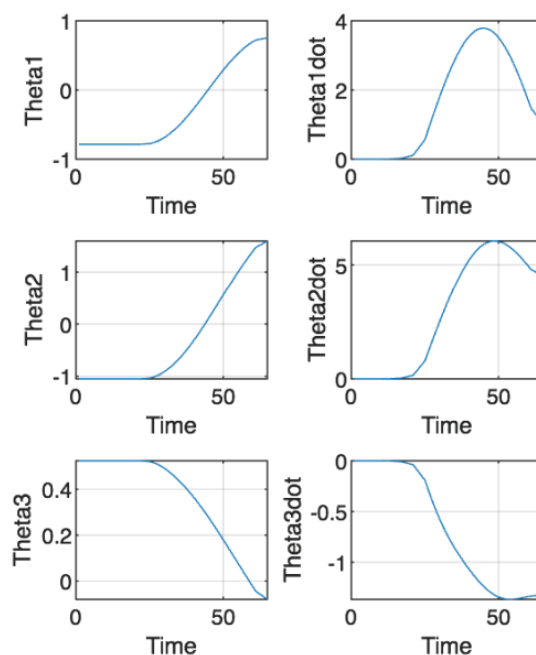


Figura 2: Mapa dos ângulos de θ_2 e θ_3 simulados. [1].

Foi observado também, um aumento no pico na energia cinética do sistema quando a força interna é aplicada em θ_2 ao invés de θ_1 , demarcando um aumento no gasto de energia para o mesmo uso de força na prótese, quando comparado à marcha sem prótese. Esta diferença é evidenciada nas imagens abaixo:

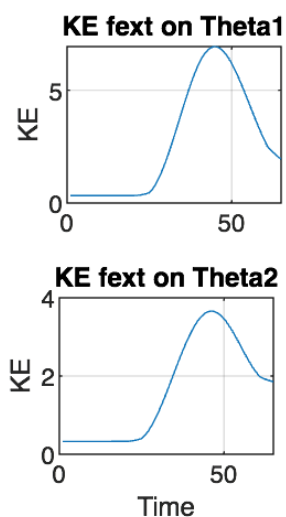


Figura 3: Comparação da energia cinética do sistema com forças externas aplicadas em θ_1 e θ_2 [1].

As forças aplicadas em θ_3 foram muito pequenas, quando comparadas às forças observadas nos outros ângulos. Porém, é feita a observação que uma amputação trans-femoral poderia implicar numa mudança da proporção dessas forças, situação que não foi coberta pelo modelo. Os ângulos das juntas são mapeados nas figuras abaixo:

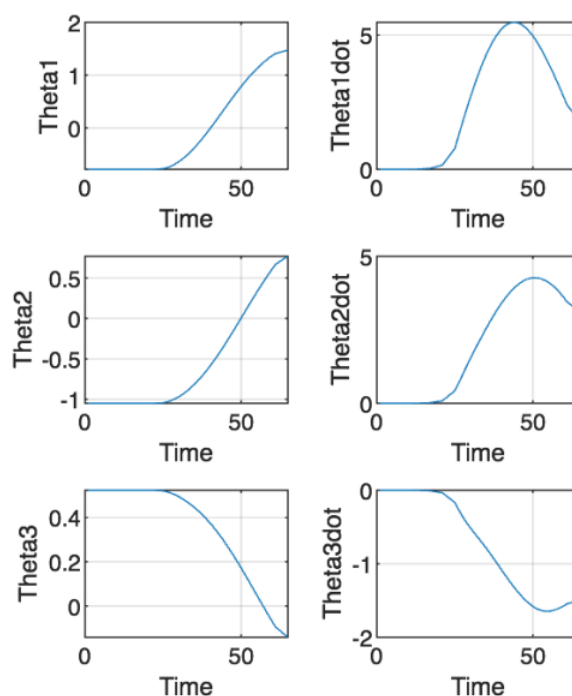


Figura 4: Mapa dos ângulos simulados para uma força sendo aplicada no pé do modelo (θ_1). [1].

Cronister então, amplia a sua análise avaliando possíveis otimizações a serem feitas ao seu modelo, e ao design da prótese teórica que serviu como base para o mesmo. Esta nova prótese aprimorada deveria satisfazer as equações demarcadas abaixo. Para essas equações, as razões de $m_1 = 0,24$, $m_2 = 0,66$ e $m_3 = 1,1$ foram os valores ótimos obtidos, sendo que a redução da massa da prótese resulta numa redução proporcional no gasto energético da marcha de entre 17% a 13,6% quando comparada ao gasto energético de uma marcha sem prótese. Estas proporções são formalizadas nas equações abaixo:

$$m_2 = 0,6m_3 \quad (20)$$

$$m_1 + m_2 + m_3 = 2 \quad (21)$$

$$\frac{m_1}{m_2} < 0,67 \quad (22)$$

Equações condicionais para a nova prótese. [1]

Na conclusão do artigo, é teorizado uma melhoria ao modelo testado. Este novo modelo faria uso de mais parâmetros para aumentar a quantidade de dados qualitativos obtidos no desenvolvimento da prótese. Este novo modelo também poderia avaliar a performance do mesmo sistema, mas agora levando em conta a aplicação das forças internas em proporções pré-determinadas, de forma a avaliar esta nova prótese.

b Marconi, Gopalai & Chauhan

Neste artigo, Marconi, Gopalai e Chauhan buscam explorar os efeitos da a massa e sua distribuição em órteses elétricas de tornozelo-pé no conjunto de momentos articulares e forças musculares individuais em todo o membro inferior, através do uso de ferramentas de avaliação de dinâmica, cinemática e otimização estática, com as quais analisaram os ciclos de marcha de dez pacientes, que serviram como base para a formulação dos modelos biomecânicos estudados. É hipotetizado que a simulação músculoesquelética permitiria identificar os músculos ou grupos musculares mais afetados por órteses elétricas de tornozelo-pé, e por consequência seria possível identificar caminhos de otimização de design das órteses elétricas de tornozelo-pé para minimizar forças musculares compensatórias, recriar com mais verissimilhança a cinética natural de marcha humana e reduzir desuso muscular desnecessário, aprimorando os efeitos de longo prazo do uso de órteses elétricas de tornozelo-pé.

A pesquisa fez uso extensivo do programa OpenSim, assim como de modelos disponibilizados no mesmo. Estes modelos recriam a distribuição de massa de órteses elétricas de tornozelo-pé com uma massa pontual de 80% da massa do dispositivo na posição do centro de massa do atuador. Os 20% restantes são distribuídos ao longo da braçadeira longitudinal e da base do pé do dispositivo, com 10% da massa sendo distribuída uniformemente no componente tibial do modelo, e os 10% restantes distribuídos uniformemente ao longo do componente do calcanhar, que no modelo equivale à toda parcela do pé.

Com o modelo digital preparado para o estudo, é necessário agora escolher a posição de atuação do atuador de acordo com a tecnologia de atuação. Sete posições de atuação foram escolhidas, para analisar os efeitos de diferentes posicionamentos do ponto de atuação da órtese e, por consequência, estabelecer uma posição ótima para o posicionamento do atuador. Estas posições são mapeadas na figura abaixo:

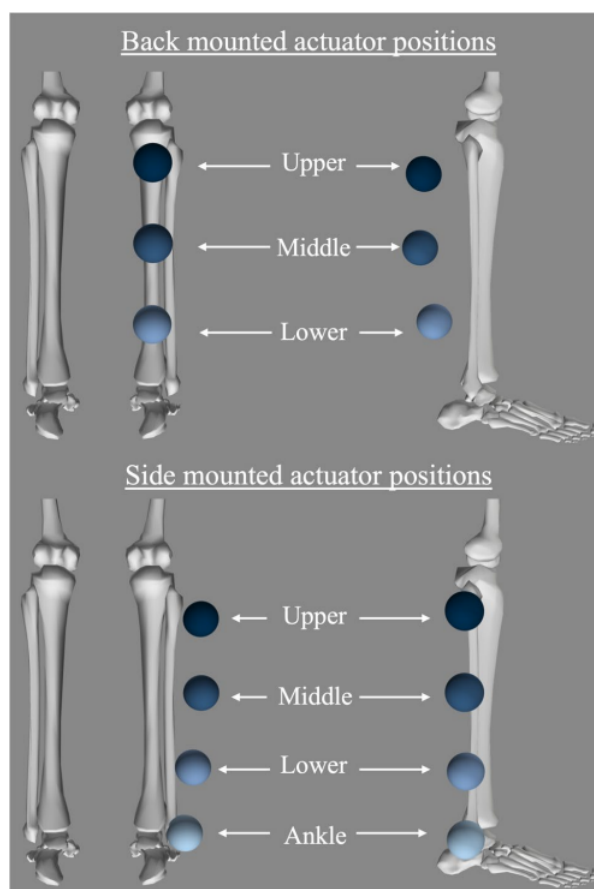


Figura 5: Representação gráfica das posições de massa do atuador montadas no modelo OpenSim. [2]

Tabela 1: Tabela das posições de atuação no modelo OpenSim. [2]

	Back mounted	Side mounted
Lower positions	Back mounted lower shank (L_B)	Side mounted ankle aligned (A_s) Side mounted lower shank (L_s)
Middle positions	Back mounted middle shank (M_B)	Side mounted ankle aligned (M_s)
Upper positions	Back mounted upper shank (U_B)	Side mounted ankle aligned (U_s)

Para a posição no tornozelo, o atuador foi posicionado na lateral do tornozelo no eixo da articulação. Para as posições ao longo da tibia, o atuador foi posicionado com distâncias equivalentes a 25%, 50% e 75% do comprimento da perna do joelho. A distância da perna foi estabelecida como a distância entre o tornozelo e a articulação do joelho no modelo, com o atuador sendo posicionado tanto na parte lateral quanto traseira da perna, dependendo da posição e configuração avaliada.

Para os testes, dez pacientes de perfis diversos foram selecionados. Para cada paciente, um ciclo representativo de marcha foi obtido através da normalização dos marcadores cinemáticos e dados GRF de todos os ciclos de marcha completos numa máquina de esteira rolante à uma velocidade fixa de 1,25 m/s, sendo este valor escolhido por representar uma velocidade comum de trânsito ou para atividades rotineiras de um cidadão mediano. Para o teste, 10 pacientes foram selecionados, suas informações relevantes ao processo são demarcadas na tabela 2, abaixo:

Tabela 2: Tabela de informações dos pacientes avaliados. [2]

Subject	Gender	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)
1	M	20	1.80	74.84
2	F	21	1.63	63.50
3	M	19	1.73	58.97
4	M	21	1.78	96.16
5	F	20	1.65	55.79
6	M	19	1.68	61.23
7	M	19	1.70	68.04
8	F	21	1.73	72.57
9	F	20	1.63	52.16
10	M	31	1.77	77.03
Average		21.1 \pm 3.57	1.71 \pm 0.06	68.03 \pm 12.90

Para obter os dados marcadores de cinemática, cinemática inversa foi realizada para cada paciente através da ferramenta de cinemática inversa do OpenSim 4.2, que calculou a trajetória angular das articulações necessárias para obter o perfil de marcha obtido dos pacientes. Em seguida, ferramenta de dinâmica inversa do OpenSim 4.2 é empregada para obter a solução das equações de movimento para quando o modelo é definido pela generalização das coordenadas, acelerações e velocidades previamente calculadas na cinemática inversa. Assim, foi possível obter o momento e forças de cada articulação dos modelos para cada intervalo ao longo do ciclo de marcha. Vale notar que o estudo focou suas análises no plano sagital, o plano mais importante na locomoção humana, e que todas menções de ângulos ou momentos de articulações foram obtidos no plano sagital.

Para identificar os efeitos da massa, distribuição de massa e força assistiva da órtese na marcha, as forças musculares foram calculadas através da ferramenta de otimização estática para cada paciente e cada distribuição de massa em cada posição de atuador. Múltiplas situações foram simuladas, para melhor capturar e isolar a contribuição de cada parâmetro da órtese, cada situação foi avaliada nas seguintes configurações:

- Modelo sem a órtese (sem massa e sem atuação)
- Modelo com órtese desacoplada ativa e sem massa
- Modelo com órtese acoplada com massa e sem atuação
- Modelo com órtese acoplada, com massa e ativada

Para quantificar os efeitos da órtese nos momentos das articulações e nas forças musculares, os resultados da simulação para cada posição, massa e atuação do atuador foi comparado com os resultados da situação onde o atuador estava desativado ou sem massa, identificado os picos de momento, extensão e flexão das articulação foram identificados dos dados obtidos. Os resultados da dinâmica inversa e da otimização estática foram normalizados de acordo com a massa corpórea de cada paciente, de forma a permitir a comparação dos resultados entre pacientes de massa ou tamanho diferentes.

Para identificar a contribuição da massa e atuação da órtese nos picos avaliados, foram calculados a mudança percentual entre o pico de momento da situação com assistência da órtese e a situação sem assistência da órtese. Tratando V_1 como o valor de pico para a situação sem atuação da órtese e V_2 como o valor de pico para a situação com atuação da órtese, temos:

$$\text{Mudança Percentual} = \frac{V_2 - V_1}{|V_1|} \cdot 100 \quad (23)$$

Para avaliar o comportamento dos músculos individuais e comparar as situações previamente demarcadas foi calculada a integral da curva de força muscular para cada músculo em cada situação previamente demarcada. Tratando F como a curva da força muscular numa integral cobrindo todos instantes catalogados no ciclo de marcha obtemos:

$$\text{Força Muscular} = \int_{i=1}^{100} |F_i| \, dciclo[\%] \quad (24)$$

Para cada força muscular obtida, uma nova mudança percentual foi calculada entre as diversas situações com e sem atuação ou massa da órtese, com o efeito geral sendo calculado através da média das mudanças percentuais da integral da força muscular de todos os músculos do membro direito inferior, omitindo dos músculos afetados pela queda do pé e músculos dorsais, para identificar as contribuições dos diversos fatores e componentes das órteses elétricas de tornozelo-pé.

Para a articulação do tornozelo, há uma mudança negligenciável no momento da articulação ao longo do ciclo de marcha, evidenciado pela ausência de diferenças no seu gráfico, demarcado abaixo. Já o joelho e o quadril são afetados pela massa adicional da órtese, assim como pela posição de montagem do atuador particularmente na fase de balanço. Do gráfico, observamos que o atuador ser montado nas posições mais baixas implica em um efeito ampliado no momento flexor e extensor do joelho e do quadril quando comparados ao momento do joelho e quadril para o atuador instalado em posições superiores, com a montagem lateral e traseira apresentaram resultados próximos. Observamos um aumento médio de 27,01% e 110,91% entre a média das posições superiores e a posição A_S para os momentos do extensor e flexor respectivamente. Foi observado também um aumento médio de 147,10% e 34,76% entre as posições superiores e a posição A_S no extensor e flexor do quadril, respectivamente. Os ângulos mapeados pelo ciclo de marcha são mapeados nas figuras abaixo:

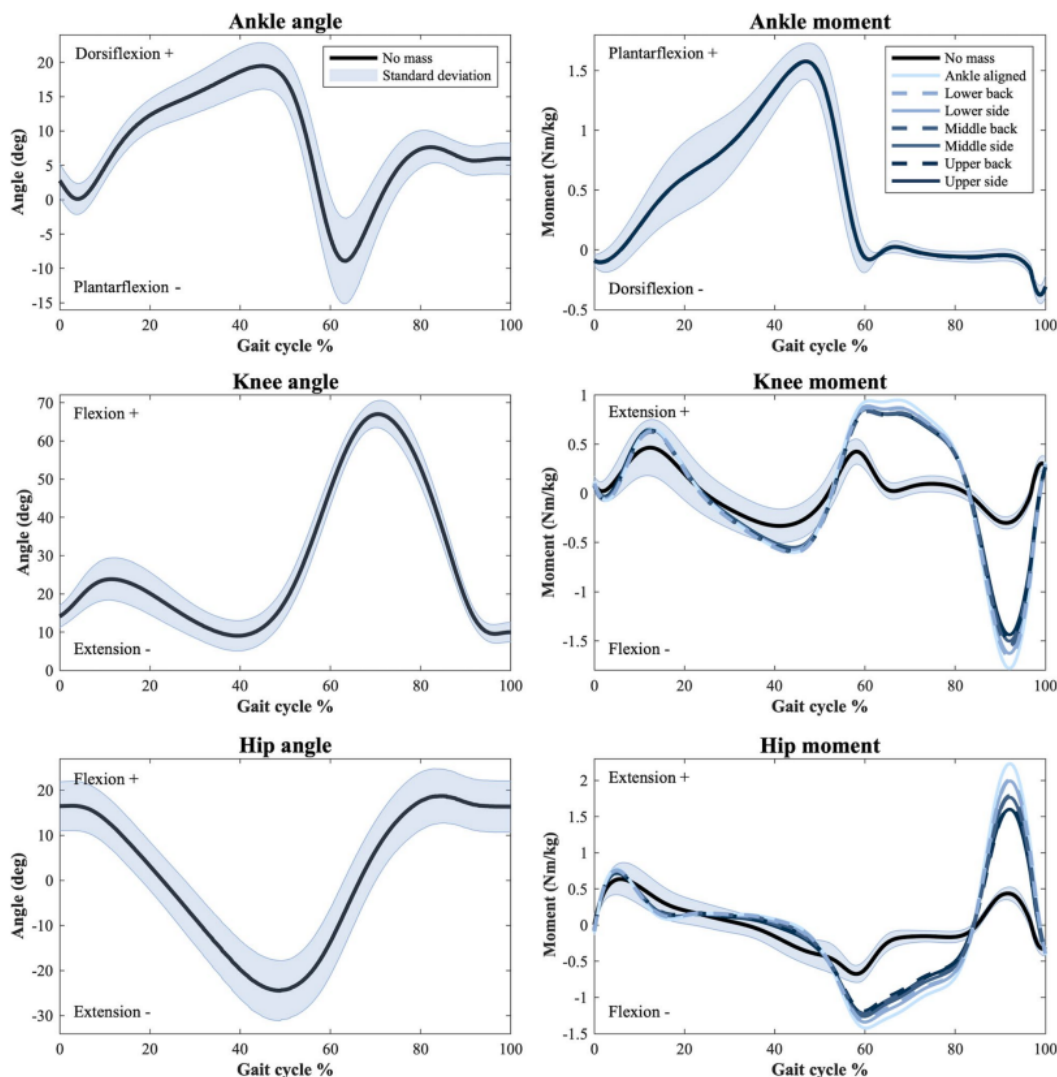


Figura 6: Média dos ângulos e momentos das articulações ao longo do ciclo de marcha para massa de 3kg. [2]

Tratando a média de todos os grupos musculares no membro direito inferior, foram observadas mudanças percentuais variando entre 59% e 81.79% causadas pelo posicionamento do atuador. Este comportamento também foi observado nas situações onde o atuador não estava ativado, mas com mudanças percentuais maiores, evidenciando aumento na força muscular devido à adição da órtese, com as forças musculares sendo mais negativamente afetadas quando o atuador foi posicionado posteriormente na posição mais baixa do membro. Foi observado também uma correlação entre a massa da órtese o aumento da média da força muscular ao longo do membro. Porém, o aumento da massa surtiu efeito maior quando o atuador era posicionado nas posições mais baixas. Quando o atuador era acionado, há uma redução na força muscular geral do membro. Embora o comportamento da maioria dos músculos se alinhe com este comportamento observado, alguns grupos desviaram do comportamento devido à massa ou atuação do atuador. A figura abaixo mapeia as variações percentuais dos grupos musculares são mapeadas abaixo:

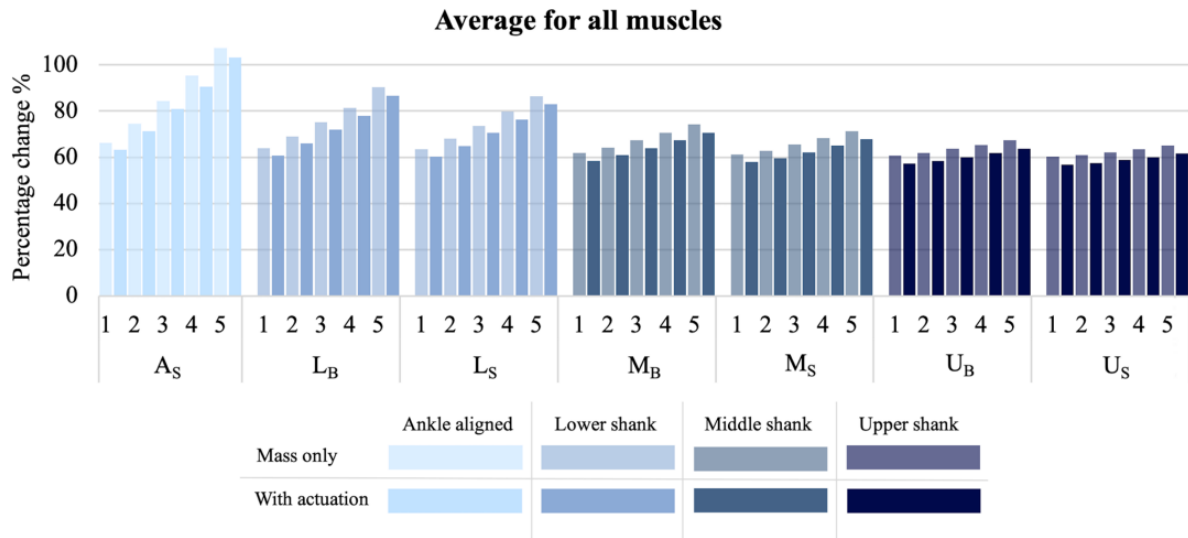


Figura 7: Mudança Percentual da integral da curva de força muscular por componente da órtese para média dos músculos do membro inferior. [2]

Tabela 3: Tabela de efeito da massa e atuação da órtese na força muscular. [2]

Effect of PAFO	Affected Muscles
Reduced muscle force with the additional PAFO mass	Flexor digitorum longus Flexor hallucis longus Peroneus brevis Peroneus longus Soleus Tibialis posterior
Reduced muscle force with heavier PAFO masses	Adductor magnus Peroneus brevis (superior e central) Rectus femoris (Mb e Ub) Vastus intermedius (exceto em As) Vastus lateralis(exceto em As) Vastus medialis(exceto em As)
Increased muscle force with active actuation compared to mass only	Adductor brevis Adductor magnus Flexor digitorum longus Flexor hallucis longus Gluteus Maximus Lateral gastrocnemius Medial gastrocnemius Peroneus brevis
Negligible change between mass only and with active actuation	Adductor longus Pectineus Rectus femoris Vastus intermedius Vastus lateralis Vastus medialis

Dos 31 músculos avaliados, os sete músculos mais afetados pela adição da órtese foram o adductor magnus, gluteus maximus, gastrocnemius lateral e medial, semitendíneo, semimembranoso e a cabeça curta do biceps femoris. Desses músculos, O semimembranoso, semitendíneo e a cabeça curta do biceps femoris apresentaram uma redução na força muscular quando a órtese apresentava atuação. Os músculos pertencem ao grupo da coxa e estão todos presentes na flexão do joelho, com o semimembranoso e o semitendíneo atuando também na extensão do quadril. Cada pico em força para estes músculos alinha com os pontos máximos de flexão no joelho, com a situação de apenas massa surtindo efeito consideravelmente maior na força muscular destes músculos, especialmente o biceps femoral. Posições de montagem mais baixas do atuador também apresentaram maior impacto na força muscular que posições de montagem alta do atuador, com uma montagem lateral surtindo efeito levemente menor que a montagem traseira.

Dos músculos mais afetados restantes, o adductor magnus, gluteus maximus e gastrocnemius lateral e medial apresentaram um aumento de força muscular e mudança percentual da integral da força muscular quando o atuador estava ativo. O adutor magnus é o maior músculo no compartimento medial, participando da flexão e da extensão do quadril, assim como da adução, apresentando vários picos na força muscular que são afetados pela adição da órtese, com picos de 45% e 60% alinhando com os pontos de flexão do quadril, que são os mais afetados negativamente pela adição de massa. Também se observa um pico de 90% do ciclo de marcha alinhado com a extensão do quadril, com o atuador causando um aumento significativo na força muscular quando comparado às situações de apenas massa. Os músculos avaliados são demarcados na figura abaixo:

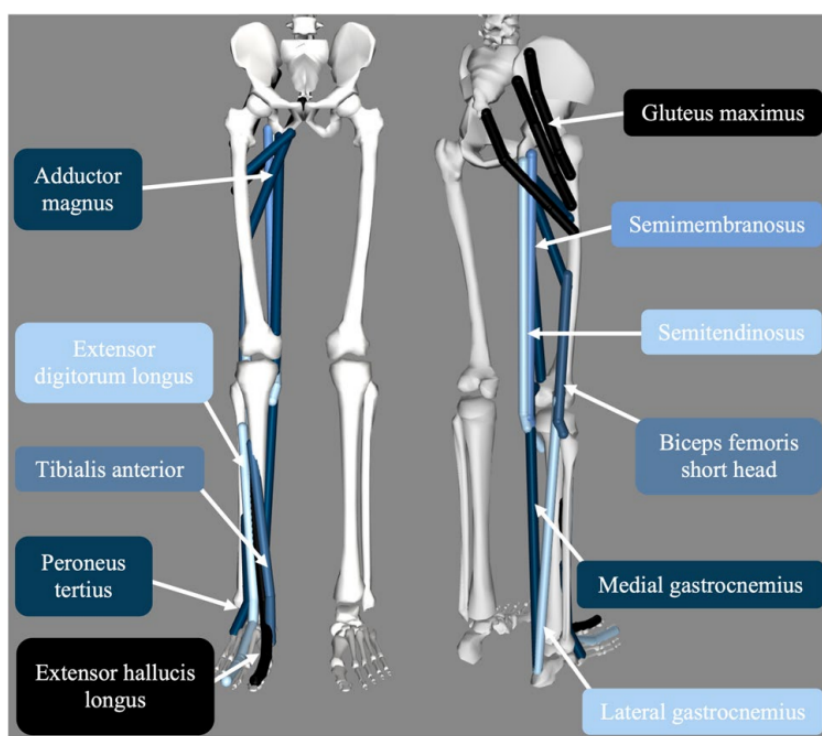


Figura 8: Modelo OpenSim - Músculos mais afetados pela órtese. [2]

Dos músculos mais afetados restantes, o adductor magnus, gluteus maximus e gastrocnemius lateral e medial apresentaram um aumento de força muscular e mudança percentual da integral da força muscular quando o atuador estava ativo. O adutor magnus é o maior músculo no compartimento medial, participando da flexão e da extensão do quadril, assim como da adução, apresentando vários picos na força muscular que são afetados pela adição da órtese, com picos de 45% e 60% alinhando com os pontos de flexão do quadril, que são os mais afetados negativamente pela adição de massa. Também se observa um pico de 90% do ciclo de marcha alinhado com a extensão do quadril, com o atuador causando um aumento

significativo na força muscular quando comparado às situações de apenas massa. As medidas de força para os maiores músculos, e suas mudanças percentuais são demarcadas nas figuras abaixo:

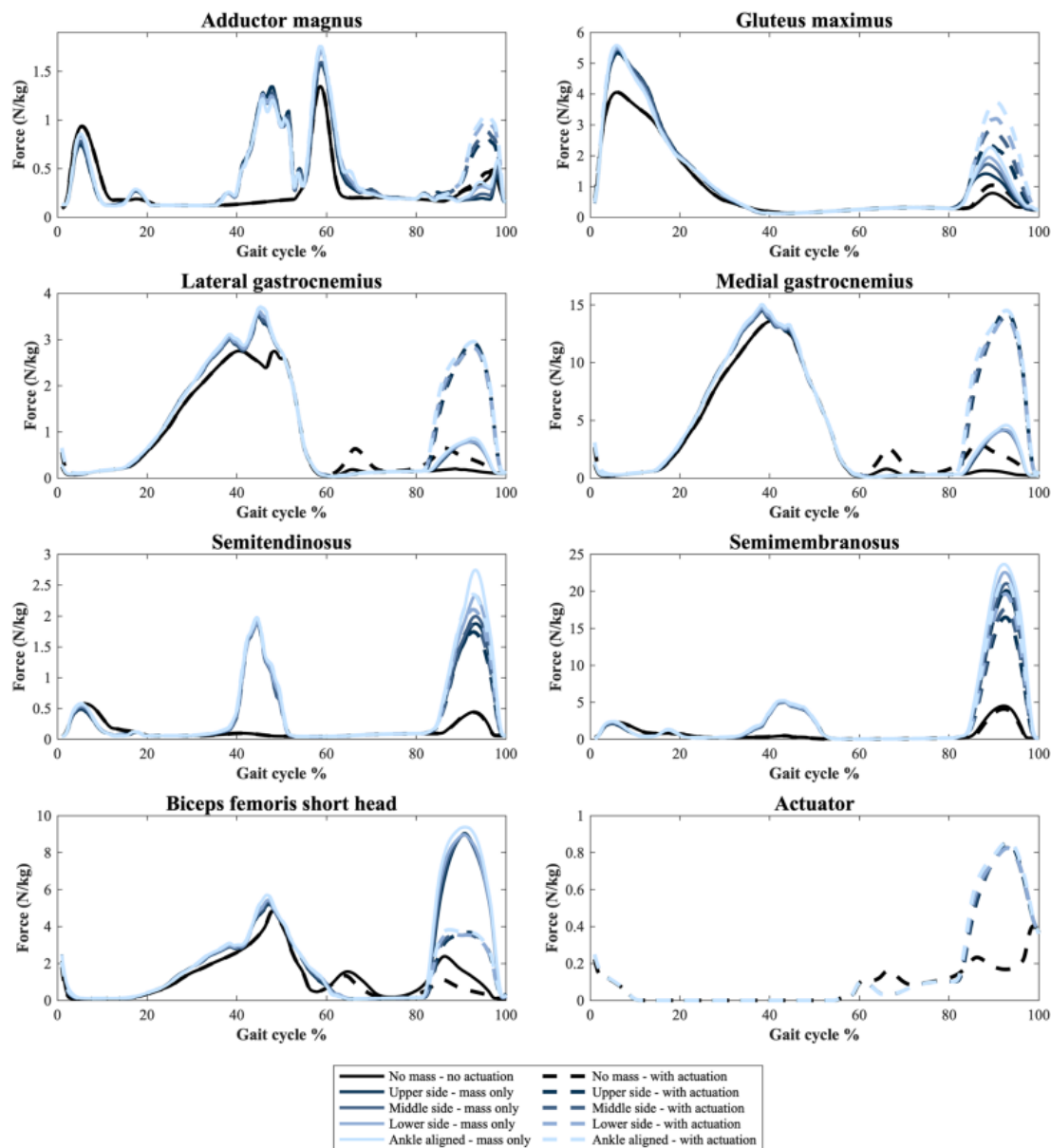


Figura 9: Curvas de força muscular para cada músculo identificado como mais afetado pela órtese e curva da força do atuador. [2]

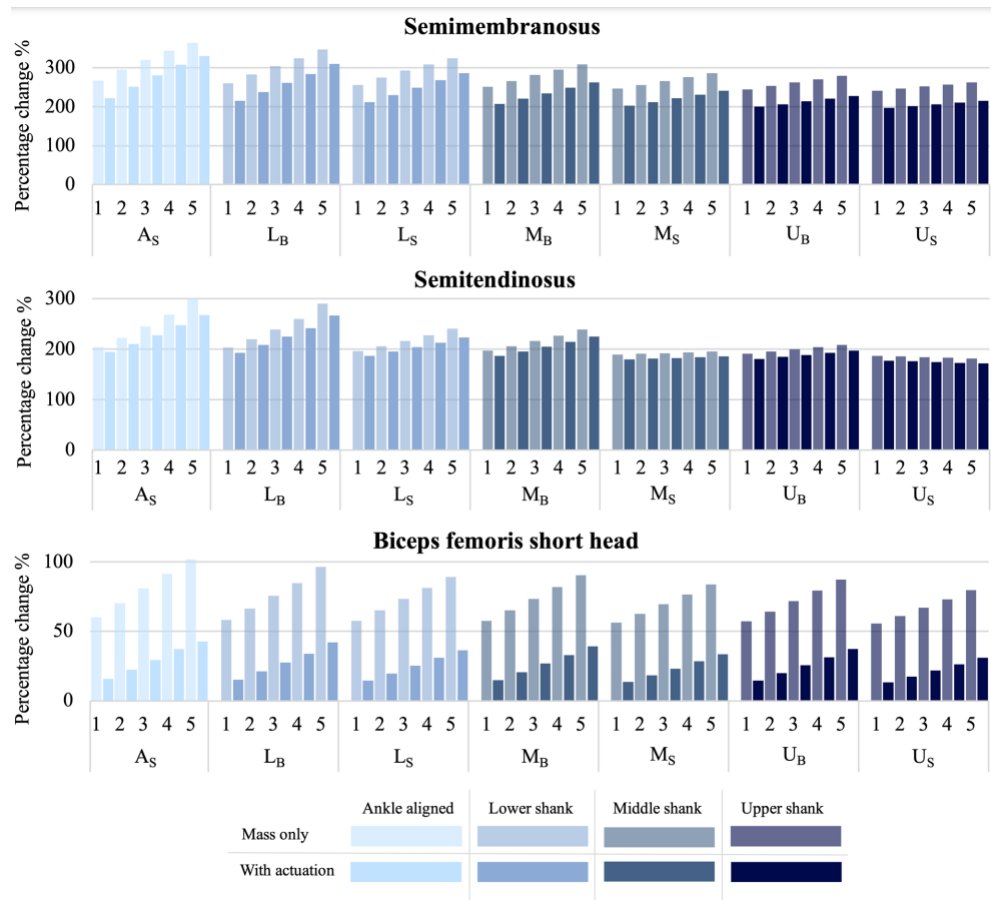


Figura 10: Mudança percentual da curva da força muscular por componente dos grupos semimembranoso, semitendíneo e cabeça curta do biceps femoris. [2]

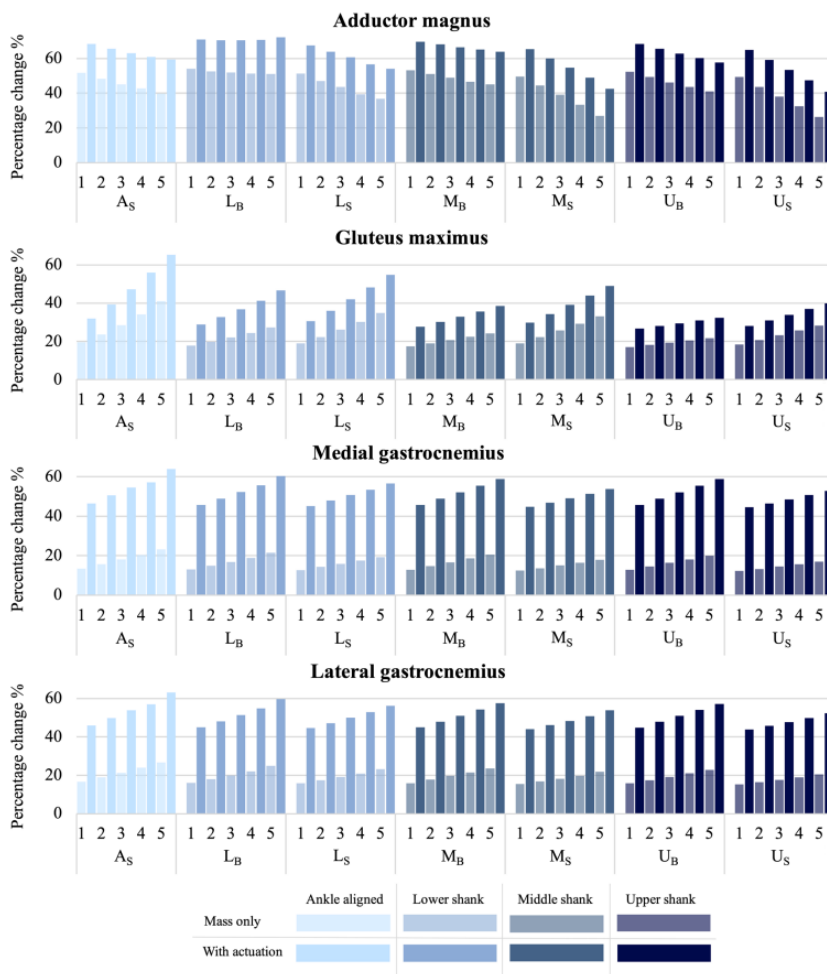


Figura 11: Mudança percentual da curva da força muscular por componente dos adductor magnus, gluteus maximus, medial gastrocnemius elateral gastrocnemius. [2]

Da pesquisa, pode se notar um conjunto de observações relevantes ao projeto. A adição de massa por meio de uma órtese, alimentada ou não, resulta em mudanças no comportamento muscular da perna, em particular no momento da articulação do joelho e dos quadris. A massa adicional requer de maior momento linear e angular, de forma a controlar o movimento do membro, com efeito maior na fase de balanço, quando o membro não é mais suportado pelo solo.

A baixa contribuição de massa da base do pé da órtese resultou em diferença trivial no momento da articulação do tornozelo, pois a baixa adição de massa resultou numa necessidade de pouco momento adicional para controlar o movimento da articulação.

As articulações do joelho e quadris foram mais negativamente afetadas pela adição de massa da órtese quando o atuador foi montado nas posições mais baixas, quando comparadas às posições mais altas. Este comportamento é explicado devido ao deslocamento do centro de atuação do membro inferior, e portanto na inércia do membro em particular na fase de balanço. Quando a massa total da órtese é posicionada com maior distância do joelho no membro o centro de atuação é deslocado ainda mais para longe da articulação do quadril e do joelho, induzindo num efeito de alavancagem que aumenta o momento necessário nessas articulações.

O momento das articulações total foi consistentemente afetado pela distância da montagem do atuador em relação ao joelho, com montagens mais distantes surtindo maior efeito que montagens mais próximas nas forças individuais musculares catalogadas. Porém, o efeito da montagem na lateral ou na parte traseira do membro não apresentou padrão consistente. A montagem traseira apresentou melhor efeito na

extensão do joelho e na flexão do quadril. Já a montagem lateral evidenciou melhor efeito na flexão do joelho e na extensão do quadril. Esta divergência pode ser explicada devido à posição do momento que estas operações possuem no ciclo de marcha, e na consequente interação das inércias destes movimentos ao longo do ciclo.

O artigo se conclui avaliando que a natureza da órtese de membro inferior evidencia a necessidade de adaptação do modelo para cada indivíduo, tanto pela geometria e manerismos no exercício do deslocamento, quanto pela geometria e diferença nos diversos músculos que compõem o membro. O estudo também evidencia a necessidade de otimização da distribuição de massa da órtese para propósitos de redução de efeitos negativos no deslocamento e consumo energético do usuário, corroborando com a literatura prévia [1]. Na sua finalização, o estudo avalia a possibilidade de novos estudos na área, que busquem avaliar uma implementação mais especializada das ferramentas nele empregadas, assim como ampliação da metodologia para a avaliação de padrões patológicos.

4 MODELAGEM POR PARÂMETROS DE DENAVIT-HATENBERG

O dimensionamento de qualquer tipo de equipamento em um sistema necessita primeiramente do conhecimento do comportamento do sistema, seus fenômenos e limitações em uma capacidade que permita, para dentro das tolerâncias estabelecidas pelo projeto, um projeto de implementação compatível com o comportamento deste sistema e que seja adequado aos pré-requisitos estabelecidos na formulação do projeto. De forma a conhecermos o comportamento de um sistema é necessário construir ou simular o sistema, em um ambiente conhecido ou semelhante ao ambiente no qual o sistema irá atuar.

Para este projeto, será necessário conhecer o comportamento do membro inferior direito de um indivíduo quando este está realizando um ciclo de marcha completo numa superfície plana uniforme conhecida. Isto é, quando uma pessoa está caminhando em um terreno plano sem irregularidades ou deformações por uma extensão suficientemente grande de forma a permitir um número mínimo de ciclos completos de marcha de forma para efetivamente emular uma caminhada humana.

Este sistema apresenta comportamento cinemático e dinâmico. O modelo criado irá avaliar exclusivamente o comportamento cinemático, não avaliando o aspecto dinâmico do comportamento do modelo. Portanto, para compensar a ausência de controle da parte dinâmica, os motores selecionados deverão ser superdimensionados, de forma a compensar qualquer necessidades de potência causada pelo comportamento dinâmico não mapeado.

A perna humana é um membro inferior do corpo humano com início no quadril até o tornozelo do pé, utilizado primariamente para locomoção. Este membro é responsável por sustentar o peso do corpo humano e realizar trabalho mecânico para impulsionar o corpo de forma a permitir que o usuário se movimente horizontalmente. A perna é composta primariamente por uma coxa, um joelho, uma panturrilha e um tornozelo. A coxa é parte da perna que se inicia na junção da perna ao quadril e termina na junção do joelho, que é conectado ao início da panturrilha. A coxa é exerce a função de levantar e abaixar o joelho e a panturrilha, impactando primariamente as etapas de balanço e contato do ciclo de marcha [2]. A panturrilha, é definida como a parte da perna que se inicia na metade inferior do joelho até o tornozelo, exercendo a função de levantar e abaixar a panturrilha e o tornozelo. A função da panturrilha faz que ela tenha impacto primariamente nas fases de contato e balanço médio do ciclo de marcha [2]. O tornozelo é a junção que conecta a perna ao pé, sendo localizada na extremidade inferior da panturrilha. No ciclo de marcha o tornozelo garante a conformidade da perna ao terreno percorrido por meio da angulação do pé em relação à perna e ao terreno. Portanto, o tornozelo tem maior impacto nas etapas de contato e término de balanço [2]. O ciclo de marcha exemplar e um exemplo anatômico de uma perna humana são demarcados na figura abaixo:

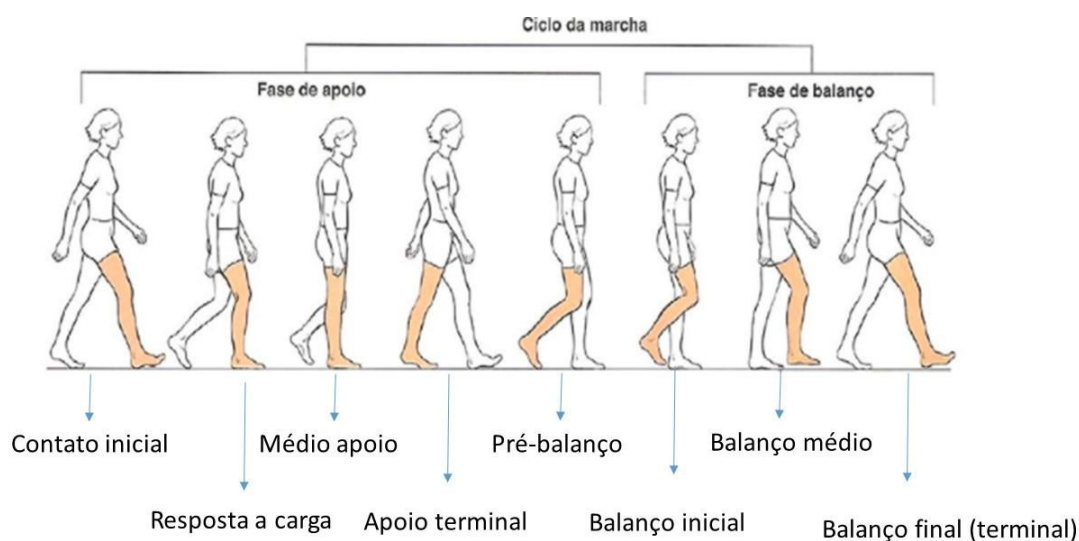


Figura 12: Desenho do ciclo de marcha humana completo. [3]

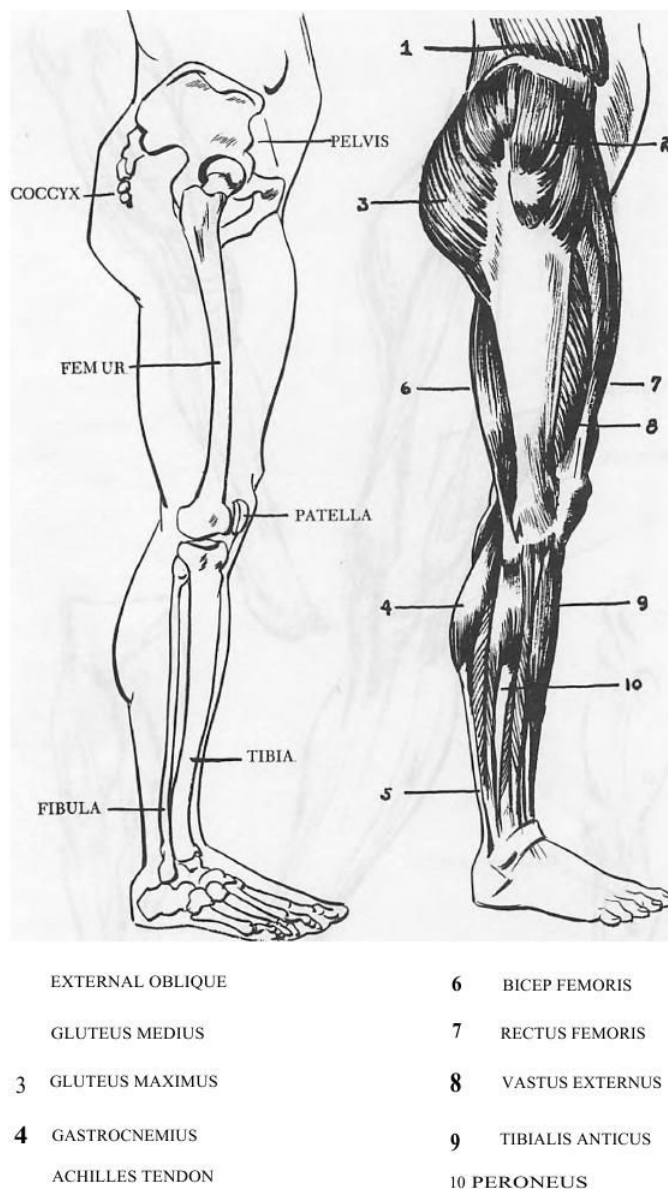


Figura 13: Desenho da anatomia de uma perna direita humana. [3]

A natureza do membro superior humano lhe atribui à função primária de manipulação de objetos, através da rotação e translado das juntas que conectam o braço com o antebraço, o antebraço com a mão e a mão com os cinco dedos. Embora a função de manipulação sirva propósitos não semelhantes aos propósitos da função de locomoção, a natureza de ambas funções é suficientemente próxima de tal forma que é possível adaptar um sistema de modelagem do comportamento de membros superiores já existente para modelar o comportamento de um membro inferior, visto que ambos membros são compostos por eixos conectados por junções móveis que permitem rotação e translação do corpo por rotação e translação dos seus eixos constituintes, sendo estes corpos presos de forma fixa ao tronco humano por uma junção. Tais paralelos nos permitem tratar um membro inferior humano como um membro superior humano, desde que modifiquemos os parâmetros deste membro superior para se adequarem à anatomia do membro inferior. Um esquema de um manipulador robótico é exemplificado na figura abaixo:

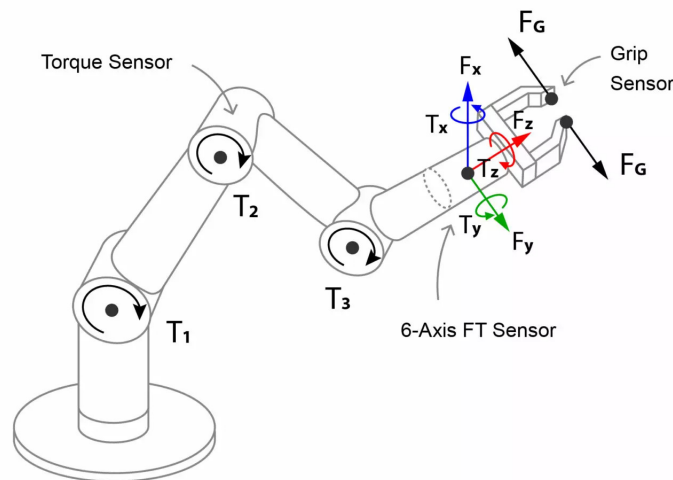


Figura 14: Diagrama de braço robótico [4].

Este sistema apresenta comportamento cinemático e dinâmico. O modelo criado irá avaliar exclusivamente o comportamento cinemático, não avaliando o aspecto dinâmico do comportamento do modelo. Portanto, para compensar a ausência de controle da parte dinâmica, os motores selecionados deverão ser superdimensionados, de forma a compensar qualquer necessidades de potência causada pelo comportamento dinâmico não mapeado.

O sistema pode ser tratado como um problema de regulação ou de rastreamento. O problema de rastreamento, também chamado de problema de trajetória, é um problema no qual a saída, que é uma variável controlada, siga a referência de entrada do sistema de forma mais próxima possível. Ou seja, é um sistema no qual a saída deverá seguir uma trajetória ao longo de todo o funcionamento do sistema. Já o problema de regulação é um problema de natureza pontual, no qual o propósito do sistema não é aproximar a saída à referência, mas manter a saída do sistema fixa em uma posição estacionária mesmo na presença de um distúrbio. Neste sistema, o propósito do controlador é rejeitar o efeito no distúrbio na posição da saída. Para este caso, o sistema modelado irá tratar a situação como um problema de regulação. Mais especificamente, o ciclo de marcha será composto por um conjunto de problemas de regulação, aonde cada transição é um problema individual de regulação a ser solucionado. Assim, se cada ponto for solucionado, o conjunto de pontos poderá ser considerado plausível.

a Adaptação para Denavit-Hartenberg

Para simular a caminhada será necessário representar este processo como um sistema onde um corpo percorre uma trajetória conhecida por um número de etapas pré-determinadas. Esta trajetória deverá acompanhar todas as fases do ciclo de marcha e apresentar um comportamento preciso e suficientemente rápido no processo de forma a garantir a segurança e estabilidade do usuário no processo.

A convenção dos parâmetros de Denavit-Hartenberg é um sistema frequentemente utilizado como um conjunto de parâmetros para fixar sistemas de referência para uma cadeia cinemática espacial [13]. Este sistema é empregado com frequência para braços robóticos ou outros manipuladores compostos por eixos e juntas. O sistema é favorecido por ser altamente valioso para a análise cinemática de sistemas robóticos, e portanto é capaz de suprir a necessidade de avaliação cinemática demandada pelo trabalho.

Isto nos permite adaptar estes parâmetros de braços robóticos para um sistema que simule um membro inferior humano como um braço robótico de geometria adaptada. Seguindo a convenção, o sistemas de coordenadas é fixado às articulações entre dois elos, de forma que uma transformação seja associada à articulação, com um conjunto de transformações de coordenadas ao longo de um robô em série formado por n elos resultantes nas equações cinemáticas do sistema [13].

Embora os parâmetros Denavit-Hartenberg permitam simular manipuladores de N graus de liberdade, a natureza fixa do ciclo de marcha tomado como referência para a trajetória limita o deslocamento do membro inferior para um movimento puramente planar, movendo sob o eixo horizontal X e o eixo vertical Z .

b Modelagem matemática da órtese

Como previamente definido, a órtese será um exo-esqueleto encaixado ao redor do membro inferior direito com a função de auxiliar o usuário na execução do ciclo de marcha. Portanto, a órtese irá percorrer um conjunto de posições pré-determinadas, que compõem o ciclo de marcha humana, partindo de uma posição inicial de repouso e percorrendo o trajeto de cada posição. O ciclo de marcha utilizado como referência dispõe de 8 posições. Analisando a imagem, observamos que a etapa de contato inicial apresenta a mesma posição da perna que a etapa de balanço final, demonstrando que o ciclo de marcha é um loop perfeito para facilitar o deslocamento. Com isso, totalizamos 7 configurações distintas de etapas para o ciclo de marcha. A figura abaixo apresenta a convenção supracitada:

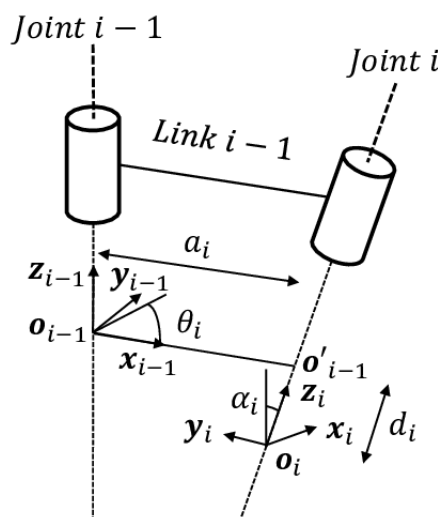


Figura 15: Diagrama de elo e junta por parâmetros Denavit-Hartenberg [4].

No sistema dos parâmetros de Denavit-Hartenberg, a órtese definida será composta por três elos e três juntas. O primeiro elo representa o componente que reforça a coxa da perna do usuário, possuindo massa m_1 e tendo a sua conexão ao quadril representada pela junta de ângulo θ_1 . O segundo elo representa o componente que reforça a panturrilha, possuindo massa m_2 e sendo conectado ao primeiro elo responsável por reforçar a coxa por meio da junta de ângulo θ_2 , representando o joelho da órtese. O terceiro elo representa o pé do usuário e, conseqüentemente, a base do pé da órtese. Possuindo massa m_3 , o terceiro elo é conectado ao segundo elo por meio da junta com posição representada pelo ângulo θ_3 , que representa o tornozelo. Estes parâmetros encontram-se na tabela abaixo:

Tabela 4: Parâmetros da órtese de membro inferior.

Junta	Elo	Comprimento	Massa	Ângulo
Quadril	1	L1	m_1	θ_1
Joelho	2	L2	m_2	θ_2
Tornozelo	3	L3	m_3	θ_3

Para permitir que o sistema seja capaz de realizar movimento, a simulação da órtese terá três atuadores rotacionais, cada um destes posicionado em uma das três juntas entre os elos: quadril, joelho e tornozelo.

Os atuadores serão posicionados nas juntas em uma configuração lateral, com cada atuador tendo o seu corpo posicionado na órtese em cada junta de forma perpendicular ao comprimento da órtese, com o eixo de atuação sendo encaixado em cada junta. Esta configuração permitirá a melhor réplica do perfil energético previamente observado [2]. Os atuadores serão acionados para modificar os ângulos das juntas para emular o translado entre as posições mapeadas pelo ciclo de marcha.

O modelo foi criado no programa MATLAB®, que já dispõe de bibliotecas dedicadas ao emprego dos parâmetros de Denavit-Hartenberg para avaliar a cinemática, direta ou inversa, de sistemas robóticos. Para simplificar as simulações e reduzir o custo computacional do projeto, as simulações foram realizadas com um modelo teórico perfeito, que desprezou a contribuição das massas dos atuadores para os controles do sistema e para os cálculos de potência consequentes, empregando apenas os parâmetros dos componentes primários da órtese e da perna do paciente digital que empregou a órtese.

c Parâmetros da Simulação da Órtese

O modelo é digitalizado num script do MATLAB® e alimentado com dados experimentais que buscam replicar condições reais de teste. Os comprimentos dos elos $L_1 = 2.2$, $L_2 = 1.9$, $L_3 = 1.1$ foram alimentados com as medidas da perna esquerda do aluno em palmos, enquanto as massas dos elos $m_1 = 1.0$, $m_2 = 0.4524$, $m_3 = 0.1362$ foram alimentados com valores normalizados proporcionais à distribuição estatística de massa dos elos [7]. Os valores de massa foram escolhidos para simplificar a simulação e para obter resultados de maior potencial de comparação e benchmark devido à normalização dos valores usados.

Segment	Males	Females	Average
Head	8.26	8.2	8.23
Whole Trunk	55.1	53.2	54.15
Thorax	20.1	17.02	18.56
Abdomen	13.06	12.24	12.65
Pelvis	13.66	15.96	14.81
Total Arm	5.7	4.97	5.335
Upper Arm	3.25	2.9	3.075
Forearm	1.87	1.57	1.72
Hand	0.65	0.5	0.575
Forearm Hand	2.52	2.07	2.295
Total Leg	16.68	18.43	17.555
Thigh	10.5	11.75	11.125
Leg	4.75	5.35	5.05
Foot	1.43	1.33	1.38
Leg Foot	6.18	6.68	6.43

Tabela 5: Percentages of Total Body Weight. [7]

Parâmetro	Valor
L_1	2.2000
L_2	1.9000
L_3	1.1000
m_1	1.0000
m_2	0.4524
m_3	0.1362

Tabela 6: Alimentação dos parâmetros DH para simulação.

Com os dados base do modelo alimentados, obtém-se um modelo digital interativo da órtese avaliada. Esta digitalização representa a geometria da órtese projetada, composta por um material de densidade uniforme tal que os centros de massa de cada elo se encontram nos seus centros geográficos com valores

de massa e comprimento equivalentes aos valores alimentados previamente. Para este modelo também foi obtida a matriz de parâmetros DH do sistema através da biblioteca Robotics Toolbox do autor Peter Corke [14]. O mapa de elos serial representante do sistema é demarcado na figura abaixo:

RDH =

```
noname:: 3 axis, RRR, stdDH, slowRNE
```

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0	2.2	0	0
2	q2	0	1.9	0	0
3	q3	0	1.1	0	0

Figura 16: Matriz de parâmetros de Denavit-Hartenberg do sistema modelado.

```

1 clear all;
2 clc;
3
4 L1 = 2.2; %comprimento elo 1 %medidas são aproximadamente a minha perna esquerda em palmos
5 L2 = 1.9; %comprimento elo 2
6 L3 = 1.1; %comprimento elo 3
7
8 theta1 = deg2rad(0); %grau junta 1 quadril e elo 1 || entre 0 e 90 graus
9 theta2 = deg2rad(0); %grau junta 2 elo 1 e elo 2 || entre 0 e 120 graus
10 theta3 = deg2rad(90); %grau junta 3 elo 2 e elo 3 || entre 15 e 90 graus
11
12 m1= 10.5/10.5;%massas normalizadas
13 m2= 4.75/10.5;
14 m3= 1.43/10.5;
15
16
17 %X = L1*cos(theta1) + L2*cos(theta1+theta2) + L3*cos(theta1+theta2+theta3)
18 %Y = L1*sin(theta1) + L2*sin(theta1+theta2) + L3*sin(theta1+theta2+theta3)
19
20 %parametros DH
21 %i theta d a alfa
22 %1 theta1 0 L1 0
23 %2 theta2 0 L2 0
24 %3 theta3 0 L3 0
25
26 Param_DH =[theta1 0 L1 0;
27             theta2 0 L2 0;
28             theta3 0 L3 0];
29
30 RDH = SerialLink(Param_DH)
31
32 Th=[theta1 theta2 theta3];
33
34 RDH.teach(Th)

```

Figura 17: Código MATLAB® para alimentação e renderização da órtese.

Para este sistema, os parâmetros de Denavit-Hartenberg serão L_1, L_2, L_3 correspondem à distância ao longo do eixo z da junta anterior, neste caso o comprimento da parte da perna anterior, até a normal comum onde os eixos z da junta anterior e a junta avaliada se interceptam, neste caso na junta onde as extremidades da parte anterior e a atual se encontram na junta. $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ correspondem aos ângulos em torno do eixo anterior, do x anterior ao x atual. A tabela também apresenta as colunas "d", "alpha" e

"offset", todos de valor nulo. A coluna "d" se refere à distância entre o ponto de intercessão do eixo z do comprimento do elo anterior com o elo atual. No caso deste modelo, os elos se interceptam nas juntas, e portanto terão distância entre os comprimentos nula. A coluna alpha se refere à diferença na direção de rotação entre o elo anterior e o elo avaliado. Neste caso, todas as juntas rotacionam no mesmo sentido, sem defasagem ou variação no eixo de rotação, e portanto terão valor "alpha" nulo. A coluna "offset" se refere à distância planar entre os eixos. Esta medida se refere à distância entre elos que não estejam posicionados no mesmo plano de rotação. Como todos os elos são coplanares em relação à rotação, pois todos estão no plano $Z = 0$, a distância planar offset entre todos os elos será nula.

d Mapeamento da Marcha Para a Simulação

O modelo digital interativo nos permite visualizar as contribuições das variações na posição de cada junta na posição da órtese e, por extensão, nas coordenadas X e Y da ponta do pé do membro inferior. Desta forma, podemos mapear diretamente a trajetória a ser percorrida pelo modelo para realizar um ciclo de marcha completo, obtendo uma matriz de coordenadas para cada etapa do ciclo através da superposição do modelo digital da órtese com as posições retratadas na imagem guia do ciclo de marcha. As posições angulares mapeadas são demarcadas na tabela abaixo:

Tabela 7: Ângulos para cada posição do ciclo da marcha.

Etapa	θ_1	θ_2	θ_3
1	25.2°	-21.6°	97.2°
2	25.2°	-25.2°	90°
3	0°	0°	90°
4	-14.4°	-10.8°	104.4°
5	3.6°	-46.8°	79.2°
6	18°	-64.8°	86.4°
7	32.4°	-28.8°	86.4°

Como a interface do modelo trata os ângulos como variáveis, obtemos as posições de cada junta para cada etapa do ciclo. Sabendo os valores dos ângulos das juntas para cada posição do ciclo de marcha, podemos confirmar que os valores das coordenadas X e Y da posição da ponta do pé da órtese em cada etapa da marcha humana encontrada pelo modelo está compatível com o modelo teórico calculado. Sequenciando estas coordenadas de acordo com a posição da etapa no ciclo da marcha obtemos a matriz trajetória a ser percorrida pela órtese para emular o ciclo de marcha completo. As equações que mapeiam as coordenadas X e Y da ponta da órtese, assim como as posições das coordenadas em cada etapa são demarcadas nas figuras e tabela abaixo:

$$X = L_1 \cdot \cos(\theta_1) + L_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (25)$$

$$Y = L_1 \cdot \sin(\theta_1) + L_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (26)$$

Tabela 8: Coordenadas X e Y para cada posição do ciclo da marcha.

Etapa	X	Y
1	3.681	2.137
2	3.891	2.037
3	4.100	1.100
4	4.056	-0.276
5	4.471	-0.516
6	4.241	-0.004
7	3.754	2.398

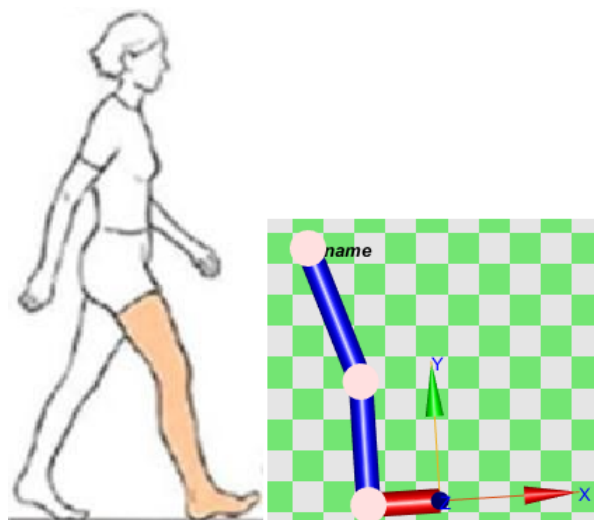


Figura 18: Emulação das etapas 1/8 do ciclo de marcha pelo modelo.

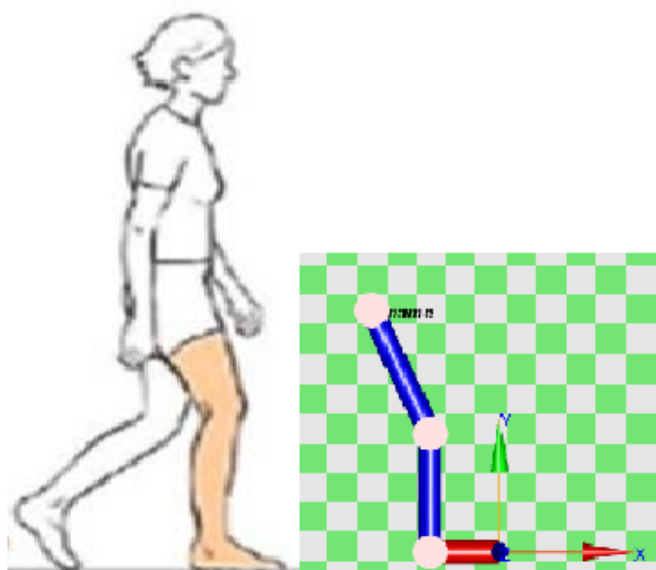


Figura 19: Emulação da etapa 2 do ciclo de marcha pelo modelo.

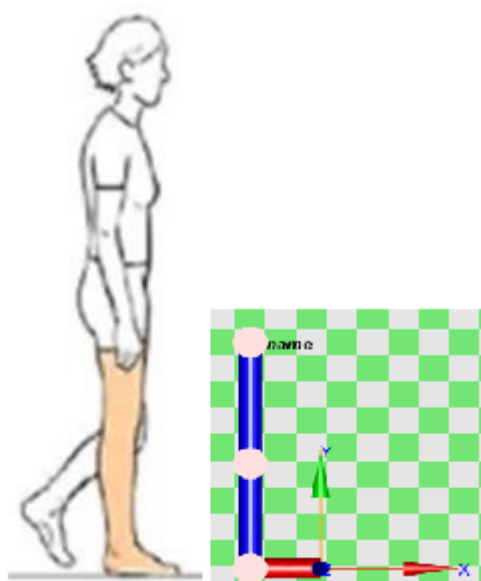


Figura 20: Emulação da etapa 3 do ciclo de marcha pelo modelo.

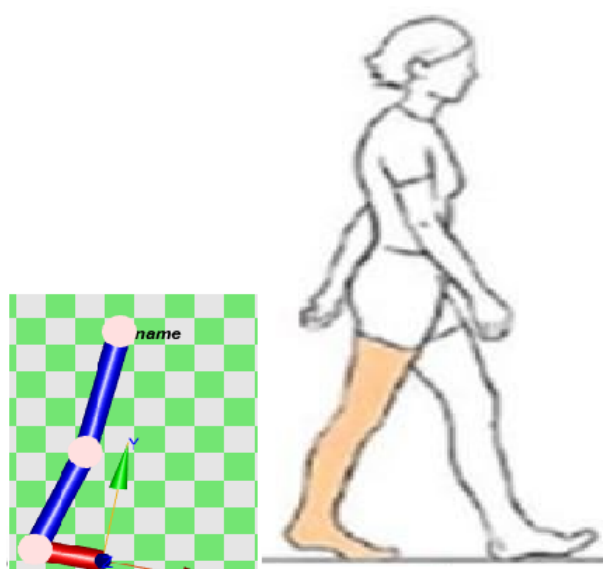


Figura 21: Emulação da etapa 4 do ciclo de marcha pelo modelo.

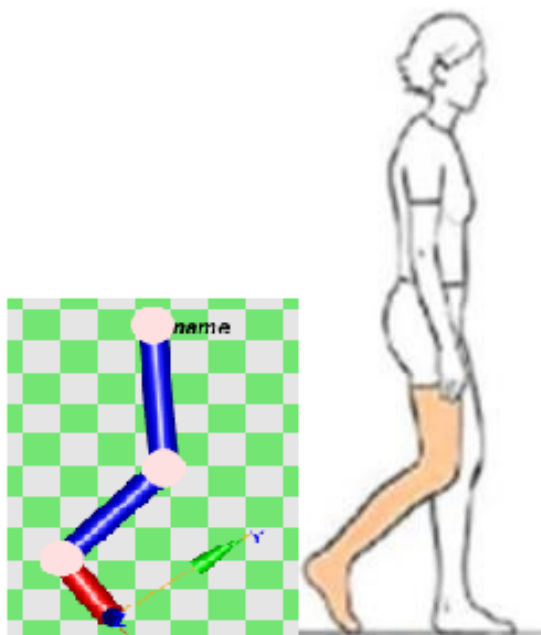


Figura 22: Emulação da etapa 5 do ciclo de marcha pelo modelo.

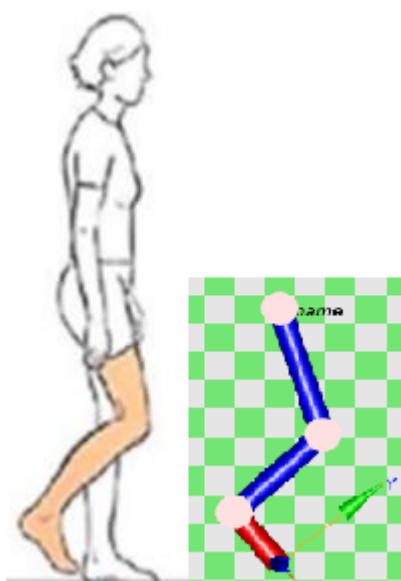


Figura 23: Emulação da etapa 6 do ciclo de marcha pelo modelo.

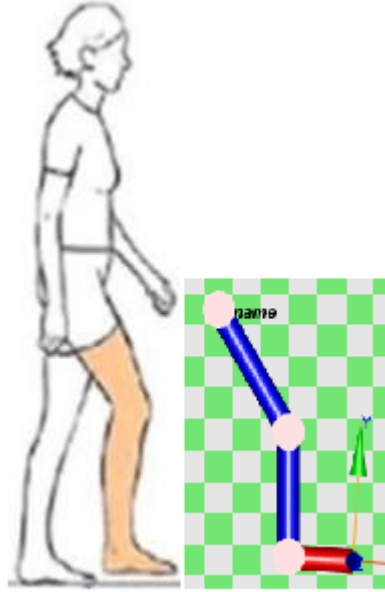


Figura 24: Emulação da etapa 7 do ciclo de marcha pelo modelo.

e Obtenção das Matrizes RTD/A

Com a posição dos ângulos $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ das juntas e das coordenadas X e Y da ponta do pé da órtese conhecidas ao longo de toda trajetória do ciclo de marcha, podemos avaliar o comportamento do sistema ao longo do percurso. Para isso é necessário primeiramente achar as matrizes de Rotação, Translação e Deslocamento (Matrizes RTD) do corpo. As matrizes são dadas pelas seguintes fórmulas:

$$R_{zi} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (27)$$

$$R_{xi} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (28)$$

$$T_{xi} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d_{i+1} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (29)$$

$$T_{zi} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (30)$$

Com as matrizes genéricas de rotação em torno dos eixos X e Z e translado das coordenadas X e Y da ponta do pé da órtese mapeado, obtemos a matriz de transformação A_{03} , que configura a transformada das coordenadas da ponta do eixo 3, a ponta do pé da órtese em relação à base do eixo 1, ponto 0, o ponto de contato da perna com o quadril.

$$A_{01} = R_z(\theta_1) \cdot T_z(d_1) \cdot T_x(d_2) \cdot R_x(0) \quad (31)$$

$$A_{12} = R_z(\theta_2) \cdot T_z(d_2) \cdot T_x(d_3) \cdot R_x(0) \quad (32)$$

$$A_{23} = R_z(\theta_3) \cdot T_z(d_3) \cdot T_x(d_4) \cdot R_x(0) \quad (33)$$

$$A_{03} = A_{01} \cdot A_{12} \cdot A_{23} \quad (34)$$

Com a matriz A para a transformada do sistema completo, podemos passar analisar o aspecto cinemático da órtese para avaliar os seus parâmetros de funcionamento no ciclo de marcha, tanto nas coordenadas cartesianas quanto de acordo com a posição angular das juntas. Isto será feito porque a cinemática é definida como o estudo do conjunto de relações entre posição e deslocamentos dos seus elos. Portanto a cinemática do sistema contém todas as informações necessárias para o dimensionamento dos motores.

5 CONTROLE CINEMÁTICO

O sistema modelado se trata de um sistema mecânico com funcionamento baseado em motores elétricos para a atuação em membros e conversão de energia elétrica em trabalho mecânico para obter rotação dos membros e seu consequente translado. Por isso, um fator crucial para o funcionamento da órtese será o torque necessário para realizar os movimentos mapeados.

Para nosso sistema, precisaremos de algum método de controle para garantir que os motores exerçam apenas a força necessária para realizar o translado do ciclo de marcha. No caso de nosso sistema, um controlador puramente proporcional parece mais adequado.

a Equações de torque

Sabemos que podemos relacionar o vetor torque com os ganhos do controlador, com a matriz de erro no deslocamento devido à força aplicada pelos atuadores e a jacobiana da seguinte forma [5]:

$$\tau = J' \cdot F \quad (35)$$

$$\tau_i = k_i \cdot \Delta_{qi} \Rightarrow \tau = K \cdot \Delta_q \quad (36)$$

Com estas relações, podemos definir um valor de torque com o qual o modelo seja capaz de realizar o translado do ciclo de marcha, visto que podemos encontrar as matrizes rotacionais J , a matriz do erro Δ_q e a matriz da força efetuada nas juntas pelos motores.

b Obtenção das matrizes Jacobianas

O ciclo de marcha mapeado é composto por oito posições fixas e conhecidas. Consequentemente teremos sete transições entre estas posições para realizar o ciclo. Para realizar o ciclo mapearemos estas transições. A entrada do sistema será o conjunto de ângulos de cada junta, que deve ser alcançada através da atuação do motor. Logo, as transições em si serão o deslocamento realizado entre a etapa inicial e a etapa final de cada junta.

Por conhecermos as etapas, podemos utilizar a função "fkine" [14] da toolbox Robotics Toolbox desenvolvida por Peter Corke para obtermos a transformada homogênea de cada transição. Esta função realiza o cálculo da cinemática direta da relação entre as posições iniciais e finais da transição. O código no MATLAB que implementa este cálculo é retratado na imagem abaixo:

```

112 Etapa1_Th = [deg2rad(25.2) deg2rad(-21.6) deg2rad(97.2)]; %Etapa 8 é equivalente
113 Etapa2_Th = [deg2rad(25.2) deg2rad(-25.2) deg2rad(90.0)];
114 Etapa3_Th = [deg2rad(0.00) deg2rad(0.00) deg2rad(90.0)];
115 Etapa4_Th = [deg2rad(-14.4) deg2rad(-10.8) deg2rad(104.4)];
116 Etapa5_Th = [deg2rad(3.6) deg2rad(-46.8) deg2rad(79.2)];
117 Etapa6_Th = [deg2rad(18.0) deg2rad(-64.8) deg2rad(86.4)];
118 Etapa7_Th = [deg2rad(32.4) deg2rad(-28.8) deg2rad(86.4)];
119
120 T1_Th = RDH.fkine(Etapa1_Th); %transformada da etapa1 para etapa2
121 Th1 = RDH.ikine(T1_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv') %angulos encontrados
122 Etapa1_Th %verifica angulo
123
124 T2_Th = RDH.fkine(Etapa2_Th);
125 Th2 = RDH.ikine(T2_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
126 Etapa2_Th;
127
128 T3_Th = RDH.fkine(Etapa3_Th);
129 Th3 = RDH.ikine(T3_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
130 Etapa3_Th;
131
132 T4_Th = RDH.fkine(Etapa4_Th);
133 Th4 = RDH.ikine(T4_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
134 Etapa4_Th;
135
136 T5_Th = RDH.fkine(Etapa5_Th);
137 Th5 = RDH.ikine(T5_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
138 Etapa5_Th;
139
140 T6_Th = RDH.fkine(Etapa6_Th);
141 Th6 = RDH.ikine(T6_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
142 Etapa6_Th;
143
144 T7_Th = RDH.fkine(Etapa7_Th);
145 Th7 = RDH.ikine(T7_Th,'q0',Etapa1_Th,'mask',[1,1,1,0,0,0],'pinv');
146 Etapa7_Th;
147

```

Figura 25: Fórmula genérica de uma matriz de transformação homogênea [5], [6]

Esta transformada resultante contém a Matriz Rotação de cada elo em relação ao elo anterior conectado e a Matriz 3x1 translação que contém o deslocamento de cada elo [5]. Um diagrama genérico de uma Matriz Rotação é retratado na imagem abaixo:

$$\begin{array}{c}
 \begin{matrix} \text{Matriz de Rotação} \\ \text{Deslocamento da origem } O_{i-1} \text{ para a} \\ \text{origem } O_i \end{matrix} \\
 \begin{pmatrix} x_{i-1} \\ y_{i-1} \\ z_{i-1} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} n_i & t_i & b_i & x_{i-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix} \\
 \underbrace{\begin{pmatrix} n_i & t_i & b_i \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}}_{A_i^{i-1}} \quad \underbrace{\begin{pmatrix} x_{i-1} \\ 1 \end{pmatrix}}_{X_i}
 \end{array}$$

Figura 26: Fórmula genérica de uma matriz de transformação homogênea [5], [6]

Para avaliar a precisão destas transformadas, realizamos o processo de cinemática inversa, também disponível na toolbox Robotics Toolbox desenvolvida por Peter Corke por meio da função "ikine" [14]. Esta função recebe como entrada a matriz da transformada homogênea previamente obtida e retorna as coordenadas da junta final do sistema na pose correspondente.

Embora a posição final da órtese esteja correta, as posições das juntas encontradas não são as mesmas do mapeamento manual do ciclo de marcha. Isto é observado porque o sistema modelado é redundante, isto é, possui mais de um grau de mobilidade que necessário para a realização do movimento. Consequentemente, várias configurações distintas dos ângulos da órtese são capazes de atingir o mesmo conjunto de coordenadas do pé da órtese. Para o propósito de dimensionamento da potência do sistema essa diferença é pouco impactante, visto que o movimento final depende apenas da diferença entre as coordenadas iniciais e coordenadas finais do último elo da órtese. Mesmo assim, será necessário compensar essa diferença para garantir que o dimensionamento seja apropriado.

O toolbox Robotics Toolbox nos permite mapear uma trajetória através da função "tr2jac". Esta função mapeia a velocidade espacial, ou o movimento diferencial, entre duas posições de um corpo modelado. A pose final relativa à pose inicial é modelada pela transformada homogênea previamente obtida, sendo esta transformada alimentada à função. O comando 'samebody' é empregado para informar à função que ambas posições se pertencem ao mesmo corpo. Após as jacobianas serem encontradas, o determinante da jacobiana de cada movimento é obtido para avaliar a singularidade da matriz. A singularidade de uma matriz é um parâmetro que avalia as configurações do corpo nas quais o sistema não seja capaz de gerar movimento do corpo ao longo de algum eixo, ou configurações na qual o sistema perca graus de liberdade. Ou seja, a singularidade de uma matriz determina se o corpo é capaz de exercer um translado ou rotação e se o corpo é capaz de atingir um conjunto de coordenadas. No caso de nosso membro inferior, todas as matrizes apresentaram determinante não-nulo, isto é, são capazes de realizar o movimento mapeado.

Para garantir a qualidade do modelo, o processo é realizado para uma série de movimentos em função dos ângulos das juntas da órtese para cada etapa do ciclo de marcha e uma série de movimentos em função das coordenadas cartesianas e suas derivadas $dx dy dz$. Para a série em coordenadas cartesianas, foi adicionado uma etapa de transformação linear para o conjunto de coordenadas de cada etapa do ciclo, seguida pelo mesmo processo previamente delineado para os ângulos das juntas.

c Sintonização de ganhos

Com as matrizes J e as posições teóricas e reais das coordenadas cartesianas e angulares conhecidas podemos agora calcular o valor de ganhos necessários para um controlador proporcional que permita que o modelo seja capaz de realizar o ciclo de marcha completo.

Definimos a matriz Δq como o erro entre os ângulos ideais e os ângulos reais obtidos pelas transformadas. Portanto, a matriz Δq do sistema será uma matriz 3×7 , sendo as colunas as posições de cada etapa e as linhas as posições de cada junta θ_1, θ_2 e θ_3 . A matriz θ_{map} contém as posições angulares mapeadas manualmente para cada etapa, a matriz θ_{kine} contém as posições angulares calculadas pela função de cinemática inversa "ikine". A matriz Δq contém o erro das posições angulares. Estas matrizes são demarcadas abaixo:

$$\theta_{map} = \begin{pmatrix} 0.4398 & 0.4398 & 0 & -0.2513 & 0.0628 & 0.3141 & 0.5654 \\ -0.3769 & -0.4398 & 0 & -0.1884 & -0.8168 & -1.1309 & -0.5026 \\ 1.6964 & 1.5707 & 1.5707 & 1.8221 & 1.3823 & 1.5079 & 1.5079 \end{pmatrix} \quad (37)$$

$$\theta_{kine} = \begin{pmatrix} 0.4398 & 0.4238 & 0.2183 & -0.0999 & -0.0883 & -0.0135 & 0.5052 \\ -0.3769 & -0.4070 & -0.4687 & -0.5222 & -0.5466 & -0.5352 & -0.3814 \\ 1.6964 & 1.5670 & 1.7196 & 1.8947 & 1.4561 & 1.7280 & 1.4985 \end{pmatrix} \quad (38)$$

$$\Delta q = \theta_{map} - \theta_{kine} = \begin{pmatrix} 0 & 0.0159 & -0.2183 & -0.1513 & 0.1511 & 0.3276 & 0.0602 \\ 0 & -0.0327 & 0.4687 & 0.3337 & -0.2701 & -0.5957 & -0.1212 \\ 0 & 0.0037 & -0.1488 & -0.0726 & -0.0738 & -0.2201 & 0.0093 \end{pmatrix} \quad (39)$$

Com a matriz Δq começamos o processo de sintonização dos ganhos do controlador. Para isto, precisaremos de uma matriz que resulte no valor de torque total especificado. O processo de sintonização de ganhos mais simples envolve testar possíveis valores de ganho nas configurações conhecidas até obtermos um valor suficientemente próximo do valor esperado. Tomando uma pessoa média de massa corpórea

de 70kg [7], e para um movimento máximo onde toda a perna se locomove simultaneamente com deslocamento angular máximo, teorizamos um valor máximo total de torque:

$$\tau = m_{total} * L_{total} \cdot \cos(\theta) \quad (40)$$

$$\tau_{total} = 70 \cdot (0.105 + 0.0475 + 0.0143) \cdot ((2.2 + 1.0 + 1.1) \cdot 0.3 \cdot 1) \quad (41)$$

$$\tau_{total} = 15.0624 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (42)$$

Tendo este valor de torque em mente, podemos começar a busca pelos ganhos do controlador de forma que eles obtenham torques próximos ao torque teorizado. Para esse propósito definimos a seguinte matriz de ganhos:

$$K = \begin{pmatrix} K_1 & 0 & 0 \\ 0 & K_2 & 0 \\ 0 & 0 & K_3 \end{pmatrix} \quad (43)$$

Nessa matriz, K_1 é o ganho para o controlador proporcional atuando na junta 1, K_2 é o ganho para o controlador proporcional atuando na junta 2 e K_3 é o ganho para o controlador proporcional atuando na junta 3. Definido o vetor torque como um conjunto de ganhos que, quando somados, resultam no torque total teorizado podemos variar os valores de K_1 K_2 K_3 até encontrarmos a matriz Δ_q . Quando nossa matriz Δ_q calculada estiver suficientemente próxima da matriz Δ_q real, podemos considerar estes ganhos satisfatórios para os propósitos do modelo. Atribuindo valores iniciais $K_1 = K_2 = K_3 = 0.1$, e incrementando cada ganho progressivamente em $\Delta_K = 0.1$, obtemos a matriz de ganhos K, demarcada abaixo. O código que realiza esta parte do cálculo é retratado na imagem seguinte:

$$\tau = K \cdot \Delta_q \quad (44)$$

$$\tau \cdot K^{-1} = \Delta_q \quad (45)$$

$$K = \begin{pmatrix} 3.4 & 0 & 0 \\ 0 & 1.3 & 0 \\ 0 & 0 & 1.2 \end{pmatrix} \quad (46)$$

```

193 %% Sintonização dos ganhos
194
195
196 torque_motor = 70 * (0.105 + 0.0475 + 0.0143) * ((2.2 + 1.0 + 1.1) * 0.3); %previsão de torque total ne
197 %peso médio humano em kg * proporcao percentual de peso da perna * comprimento da perna em
198 %palmas * 0.3 metros/palmo
199
200 coef_reducao = 0.65; %produto da reducao da marcha e eficiencia do motor
201
202 torque_efetivo = torque_motor * coef_reducao;
203
204 Mat_etapa_th = zeros(3,7);
205 Mat_th_ikine = zeros(3,7);
206 Mat_deltaq = zeros (3,7);
207
208 |
209 Mat_etapa_th(:,1) = transpose(Etapa1_Th);
210 Mat_etapa_th(:,2) = transpose(Etapa2_Th);
211 Mat_etapa_th(:,3) = transpose(Etapa3_Th);
212 Mat_etapa_th(:,4) = transpose(Etapa4_Th);
213 Mat_etapa_th(:,5) = transpose(Etapa5_Th);
214 Mat_etapa_th(:,6) = transpose(Etapa6_Th);
215 Mat_etapa_th(:,7) = transpose(Etapa7_Th);
216
217 Mat_th_ikine(:,1) = transpose(Th1); %transpostos para deixar no formato necessário para conta
218 Mat_th_ikine(:,2) = transpose(Th2);
219 Mat_th_ikine(:,3) = transpose(Th3);
220 Mat_th_ikine(:,4) = transpose(Th4);
221 Mat_th_ikine(:,5) = transpose(Th5);
222 Mat_th_ikine(:,6) = transpose(Th6);
223 Mat_th_ikine(:,7) = transpose(Th7);
224
225 Mat_deltaq = Mat_etapa_th - Mat_th_ikine
226
227 K = [3.4 0 0;
228      0 1.3 0;
229      0 0 1.2];
230
231 Mat_torque = K * Mat_deltaq; %matriz de torque por kg em cada eixo
232 Mat_torque = 70/9.81 * Mat_torque %multiplica pela massa média humana (70kg) e converte de KgF para N

```

Figura 27: Cálculo do torque teórico e da matriz K [5].

d Cálculo da força

Com o vetor de torque de cada etapa mapeado, assim com a matriz de ganho e a matriz do erro dos ângulos podemos obter a matriz F, que contém as forças que cada motor deverá exercer em cada junta para realizar a transformada desejada para a etapa mapeada. Para calcular a força exercida pelos motores em cada junta, aplicamos as matrizes J_{ij} e τ na seguinte equação:

$$\tau = J \cdot F \quad (47)$$

$$F_{ij} = J_{ij}^{-1} \cdot \tau_{ij} \quad (48)$$

As matrizes J_{ij} obtidas pelas funções da toolbox Robotics Toolbox são matrizes 6 x 6 que contêm as rotacionais do translado mapeado em função das coordenadas cartesianas e em função das posições angulares de cada junta. Portanto separamos as rotacionais cartesianas e angulares da matriz jacobiana, e utilizamos estas matrizes 3 x 3 para realizar o cálculo das forças em cada junta em função das coordenadas cartesianas e das posições angulares respectivamente.

O cálculo dos vetores F para coordenadas cartesianas e coordenadas angulares será realizado pelo mesmo processo, visto que tais dados já foram previamente tratados para permitirem a sua manipulação de forma matricial. Os cálculos destes vetores é realizado pelo código retratado nas imagens abaixo:

```

238 %% Achando F para torque e K Jt conhecidos
239
240 J12_XY = J12(1:3,1:3);
241 J23_XY = J23(1:3,1:3);
242 J34_XY = J34(1:3,1:3);
243 J45_XY = J45(1:3,1:3);
244 J56_XY = J56(1:3,1:3);
245 J67_XY = J67(1:3,1:3);
246 J71_XY = J71(1:3,1:3);
247
248 J12_Th = J12(4:6,4:6);
249 J23_Th = J23(4:6,4:6);
250 J34_Th = J34(4:6,4:6);
251 J45_Th = J45(4:6,4:6);
252 J56_Th = J56(4:6,4:6);
253 J67_Th = J67(4:6,4:6);
254 J71_Th = J71(4:6,4:6);
255
256 F12_XY = ((transpose(J12_XY))^-1) * Mat_torque(:,1);
257 F23_XY = ((transpose(J23_XY))^-1) * Mat_torque(:,2);
258 F34_XY = ((transpose(J34_XY))^-1) * Mat_torque(:,3);
259 F45_XY = ((transpose(J45_XY))^-1) * Mat_torque(:,4);
260 F56_XY = ((transpose(J56_XY))^-1) * Mat_torque(:,5);
261 F67_XY = ((transpose(J67_XY))^-1) * Mat_torque(:,6);
262 F71_XY = ((transpose(J71_XY))^-1) * Mat_torque(:,7);
263

```

Figura 28: Cálculo da matriz F em função das coordenadas cartesianas.

```

264 F12_Th = ((transpose(J12_Th))^-1) * Mat_torque(:,1);
265 F23_Th = ((transpose(J23_Th))^-1) * Mat_torque(:,2);
266 F34_Th = ((transpose(J34_Th))^-1) * Mat_torque(:,3);
267 F45_Th = ((transpose(J45_Th))^-1) * Mat_torque(:,4);
268 F56_Th = ((transpose(J56_Th))^-1) * Mat_torque(:,5);
269 F67_Th = ((transpose(J67_Th))^-1) * Mat_torque(:,6);
270 F71_Th = ((transpose(J71_Th))^-1) * Mat_torque(:,7);
271

```

Figura 29: Cálculo da matriz F em função das coordenadas angulares.

Observamos que, para cada uma das etapas, os vetores F_{XY}^{ij} e $F_{\theta_i}^{ij}$ são idênticos. Isto indica que toda a força realizada pelo motor em uma junta realizará um movimento de rotação na junta, causando um deslocamento nas coordenadas da ponta do pé da órtese. Estes vetores se encaixam no modelo da órtese, pois a órtese busca replicar o movimento de um membro inferior que, por sua anatomia, só é capaz de realizar translado através da rotação de suas juntas.

6 ELETRÔNICA EMBARCADA

Com o torque e a força teóricos a serem realizados dimensionados, e avaliados é possível determinar modelos de motores a serem aplicados. Será necessário também selecionar um conjunto de equipamentos de eletrônica de potência para alimentar, controlar e auxiliar no funcionamento dos motores. Estes equipamentos, devido à natureza da órtese, são dimensionados para suprir as necessidades de potência avaliadas no projeto, enquanto sendo suficientemente portáteis e leves de forma a permitir que sejam acoplados à órtese, ou a algum sistema de carga portátil pelo indivíduo que permita o uso da órtese por um período de tempo adequado para o exercício das funções da órtese. Um diagrama do sistema é apresentado na figura abaixo:

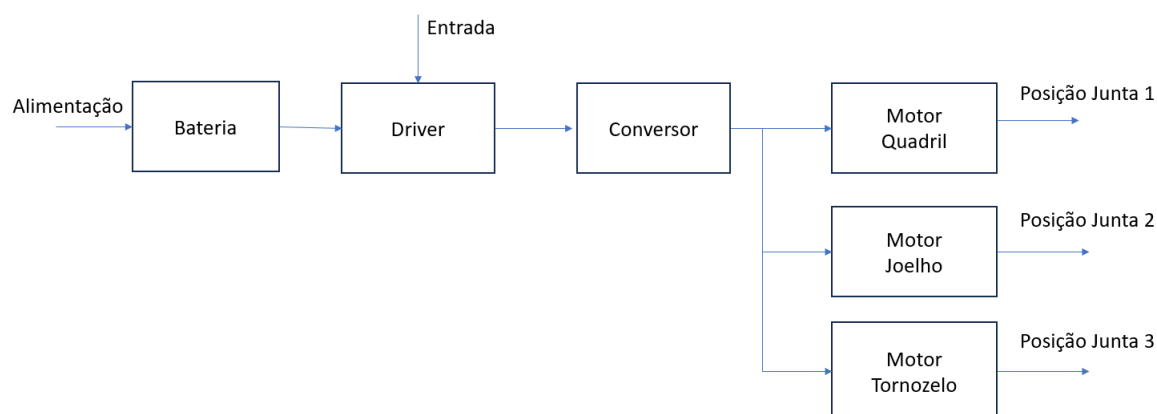


Figura 30: Diagrama do sistema embarcado escolhido.

a Equipamentos escolhidos

Por se tratar de uma órtese de membro inferior com extremidade inicial no quadril e terminando no pé necessitamos de três motores, um para atuar a junta do quadril, um para atuar a junta do joelho e um para atuar a junta do tornozelo. A diferença entre a anatomia dos elos da órtese significa que cada junta terá um perfil de potência diferente, evidenciado pela matriz de torques das etapas do ciclo de marcha.

Os três motores escolhidos são motores de torque fabricados pela Oriental Motors, com o motor modelo 4TK10GN-AW2U/4GN100K selecionado para ser instalado na junta do quadril, o motor de modelo 4TK10GN-AW2U/4GN75K selecionado para ser instalado na junta do joelho e o motor de modelo 4TK10GN-AW2U/4GN18K selecionado para ser instalado na junta do pé. Os modelos de motor selecionados para o projeto estão representados abaixo :




Items	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	 <p>Motor & gearhead ship separately. 4TK10GN-AW2U / 4GN100KA 10 W (1/75 HP) AC Torque Motor (100:1 Gear Ratio) (Single-Phase 110/115 VAC) Web Price Request Quote + Request Quote</p>	 <p>Motor & gearhead ship separately. 4TK10GN-AW2U / 4GN75K 10 W (1/75 HP) AC Torque Motor (75:1 Gear Ratio) (Single-Phase 110/115 VAC) Web Price Request Quote + Request Quote</p>	 <p>Motor & gearhead ship separately. 4TK10GN-AW2U / 4GN18K 10 W (1/75 HP) AC Torque Motor (18:1 Gear Ratio) (Single-Phase 110/115 VAC) Web Price Request Quote + Request Quote</p>
Frame Size	-		
Output Power	10 W (1/75 HP)		
Voltage (VAC)	Single-Phase 110/115 VAC		
Frequency (Hz)	60		
Current	0.74 A [110 VAC] 0.76 A [115 VAC]		
Shaft/Gear Type	Parallel Shaft Gearhead		
Gear Ratio (X:1)	100 :1	75 :1	18 :1

Figura 31: Foto dos motores selecionados para atuação das juntas da órtese.

<input type="checkbox"/>	3TK6GN-AW2U / 3GN100K	-	6 W (1/125 HP)	Single-Phase 110/115 VAC	0.60 A [110 VAC] 0.65 A [115 VAC]	Parallel Shaft Gearhead	100 :1	10 mm	-	9	-	-	Request Quote	+ Request Quote
<input type="checkbox"/>	3TK6GN-AW2U / 3GN18K	-	6 W (1/125 HP)	Single-Phase 110/115 VAC	0.60 A [110 VAC] 0.65 A [115 VAC]	Parallel Shaft Gearhead	18 :1	10 mm	-	50	-	-	Request Quote	+ Request Quote
<input type="checkbox"/>	3TK6GN-AW2U / 3GN75K	-	6 W (1/125 HP)	Single-Phase 110/115 VAC	0.60 A [110 VAC] 0.65 A [115 VAC]	Parallel Shaft Gearhead	75 :1	10 mm	-	12	-	-	Request Quote	+ Request Quote
Item #	Frame Size	Output Power	Voltage (VAC)	Current	Shaft/Gear Type	Gear Ratio (X:1)	Output Shaft Diameter	Rated Torque (lb-in)	Speed at Max Output (rpm)	Rated Speed (rpm)	Permissible Load Inertia	Web Price	Add To Cart / Contact Sales	

Figura 32: Especificações dos motores selecionados.

Os motores foram escolhidos porque todos possuem capacidade de geração de torque superior aos torques requisitados pelos modelos ao longo de todas as etapas do ciclo de marcha, gerando torque suficientemente próximo aos valores máximo de torque mais uma margem de segurança sem uma sobra excessiva de torque, de forma a poupar espaço e peso na órtese e, por extensão, reduzir desgaste físico causado na órtese e sentido pelo usuário. Para controlar estes motores, o seguinte driver foi selecionado:



Figura 33: Driver de modelo TMP-1, selecionado para controlar e alimentar os motores.

O driver foi selecionado por prover a quantidade necessária de corrente para a alimentação dos motores, em um valor de tensão compatível com o valor de tensão de entrada dos motores. O driver também foi escolhido porque o fabricante recomenda a adoção deste driver para propósitos de controle de potência para a linha de motores selecionada.

Para alimentar o driver e armazenar a potência necessária para o funcionamento da órtese, uma bateria de bicicleta modelo BBP280, modelo horizontal fabricada pela empresa Bosch foi selecionada. Esta bateria foi selecionada por um conjunto de fatores: os requisitos de potência no traslado de uma bicicleta parecem ser suficientemente próximos dos requisitos de potência de traslado por caminhada assistida, logo a capacidade de armazenagem da bateria foi considerada suficiente para os propósitos do modelo. Outro fator foi a geometria da bateria, que foi projetada para ser inserida no corpo de uma bicicleta elétrica. Embora não seja possível armazenar a bateria dentro da órtese ou do membro assistido, a geometria da bateria permite que ela seja instalada na órtese, possibilitando o emprego da órtese por tempo limitado em áreas sem acesso imediato à alimentação elétrica sem impacto excessivo no ciclo de marcha. A bateria selecionada é retratada abaixo:



Figura 34: Bateria escolhida para armazenar e alimentar potência.

Entretanto, como a bateria possui tensão de saída de 36V e os drivers e motores funcionam com tensão de 24V, há a necessidade de implementar um conversor abaixador de tensão conforme o sugerido na figura abaixo.

Fulree®

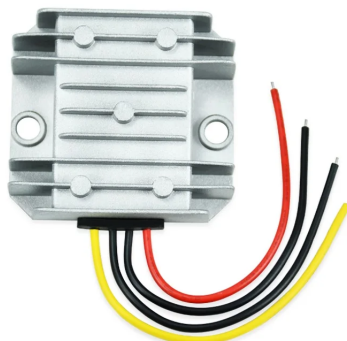


Figura 35: Conversor DC 36 48 V para DC 12 24V 2A escolhido.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS

Pelos resultados observados nas matrizes F , é possível concluir que o modelo satisfaz os parâmetros previamente determinados para o funcionamento do modelo. A semelhança entre as matrizes de força em função das coordenadas angulares e coordenadas cartesianas demonstra que o modelo encontrou um resultado consistente com os parâmetros desejados.

a Erro estimado

O funcionamento do sistema é baseado na adequação das coordenadas angulares de cada junta para a execução das transições da marcha. Consequentemente, fatores não previstos como um desvio na atuação do motor ou uma alteração do terreno onde a marcha é realizada pode impactar no funcionamento da órtese. A possibilidade de impacto com o terreno, ou de desvio na posição da órtese causado por irregularidade são formas de impactar o funcionamento do modelo sem diretamente alterar seu funcionamento.

Um problema a ser notado no projeto é a possibilidade de propagação de erro pela natureza cíclica da marcha. Por se tratar de um ciclo simples que se repetirá até o usuário decidir interromper a sua marcha, existe um potencial de poluição de etapas bem sucedidas por desvio prévio em etapas que apresentam irregularidades. Uma variação na posição de uma junta pode causar desvio em um dos eixos não abordados do sistema, alterando o ciclo de marcha do usuário até que este ativamente corrija esse desvio.

Evidentemente, a natureza cíclica da marcha pode também acentuar problemas de natureza crescente. Uma desestabilização pequena em um ciclo i pode crescer até se tornar um fator notável em um ciclo $i + 4$, por exemplo. Desta forma, é necessário avaliar a vulnerabilidade do sistema para estas falhas.

b Possíveis Estudos Futuros

Uma possibilidade de continuação do modelo seria a implementação e avaliação do modelo em montagem prática de órtese de membro inferior. A recriação deste modelo no mundo real, com componentes semelhantes em potência e distribuição serviria como prova real do modelo, comprovando a eficácia do que foi analisado neste trabalho ou demonstrando as falhas e pontos a serem tratados para que este modelo seja viável para aplicações reais.

O modelo tratou a órtese como um conjunto de elos de massa pontual, com a massa distribuída em três pontos localizados no centro geográfico de cada elo. A remodelagem da órtese como um corpo de distribuição de massa com densidade contínua ou variada para avaliar impacto da distribuição de massa no comportamento dos atuadores avaliaria um aspecto da potência do sistema que não foi abordado neste caso.

Uma das escolhas mais críticas da modelagem foi realizar esta por meio de parâmetros de Denavit-Hartenberg, por sua compatibilidade com a geometria do corpo analisado e compatibilidade com ferramentas com as quais o aluno já possui certo grau de familiarização. Entretanto, a avaliação do mesmo corpo agora modelado por Lagrange apresenta grande potencial para expor vulnerabilidades no estudo cinemático modelado, assim como confirmar as observações feitas neste estudo. Esta modelagem também possibilita a inclusão de novos parâmetros para a órtese, através da definição de peculiaridades como variáveis de estado ou saída. Um exemplo pertinente seria tratar alguma deficiência na atuação da perna como variável de estado ou tratar a irregularidade do terreno como um conjunto de variáveis de entrada.

O modelo foi controlado exclusivamente por controlador proporcional P . A possibilidade de implementação de controladores PI , PD ou PID abre um leque de possibilidades de avaliação do impacto dos ganhos no funcionamento de uma órtese de membro inferior, assim como a avaliação da relação dos ganhos entre si e como estas relações afetam o comportamento de uma órtese de translado mecânico.

O modelo restringiu o movimento da perna humana a um único plano, efetivamente transformando o que deveria ser uma trajetória tri-dimensional em um conjunto de etapas bi-dimensionais. Uma possível ampliação do projeto seria modelar uma nova órtese com um maior grau de liberdades, de forma a permitir o movimento da perna do usuário em um espaço tri-dimensional, aonde os componentes da perna são capazes de alguma rotação ao longo do seu eixo e nas suas juntas, como são capazes na prática.

A APÊNDICE

F12_XY =	F34_XY =	F67_XY =
0	4.3482	2.6029
0	5.2968	-9.3255
0	-1.2749	-1.8848
F12_Th =	F34_Th =	F67_Th =
0	4.3482	2.6029
0	5.2968	-9.3255
0	-1.2749	-1.8848
F12_XY =	F45_XY =	F71_XY =
0	2.3529	-1.1245
0	4.1865	-1.4610
0	-0.6219	0.0802
F12_Th =	F45_Th =	F71_Th =
0	2.3529	-1.1245
0	4.1865	-1.4610
0	-0.6219	0.0802
F23_XY =	F56_XY =	
-0.3036	1.4937	
-0.3864	-4.1828	
0.0318	-0.6320	
F23_Th =	F56_Th =	
-0.3036	1.4937	
-0.3864	-4.1828	
0.0318	-0.6320	

Figura 36: Matrizes força em cartesiano e angular.

```

1  clear all;
2  clc;
3
4  L1 = 2.2; %comprimento elo 1 %medidas são aproximadamente a minha perna esquerda em palmos
5  L2 = 1.9; %comprimento elo 2
6  L3 = 1.1; %comprimento elo 3
7
8  theta1 = deg2rad(0); %grau junta 1 quadril e elo 1 || entre -43.2 e 90 graus
9  theta1_min = deg2rad(-43.2); theta1_max = deg2rad(90);
10
11 theta2 = deg2rad(0); %grau junta 2 elo 1 e elo 2 || entre -133.2 e 0 graus
12 theta2_min = deg2rad(-133.2); theta2_max = deg2rad(0);
13
14 theta3 = deg2rad(90); %grau junta 3 elo 2 e elo 3 || entre 15 e 90 graus
15 theta3_min = deg2rad(15); theta3_max = deg2rad(90);
16
17 m1= 70 * 0.1050; %peso humano médio * porcentagem da massa corpórea do elo
18 m2= 70 * 0.0475;
19 m3= 70 * 0.0143;
20
21
22 %X = L1*cos(theta1) + L2*cos(theta1+theta2) + L3*cos(theta1+theta2+theta3)
23 %Y = L1*sin(theta1) + L2*sin(theta1+theta2) + L3*sin(theta1+theta2+theta3)
24
25 %parametros DH
26 %i theta d a alfa
27 %1 theta1 0 L1 0
28 %2 theta2 0 L2 0
29 %3 theta3 0 L3 0
30
31 Param_DH =[theta1 0 L1 0;
32            theta2 0 L2 0;
33            theta3 0 L3 0];
34
35 L(1) = Link([theta1 0 L1 0], 'qlim', [theta1_min theta1_max]);
36 L(2) = Link([theta2 0 L2 0], 'qlim', [theta2_min theta2_max]);
37 L(3) = Link([theta3 0 L3 0], 'qlim', [theta3_min theta3_max]);
38
39 %RDH = SerialLink(Param_DH)
40 RDH = SerialLink(L)
41
42 Th=[theta1 theta2 theta3];
43
44 %RDH.teach(Th)
45 %%
46 %Matrizes de Rotação, Translado e Deslocamento%
47
48 %Referentes a 1%
49 Rz1 = [cos(theta1) -sin(theta1) 0 0;
50        sin(theta1) cos(theta1) 0 0;
51        0 0 1 0;

```

Figura 37: Código do MATLAB® parte 1.

```

52         0         0         0 1];
53     Tz1 = eye(4); Tz1(3,4) = 0;
54
55     Tx1 = eye(4); Tx1(1,4) = 0;
56
57     Rx1 = [1  0  0  0;
58            0 cos(theta) -sin(theta) 0;
59            0 sin(theta) cos(theta) 0;
60            0  0  0  1];
61
62     A01 = Rz1 * Tz1 * Tx1 * Rx1;
63
64     %Referentes a 2
65     Rz2 = [cos(theta2) -sin(theta2) 0 0;
66           sin(theta2) cos(theta2) 0 0;
67           0  0  1 0;
68           0  0  0 1];
69
70     Tz2 = eye(4); Tz2(3,4) = 0;
71
72     Tx2 = eye(4); Tx2(1,4) = 0;
73
74     Rx2 = [1  0  0  0;
75            0 cos(theta) -sin(theta) 0;
76            0 sin(theta) cos(theta) 0;
77            0  0  0  1];
78
79     A12 = Rz2 * Tz2 * Tx2 * Rx2;
80
81     %Referentes a 3
82     Rz3 = [cos(theta3) -sin(theta3) 0 0;
83           sin(theta3) cos(theta3) 0 0;
84           0  0  1 0;
85           0  0  0 1];
86
87     Tz3 = eye(4); Tz3(3,4) = 0;
88
89     Tx3 = eye(4); Tx3(1,4) = 0;
90
91     Rx3 = [1  0  0  0;
92            0 cos(theta) -sin(theta) 0;
93            0 sin(theta) cos(theta) 0;
94            0  0  0  1];
95
96     A23 = Rz3 * Tz3 * Tx3 * Rx3;
97
98     %Referente ao sistema completo
99
100     A03 = A01 * A12 * A23 %Matriz A x Transformada (cinemática inversa)
101

```

Figura 38: Código do MATLAB® parte 2.

```

102 %% Acha matriz de transformada para trajetórias
103
104 Traj_Th = [25.2 -21.6 97.2; %Etapa 1/8
105           25.2 -25.2 90.0; %Etapa 2
106           0.00 0.00 90.0; %Etapa 3
107           -14.4 -10.8 104.4; %Etapa 4
108           3.6 -46.8 79.2; %Etapa 5
109           18.0 -64.8 86.4; %Etapa 6
110           32.4 -28.8 86.4]; %Etapa 7
111
112 Etapa1_Th = [deg2rad(25.2) deg2rad(-21.6) deg2rad(97.2)]; %Etapa 8 é equivalente
113 Etapa2_Th = [deg2rad(25.2) deg2rad(-25.2) deg2rad(90.0)];
114 Etapa3_Th = [deg2rad(0.00) deg2rad(0.00) deg2rad(90.0)];
115 Etapa4_Th = [deg2rad(-14.4) deg2rad(-10.8) deg2rad(104.4)];
116 Etapa5_Th = [deg2rad(3.6) deg2rad(-46.8) deg2rad(79.2)];
117 Etapa6_Th = [deg2rad(18.0) deg2rad(-64.8) deg2rad(86.4)];
118 Etapa7_Th = [deg2rad(32.4) deg2rad(-28.8) deg2rad(86.4)];
119
120 T1_Th = RDH.fkine(Etapa1_Th); %transformada da etapa1 para etapa2
121 Th1 = RDH.ikine(T1_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv') %angulos encontrados
122 Etapa1_Th %verifica angulo
123
124 T2_Th = RDH.fkine(Etapa2_Th);
125 Th2 = RDH.ikine(T2_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
126 Etapa2_Th;
127
128 T3_Th = RDH.fkine(Etapa3_Th);
129 Th3 = RDH.ikine(T3_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
130 Etapa3_Th;
131
132 T4_Th = RDH.fkine(Etapa4_Th);
133 Th4 = RDH.ikine(T4_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
134 Etapa4_Th;
135
136 T5_Th = RDH.fkine(Etapa5_Th);
137 Th5 = RDH.ikine(T5_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
138 Etapa5_Th;
139
140 T6_Th = RDH.fkine(Etapa6_Th);
141 Th6 = RDH.ikine(T6_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
142 Etapa6_Th;
143
144 T7_Th = RDH.fkine(Etapa7_Th);
145 Th7 = RDH.ikine(T7_Th, 'q0', Etapa1_Th, 'mask', [1,1,1,0,0,0], 'pinv');
146 Etapa7_Th;
147
148 %% Acha Jacobiana das transformadas

```

Figura 39: Código do MATLAB® parte 3.

```

148 %% Acha Jacobiana das transformadas
149
150 J12 = tr2jac(T1_Th, 'samebody')
151 det(J12)
152 J23 = tr2jac(T2_Th, 'samebody'); det(J23)
153 J34 = tr2jac(T3_Th, 'samebody'); det(J34)
154 J45 = tr2jac(T4_Th, 'samebody'); det(J45)
155 J56 = tr2jac(T5_Th, 'samebody'); det(J56)
156 J67 = tr2jac(T6_Th, 'samebody'); det(J67)
157 J71 = tr2jac(T7_Th, 'samebody'); det(J71)
158
159 %% Mapeia trajetória cartesiana (linha reta)
160
161 Traj_XY = [3.681  2.137; %Etapa 1/8
162            3.891  2.307; %Etapa 2
163            4.100  1.100; %Etapa 3
164            4.056 -0.276; %Etapa 4
165            4.471 -0.516; %Etapa 5
166            4.241 -0.040; %Etapa 6
167            3.754  2.398]; %Etapa 7
168
169 T1_XY = transl(3.681, 2.137, 0);
170 T2_XY = transl(3.891, 2.307, 0);
171 T3_XY = transl(4.100, 1.100, 0);
172 T4_XY = transl(4.056, -0.276, 0);
173 T5_XY = transl(4.471, -0.516, 0);
174 T6_XY = transl(4.241, -0.040, 0);
175 T7_XY = transl(3.754, 2.398, 0);
176
177 T12_XY = ctraj(T1_XY, T2_XY, 50);
178 T23_XY = ctraj(T2_XY, T3_XY, 50);
179 T34_XY = ctraj(T3_XY, T4_XY, 50);
180 T45_XY = ctraj(T4_XY, T5_XY, 50);
181 T56_XY = ctraj(T5_XY, T6_XY, 50);
182 T67_XY = ctraj(T6_XY, T7_XY, 50);
183 T71_XY = ctraj(T7_XY, T1_XY, 50);
184
185 q12_XY = RDH.ikine(T12_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
186 q23_XY = RDH.ikine(T23_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
187 q34_XY = RDH.ikine(T34_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
188 q45_XY = RDH.ikine(T45_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
189 q56_XY = RDH.ikine(T56_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
190 q67_XY = RDH.ikine(T67_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
191 q71_XY = RDH.ikine(T71_XY, 'mask', [1,1,1,0,0,0]);
192

```

Figura 40: Código do MATLAB® parte 4.

```

193 %% Sintonização dos ganhos
194
195
196 torque_motor = 70 * (0.105 + 0.0475 + 0.0143) * ((2.2 + 1.0 + 1.1) * 0.3); %previsão de torque total necessário
197 %peso médio humano em kg * proporcao percentual de peso da perna * comprimento da perna em
198 %palmos * 0.3 metros/palmo
199
200 coef_reducao = 0.65; %produto da reducao da marcha e eficiencia do motor
201
202 torque_efetivo = torque_motor * coef_reducao;
203
204 Mat_etapa_th = zeros(3,7);
205 Mat_th_ikine = zeros(3,7);
206 Mat_deltaq = zeros (3,7);
207
208
209 Mat_etapa_th(:,1) = transpose(Etapa1_Th);
210 Mat_etapa_th(:,2) = transpose(Etapa2_Th);
211 Mat_etapa_th(:,3) = transpose(Etapa3_Th);
212 Mat_etapa_th(:,4) = transpose(Etapa4_Th);
213 Mat_etapa_th(:,5) = transpose(Etapa5_Th);
214 Mat_etapa_th(:,6) = transpose(Etapa6_Th);
215 Mat_etapa_th(:,7) = transpose(Etapa7_Th);
216
217 Mat_th_ikine(:,1) = transpose(Th1); %transpostos para deixar no formato necessário para conta
218 Mat_th_ikine(:,2) = transpose(Th2);
219 Mat_th_ikine(:,3) = transpose(Th3);
220 Mat_th_ikine(:,4) = transpose(Th4);
221 Mat_th_ikine(:,5) = transpose(Th5);
222 Mat_th_ikine(:,6) = transpose(Th6);
223 Mat_th_ikine(:,7) = transpose(Th7);
224
225 Mat_deltaq = Mat_etapa_th - Mat_th_ikine
226
227 K = [3.4 0 0;
228      0 1.3 0;
229      0 0 1.2];
230
231 Mat_torque = K * Mat_deltaq; %matriz de torque por kg em cada eixo
232 Mat_torque = 70/9.81 * Mat_torque %multiplica pela massa média humana (70kg) e converte de KgF para N
233
234 Forca_motor = [9.94 7.9 2.93]; %limites de torque dos motores selecionados
235
236 %kgF para N = 1:10
237
238 %% Achando F para torque e K Jt conhecidos
239

```

Figura 41: Código do MATLAB® parte 5.

```

240 J12_XY = J12(1:3,1:3);
241 J23_XY = J23(1:3,1:3);
242 J34_XY = J34(1:3,1:3);
243 J45_XY = J45(1:3,1:3);
244 J56_XY = J56(1:3,1:3);
245 J67_XY = J67(1:3,1:3);
246 J71_XY = J71(1:3,1:3);
247
248 J12_Th = J12(4:6,4:6);
249 J23_Th = J23(4:6,4:6);
250 J34_Th = J34(4:6,4:6);
251 J45_Th = J45(4:6,4:6);
252 J56_Th = J56(4:6,4:6);
253 J67_Th = J67(4:6,4:6);
254 J71_Th = J71(4:6,4:6);
255
256 F12_XY = ((transpose(J12_XY))^-1) * Mat_torque(:,1);
257 F23_XY = ((transpose(J23_XY))^-1) * Mat_torque(:,2);
258 F34_XY = ((transpose(J34_XY))^-1) * Mat_torque(:,3);
259 F45_XY = ((transpose(J45_XY))^-1) * Mat_torque(:,4);
260 F56_XY = ((transpose(J56_XY))^-1) * Mat_torque(:,5);
261 F67_XY = ((transpose(J67_XY))^-1) * Mat_torque(:,6);
262 F71_XY = ((transpose(J71_XY))^-1) * Mat_torque(:,7);
263
264 F12_Th = ((transpose(J12_Th))^-1) * Mat_torque(:,1);
265 F23_Th = ((transpose(J23_Th))^-1) * Mat_torque(:,2);
266 F34_Th = ((transpose(J34_Th))^-1) * Mat_torque(:,3);
267 F45_Th = ((transpose(J45_Th))^-1) * Mat_torque(:,4);
268 F56_Th = ((transpose(J56_Th))^-1) * Mat_torque(:,5);
269 F67_Th = ((transpose(J67_Th))^-1) * Mat_torque(:,6);
270 F71_Th = ((transpose(J71_Th))^-1) * Mat_torque(:,7);
271
272 F12_XY
273 F12_Th
274 F23_XY
275 F23_Th
276 F34_XY
277 F34_Th
278 F45_XY
279 F45_Th
280 F56_XY
281 F56_Th
282 F67_XY
283 F67_Th
284 F71_XY
285 F71_Th
286

```

Figura 42: Código do MATLAB® parte 6.

Referências

- [1] C. Cronister, "Comparison of non-prosthetic and prosthetic strides in a pendulum-based model," *Student Scholarship*. 27, 2020.
- [2] G. Marconi, A. Gopalai, and S. Chauhan, "Effects of powered ankle-foot orthoses mass distribution on lower limb muscle forces—a simulation study," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 61, 01 2023.
- [3] (2010, 4) How to draw human legs and feet drawing article. [Online]. Available: <https://www.drawinghowtodraw.com/stepbystepdrawinglessons/2010/04/how-to-draw-human-legs-and-feet-drawing-article/>
- [4] (2023, 4) Force and torque sensors – why are they of interest in robotics? [Online]. Available: <https://reachrobotics.com/blog/force-and-torque-ft-why-are-they-of-interest-in-robotics/>
- [5] T. T. Pimenta, "Controle de manipuladores robóticos," Ph.D. dissertation, PUC-RIO, 12 2009. [Online]. Available: http://meggi.usuarios.rdc.puc-rio.br/teses/TFC09_Thiago_Pimenta.pdf
- [6] P. A. Cardoso, "Controle e simulação da marcha humana por meio de um exoesqueleto robótico para membros inferiores."
- [7] F. G. E. Stanley Plagenhoef and T. Abdelnour, "Anatomical data for analyzing human motion," *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169–178, 1983. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605290>
- [8] J. K. Brian Cotterell, *Mechanics of pre-industrial technology*. Cambridge University Press, 1990.
- [9] S. H. K. Min Xu, Jeanne M David, "The fourth industrial revolution: opportunities and challenges," *International Journal of Financial Research*, pp. 90–95, 2018.
- [10] T. Ketabgian, "The human prosthesis: Workers and machines in the victorian industrial scene," *Princeton*, 1997.
- [11] D. M. Turner, *Disability and Prosthetics in Eighteenth- and Early Nineteenth-Century England*. Routledge, 2016.
- [12] S. U. Raschke, "Limb prostheses: Industry 1.0 to 4.0: Perspectives on technological advances in prosthetic care," *Sec. Medical and Surgical Rehabilitation*, 2022.
- [13] R. S. H. J. Denavit, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices," *Journal of Applied Mechanics*, pp. 215–221, 1955.
- [14] P. Corke, "Robotic toolbox for matlab," 2010. [Online]. Available: <http://www.petercorke.com/robot>
- [15] A. V. Sampol, *Manual de prescrição de Órteses & Próteses*. Aguiar Dourada, 2010.
- [16] P. Kuhn, *Proteses Nas Amputacoes de Membro Inferior*. Atheneu, 2022.
- [17] M. H. Rashid, *Eletrônica de Potência: Dispositivos, Circuitos e Aplicações*. Pearson Universidades, 2014.
- [18] S. K. Banala, A. Kulpe, and S. K. Agrawal, "A powered leg orthosis for gait rehabilitation of motor-impaired patients," in *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007, pp. 4140–4145.
- [19] S. K. Banala, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, "Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor-impaired patients," in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, pp. 401–407.
- [20] H. Hedel, C. Murer, and V. e. a. Dietz, "The amplitude of lower leg motor evoked potentials is a reliable measure when controlled for torque and motor task." *J Neurol*, vol. 254, p. 1089–1098, 2007.
- [21] S. Kesikburun, "Effect of ankle foot orthosis on gait parameters and functional ambulation in stroke," *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, vol. 63, 11 2016.
- []