

**INSTITUTO FEDERAL DE
EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA**
PIAUÍ
Campus Teresina Central

INSTITUTUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DO PIAUÍ
DIRETORIA DE ENSINO
DEPARTAMENTO DE INDÚSTRIA, SEGURANÇA E PRODUÇÃO CULTURAL

GILSON LOPES DE SOUZA JUNIOR

**ANÁLISE DINÂMICA DA ELEVAÇÃO DE PANTURRILHA PARA
DIMENSIONAMENTO DE MÚSCULOS PNEUMÁTICOS**

TERESINA
2019

GILSON LOPES DE SOUZA JUNIOR

ANÁLISE DINÂMICA DA ELEVAÇÃO DE PANTURRILHA PARA
DIMENSIONAMENTO DE MÚSCULOS PNEUMÁTICOS.

Trabalho de Conclusão de Curso (monografia)
apresentado como exigência parcial para obtenção
do diploma do Curso de Engenharia Mecânica do
Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia do Piauí. Campus Teresina-Central.

Orientador: Prof. Dr. Ayrton de Sá Brandim
Co Orientador: Ms. Francisco M. A. Araújo

TERESINA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD

Souza Junior, Gilson Lopes de

S725a Análise dinâmica da elevação de panturrilha para dimensionamento de músculos pneumáticos / Gilson Lopes de Souza Junior. - 2019.
62 f.: il. color.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí, Campus Teresina Central
Bacharelado em Engenharia Mecânica, 2019.

Orientador : Prof Dr. Ayrton de Sá Brandim.

Coorientador : Prof Me. Francisco M. A. Araújo.

1. Exoesqueleto. 2. Órtese ativa. 3. Tornozelo. 4. Músculo pneumático.
I. Título.

CDD - 620

Elaborado por Tanize Maria Sales CRB 3/1024

FOLHA DE APROVAÇÃO

TÍTULO: "GILSON LOPES DE SOUZA JÚNIOR intitulado "ANÁLISE DINÂMICA DA ELEVAÇÃO DE PANTURRILHA PARA DIMENSIONAMENTO DE MÚSCULOS PNEUMÁTICOS"

ALUNO: GILSON LOPES DE SOUZA JÚNIOR

DATA: 29 de Janeiro de 2019.

Este trabalho foi julgado adequado e aprovado para a obtenção do título de graduação em Engenharia Mecânica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí.

Assinado no original
Prof. Msc. Anderson Felipe Chaves Fortes
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

COMISSÃO EXAMINADORA

Assinado no original
Prof. Dr. **Ayrton de Sá Brandim**
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí
Orientador

Assinado no original
Prof. Msc. Antonio Ítalo Rodrigues Pedrosa
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão
Avaliador

Assinado no original
Prof. Msc. Petterson Linniker Carvalho Serra
Universidade Federal do Piauí
Avaliador

A Deive Brito Ribeiro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus, que tornou possível a caminhada até aqui, agradeço à minha família, principalmente meus pais, Gilson e Wanda e minha irmã Alana, à minha namorada Sabrina e a todos os amigos, que sem os estes não poderia ter conseguido chegar até aqui. Obrigado pela compressão e apoio de cada um.

Agradeço a todos os ensinamentos dos mestres que tive o prazer de conhecer, também aos participantes dos projetos, trabalhos, artigos realizados que serviram tanto para o engrandecimento acadêmico quanto para a descoberta de novas amizades, deixando aqui um abraço especial para todos do Labiras, vocês são prova de que podemos conseguir coisas extraordinárias quando trabalhamos juntos.

Neste dia 12/01/2019, o sábado do fim de semana que reservei para ajustes no trabalho, infelizmente foi um dia triste para minha família, meu padrinho, primo e amigo, nos deixou. Queria deixar o agradecimento especial a Deive Brito Ribeiro, alguém que sempre acreditou em mim e sempre que possível, mesmo morando em outro estado, estava presente.

Meu padrinho que sempre se preocupou e me ensinou, como se portar em uma entrevista de emprego, e hoje faço meu agradecimento através desses parágrafos pois, infelizmente perdi a oportunidade de agradecê-lo pessoalmente, que para mim é uma injustiça que tentarei jamais repetir.

Correndo o risco de esquecer o nome de alguém resolvi me dirigir a todas as pessoas que me ajudaram ou fizeram parte dessa caminhada, sabemos o quão árduo foi, noites em claro, sacrifícios, vitórias e derrotas, mas saibam que eu percorreria o mesmo caminho, quantas vezes fossem necessárias, com um sorriso no rosto, pela simples oportunidade de olhar no olho de cada um e dizer pelo menos uma última vez:

Muito obrigado!

"It is a grand mistake to think of being great without goodness and I pronounce it as certain that there was never a truly great man that was not at the same time truly virtuous."

Benjamin Franklin

RESUMO

A preocupação com a população deficiente é algo cada vez mais presente na sociedade atual. Desta forma, a tecnologia assistiva vem sendo empregada na tentativa de promover funcionalidade e independência ao público deficiente, sabe-se então, que a pesquisa no campo de exoesqueletos e órteses engloba uma das facetas da tecnologia assistiva. Diante disto, o presente trabalho tem como objetivo realizar uma análise do movimento de elevação de panturrilha para dimensionamento de uma órtese ativa para o tornozelo com músculos pneumáticos como atuadores. Projeto esse tendo como desígnio a descrição do movimento de elevação de panturrilha para a análise do torque e dimensionamento de músculos pneumáticos como atuadores, com a distância ótima para sua utilização. Após modelagem mecânica descrevendo a elevação de panturrilha e comparação com dados experimentais, foi encontrado resultado similar tanto no que diz respeito, ao comportamento da função quanto escala, além da descrição da função que traduz o torque aplicado pelo o músculo pneumático, podendo assim otimizar a distância da instalação do mesmo, atendendo assim os objetivos propostos pelo trabalho.

Palavras-chave :Exoesqueleto. Órtese ativa. Tornozelo. Músculo pneumático.

ABSTRACT

The concern with the poor population is something increasingly present in current society. In this way, assistive technology is being employed in an attempt to promote functionality and independence to the public with disabilities, so that research in the field of exoskeletons and Orthotics encompasses one of the facets of assistive technology. On this, the present work aims to carry out an analysis of the lifting movement of the calf to a scaling active ankle orthosis with pneumatic muscle actuators. This project having as purpose the description of the elevation of the calf to the torque analysis and sizing of pneumatic muscle actuators, with the distance great for your use. After mechanical modeling describing elevation of calf and comparison with experimental data was found similar results in terms, the behavior of the function as scale, in addition to the discretion of the function translates the torque applied by the pneumatic muscle, and thus optimize the distance from the installation of the same, given the objectives proposed for the work.

Keywords: Exoskeleton. Active orthosis. Ankle. Pneumatic muscle.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Exoesqueleto de Yagn - Aparato para facilitar caminhada, corrido e saltos -tradução feita pelo autor -1890	21
Figura 2 – Hardiman - General Electric e Universidade Cornell	22
Figura 3 – Exoesqueleto BLEEX	23
Figura 4 – Órtese de Costa et al. - 10 GLD	24
Figura 5 – a) Plano médio. b) Flexão do joelho. C) Extensão do tornozelo.	25
Figura 6 – a) Plano Frontal, b) Abdução, c) Adução.	25
Figura 7 – Ossos presentes na perna e pé.	26
Figura 8 – a) e b) Flexão dorsal (Dorsiflexão), c) e d) Flexão plantar.	27
Figura 9 – Músculos presente na perna que são responsáveis pela movimentação do pé.	28
Figura 10 – Massa distribuídas por segmento do corpo segundo HIDH	29
Figura 11 – MH através de um ciclo, começando e terminando com o toque do tornozelo.....	30
Figura 12 – Estrutura interna do músculo pneumático FESTO.	32
Figura 13 – Relação entre contração e força exercida pelo PAM.	33
Figura 14 – Angulação durante a Marcha Humana.....	34
Figura 15 – Movimento de elevação de panturrilha.....	36
Figura 16 – Descrição cinemática do movimento de elevação de panturrilha.....	36
Figura 17 – Amplitude dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.....	37
Figura 18 – Descrição de corpo livre da elevação de panturrilha.....	38
Figura 19 – Variação do torque por desenvolvimento da elevação da panturrilha. ...	39
Figura 20 – Variação do torque durante a marcha humana a velocidade de 1,27 m/s	39

Figura 21 – Angulação máxima e mínima com alocação de fixação.	40
Figura 22 – Torque realizado com base na angulação e posicionamento das ligações	41
Figura 23 – Pontos utilizados para obtenção da função que descreve o Ângulo da junta do tornozelo.	43
Figura 24 – Curva aproximada da fase de apoio da marcha humana, aproximação realizada através de soma de senos.	44
Figura 25 – Velocidade e aceleração angular com base na curva de aproximação da fase de apoio da marcha humana.	44
Figura 26 – Variação do torque com base na angulação no movimento de elevação de panturrilha	45
Figura 27 – Ângulos para $\theta = 97^\circ$	46
Figura 28 – Ângulos para $\theta = 54^\circ$	47
Figura 29 – Curva demonstrando a relação das distâncias A e B, com os seus respectivos torques para força de 1200 N.	49
Figura 30 – Curva apresentando a relação das distâncias A e B com os seus respectivos torques para força de 250 N.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros dos membros inferiores do lado direito - NASA	29
Tabela 2 – Conjunto de soluções para distância de ligações que satisfazem as especificações do projeto.....	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFO	Ankle foot orthosis– órtese para o tornozelo
BLEEX	Berkely Lower Extremity Exoskeleton
GLD	Graus de Liberdade
Hardiman	Human Augmentation Research and Development Investigation
HIDH	Human Integration Design Handbook
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
MH	Marcha humana
NASA	Aeronautics and Space Administration
PAM	Pneumatic artificial muscle– músculo pneumático artificial
RG0	Reciprocating gait
ROM	Range of movement– Amplitude de Movimento

LISTAS DE SIMBOLOS

Δ	Variação
Σ	Somatório
a	Aceleração
F	Força
I	Momento de inércia
T	Torque
A	Distância do centro de rotação ao ponto de ligação no pé
B	Distância do centro de rotação ao ponto de ligação na barra suporte
$c1$	Distância máxima entre os pontos de ligação A e B
$c2$	Distância mínima entre os pontos de ligação A e B
$\theta(t)$	Angulação entre pé e panturrilha em relação ao tempo
ROM	Variação angular
$\dot{ROM}$	Velocidade angular
$\ddot{ROM}$	Aceleração angular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS GERAIS	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
1.3 METODOLOGIA.....	17
1.4 JUSTIFICATIVA	18
2 REFERÊNCIAL TEÓRICO	20
2.1 ÓRTESES E EXOESQUELETOS.....	20
2.2 ANATOMIA.....	24
2.2.1 Planos de movimento	24
2.2.2 Anatomia óssea e muscular	26
2.2.2.1 Óssea.....	26
2.2.2.2 Muscular	27
2.2.3 Parâmetros do corpo humano	28
2.3 MARCHA HUMANA.....	30
2.4 MÚSCULOS PNEUMÁTICOS.	31
3 MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1 DINÂMICA INVERSA.....	35
3.2 DISTÂNCIAS DE LIGAÇÕES	40
4 RESULTADOS E DISCURSÕES.....	43
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	52
ANEXOS	55

ANEXO A – PARÂMETROS DA MOVIMENTAÇÃO DO TORNOZELO NA FASE DE APOIO DA MARCHA HUMANA.	55
ANEXO B – POSSIÇÃO DO PÉ DURANTE A ELEVAÇÃO DE PANTURRILHA EM PÉ EM FORMA DE MECANISMO.	56
ANEXO C – RESPOSTA EM DINÂMICA INVERSA PARA A MOVIMENTAÇÃO REALIZADA NO MOVIMENTO DE ELEVAÇÃO EM PÉ DA PANTURRILHA.....	57
ANEXO D – ANÁLISE ATRÁVES DE LEI DOS COSSENOS VISANDO ENCONTRAR DISTÂNCIA ÓTIMA	59
ANEXO E – ANÁLISE DO TORQUE COM BASE NAS DISTÂNCIAS DE LIGAÇÃO ENTRE O CABO NA PANTURRILHA E O BRAÇO DE ALAVANCA NO PÉ	61

1 INTRODUÇÃO

A Tecnologia Assistiva, vem sendo considerada como algo imprescindível à sociedade moderna; podendo ser definida como grupo de medidas, que visa promover funcionalidade para atividades realizadas com pessoas com algum tipo de deficiência, trata-se também de um conteúdo multidisciplinar, que engloba produtos, estratégias, metodologias e estudos.

Dentre esta tecnologia, ressalta-se a descrição matemática de um exoesqueleto para membros inferiores, onde Dollar e Herr (2008), descrevem este exoesqueleto como dispositivo mecânico, que pode ser vestido pelo operador trabalhando junto com o corpo, normalmente designado a um portador saudável.

A pesquisa para exoesqueletos se intensificou no final dos anos de 1960, tendo como principal foco o aumento da capacidade muscular, frequentemente utilizados para militares, seguido pelo trabalho para pessoas com deficiências físicas, apesar das diferenças, ambas as aplicações e campos enfrentam as mesmas dificuldades, sendo uma delas a interface com o operador (DOLLAR; HERR, 2008).

Entre as diversas formas de tratamento para pessoas com deficiências motoras em membros inferiores, existe a Fisioterapia, a utilização de próteses e órteses, entre outros. Para Dollar e Herr (2007) órteses visam auxílio da habilidade ambulatoria do paciente que sofre alguma patologia, buscando melhora da força das articulações e extremidades.

No que se refere às órteses para o tornozelo, de acordo com *Bregman et al.* (2009), estas são prescritas para pessoas com problemas para executar a marcha humana, sendo que esta limitação se encontra na fase de balanço da marcha humana ou falta de estabilidade na fase de apoio.

Diante do exposto, o presente estudo baseia-se na dinâmica newtoniana, na forma inversa, para aquisição de torques relacionado com o movimento do pé humano durante a fase de apoio da marcha humana, para o dimensionamento de uma órtese ativa utilizando músculos pneumáticos como atuadores.

1.1 OBJETIVOS GERAIS

Esse projeto visa descrever cinematicamente e dinamicamente o movimento de elevação de panturrilha, onde ocorre a maior solicitação devido a angulação do corpo tal como o dimensionamento do atuador pneumático para alcançar o torque desejado.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Modelagem de um código, que simule o movimento de elevação de panturrilha na perna humana,
- Calcular as forças e torques, que a articulação e barras estão sofrendo, permitindo assim o dimensionamento de atuadores pneumáticos.
- Análise da angulação do tornozelo durante a marcha humana,
- Criação de código para estipular a velocidade e aceleração angular do tornozelo,
- Obtenção das forças e torques solicitantes, durante a elevação de panturrilha além do dimensionamento do músculo pneumático
- Propor mecanismo ligado através de cabos, para transmissão de torque e otimizar o posicionamento do mesmo.

1.3 METODOLOGIA

O percurso metodológico do referido estudo, iniciou com a utilização da pesquisa bibliográfica, que é caracterizada como uma pesquisa realizada a partir do levantamento de referências teóricas já analisadas, e publicadas por meios escritos e eletrônicos, como livros, artigos científicos, páginas de web site (FONSECA, 2002).

Em seguida, aplicou-se o procedimento da pesquisa experimental, que de acordo com Gil (2007), este tipo de pesquisa consiste em determinar um objeto de estudo, selecionar as variáveis que seriam capazes de influenciá-lo, definir as formas, podendo ser desenvolvida em laboratório (onde o meio

ambiente criado é artificial) ou no campo (onde são criadas as condições de manipulação dos sujeitos nas próprias organizações, comunidades ou grupos) de controle e de observação dos efeitos que a variável produz no objeto.

Desta forma, foi realizado o estudo necessário para a criação de um diagrama de corpo livre. Dentre os conteúdos estudados, estão contidos dinâmica inversa, distribuição de forças e torques, estudo da marcha humana e das dimensões média da parte do corpo humano, no caso, panturrilha e pé direitos, baseado no manual HIDH (Human Integration Design Handbook).

Em seguida, desenvolveu-se programas utilizando o software MATLAB, onde foram realizadas três etapas para a sua elaboração. A primeira diz respeito, a análise do perfil do tornozelo de acordo com o momento da marcha previamente escolhido para a demonstração.

A segunda etapa, consistiu na criação de um código que apresenta o movimento geral do tornozelo, retornando gráficos das variáveis-tempo permitindo as análises dos esforços máximos e mínimos no decorrer da marcha humana. E na terceira, o dimensionamento do mecanismo de ligações em cabo de aço que serão responsáveis pela transmissão de torque, respeitando os torques encontrados previamente com ajuda do matlab, além da demonstração da variação do torque com diferentes braços de alavanca, otimizando assim a instalação das ligações dos músculos pneumáticos.

1.4 JUSTIFICATIVA

De acordo com o IBGE (2010), cerca de 23,9% (46,8 milhões) da população Brasileira se declara com algum tipo de deficiência, sendo 7% deficiência motora, nesse cenário pesquisas relacionadas com tecnologia assistiva, tem se tornado cada vez mais presentes no meio acadêmico.

No Brasil, observa-se que as leis de acessibilidade são muitas vezes negligenciadas, tornando ainda mais difícil o ganho de independência do deficiente, impedido o seu livre trânsito no direito de ir e vir.

Desta forma, Costa *et al.* (2005), aponta como uma forma de acessibilidade ao deficiente físico, a habilidade de se levantar para cadeirantes, onde traz benefícios como: redução da incidência de problemas adjacentes

(infecções, osteoporose, entre outros), reduz a dependência de um acompanhante, melhora as funções cardíacas, além de impactos psicológicos positivos no processo de reabilitação.

Para isto, o desenvolvimento do presente projeto na área de tecnologia assistiva, visa ampliar habilidades funcionais de pessoas com mobilidade reduzida devido uma deficiência física em uma das pernas e consequentemente, promover maior independência e inclusão.

Os resultados do modelo, poderão ser usados na concepção de órteses e exoesqueletos acionados por músculos pneumáticos, que irão auxiliar na recuperação do movimento, imprimindo as forças e torques necessários, podendo também ser utilizados com outros atuadores.

Como se trata de uma modelagem matemática do problema, e do dimensionamento das ligações de uma órtese ativa, o projeto tem uma ampla área de utilização, sendo que tanto o dimensionamento e a modelagem matemática podem ser melhorados e empregados em uma infinidade de outras aplicações, como por exemplo, ampliando a força física de operários que realizam grandes esforços durante os serviços, melhorando a qualidade de vida e a produtividade.

Ressalta-se ainda, que o referido projeto pode ser adaptado para o desenvolvimento relacionado as outras partes do corpo humano. Sendo assim, os resultados advindos do projeto têm uma profunda relevância para a sociedade.

2 REFERÊNCIAL TEÓRICO

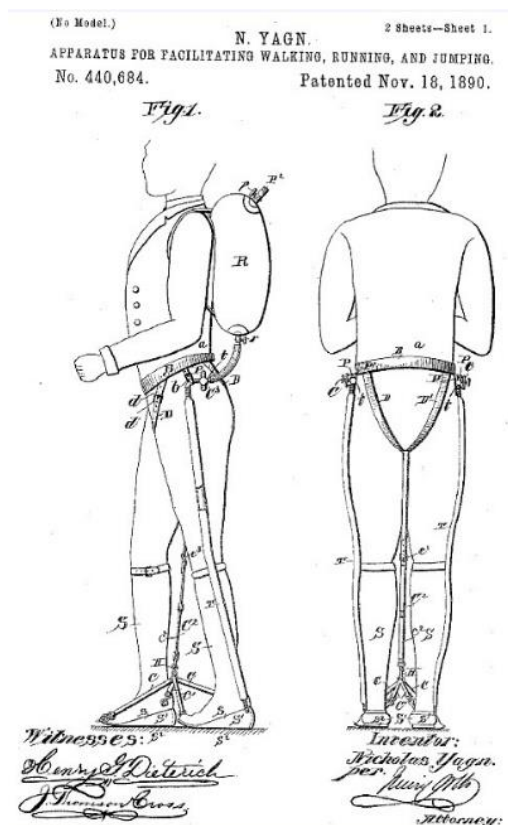
Nesta seção, são abordados os conhecimentos necessários tanto engenharia, quanto nos campos e áreas do conhecimento, de caráter imprescindível para a compressão do trabalho em questão.

2.1 ÓRTESES E EXOESQUELETOS.

As órteses são utilizadas para reabilitação em geral, podendo ser caracterizadas como robóticas ou ativas e não robóticas, Santos (2011), descreve as órteses não robóticas, como máquinas de reabilitação e aponta suas principais marcas comercializadas atualmente, como a máquina Lokomat fabricada pela empresa Hocoma.

Como citado anteriormente pesquisas sobre exoesqueletos tiveram grande impulso nos anos 60, porém, muito antes disso Nicholas Yagn recebeu a primeira patente relacionado a exoesqueletos (Figura 1) nos Estados Unido, patente essa datada de 1890, esse dispositivo funciona com o auxílio de molas e visa facilitar as atividades de caminhada, corrida e salto.

Figura 1 – Exoesqueleto de Yagn - Aparato para facilitar caminhada, corrido e saltos - tradução feita pelo autor -1890



Fonte:(DOLLAR; HERR, 2008, p147)

De acordo com Dollar e Herr (2008), no final dos anos 60 a *General Electric Research* em conjunto com pesquisadores da Universidade de Cornell, construíram um exoesqueleto para aumentar a capacidade muscular de todo o corpo humano, conhecido como *Hardiman* exposta na Figura 2 , a *Human Augmentation Research and Development Investigation*, era um exoesqueleto totalmente hidráulico, pesando cerca de 680 kg e composto por dispositivos para aumento de força nos braços e pernas do usuário.

Figura 2 – Hardiman - General Electric e Universidade Cornell



Fonte:(DOLLAR; HERR, 2008, p.147)

Ghan, Steger e Kazerooni (2006), desenvolveram o equipamento que carrega sua própria fonte de energia, e tem a capacidade de levantar cargas, o Berkeley Exoskeleton (BLEEX) como mostra a Figura 3, possui 3 Graus de liberdade (GLD) um no quadril, outro no joelho e o último no tornozelo permitindo assim a rotação do quadril, além da extensão e abdução.

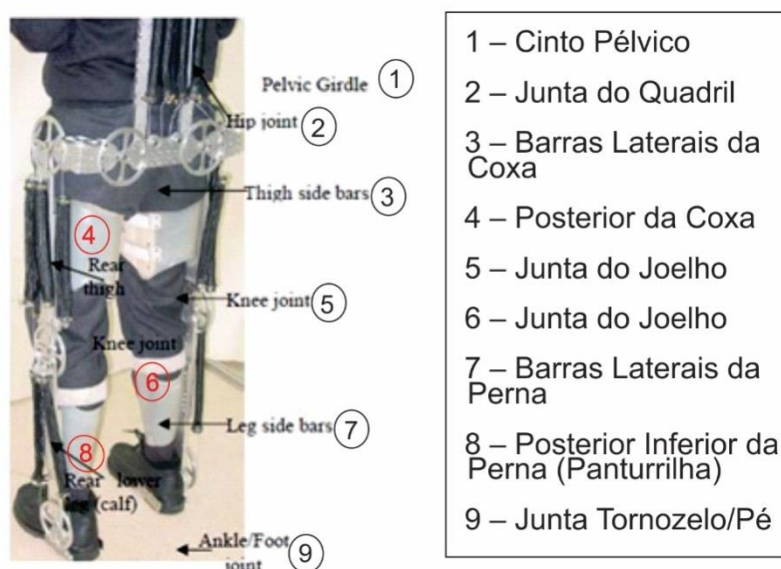
O exoesqueleto BLEEX, permite o transporte de grandes cargas, e ainda tem uma variedade de utilizações, seu grande aumento de força se dar através de cilindros pneumáticos ligados a juntas rotativas, de acordo com Dollar e Herr (2008), o BLEEX consome em média 1143 W de potência hidráulica, e 200 W de potência elétrica para os controles eletrônicos em uma caminhada a nível do chão, e um ser humano médio, de cerca de 75 kg, consome 165 W de potência metabólica durante o mesmo movimento.

Figura 3 – Exoesqueleto BLEEX



Fonte:(BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY, p.1)

Direcionado especialmente para reabilitação, Costa et al. (2005), desenvolveram uma órtese, apresentada na Figura 4, com 10 GLD (5 em cada perna), o que corresponde ao movimento da perna de um ser humano de quadril a tornozelo excluindo a rotação da perna, o projeto foi baseado em modelos de Reciprocating Gait Orthosis (RGO), previamente testados em reabilitação.

Figura 4 – Órtese de Costa *et al.* - 10 GLD

Fonte: (COSTA *et al.*, 2005, p.4), Alterado pelo autor.

2.2 ANATOMIA

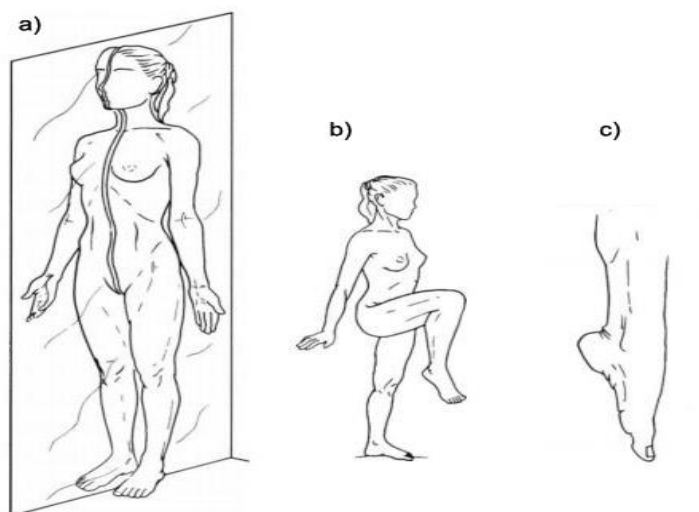
Neste item, são apresentados os conteúdos necessários para o entendimento do problema, sendo fundamentais para a tradução do movimento natural do ser humano em um mecanismo, usando os eixos X e Y limitando assim, o estudo do movimento apenas nessas duas dimensões.

2.2.1 Planos de movimento

No que se refere, aos planos de movimento do corpo humano, de acordo com Blandine, Calais e Germain (1991), o corpo humano pode ser dividido em planos, o plano médio divide o corpo em metades simétricas, direita e esquerda, conforme mostra a Figura 5a, e qualquer plano paralelo ao plano médio é denominado plano sagital.

No plano médio, são realizados movimentos de flexão e extensão como mostram a Figura 5b – flexão do joelho e a Figura 5c – extensão do tornozelo

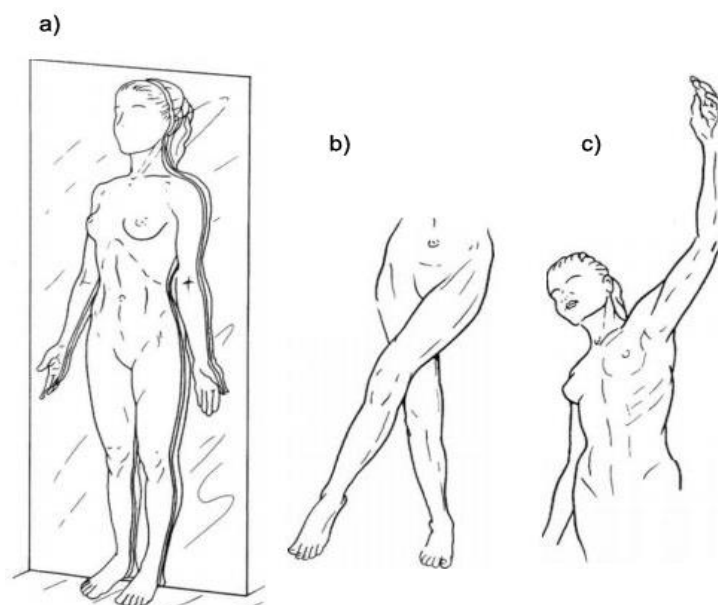
Figura 5 – a) Plano médio. b) Flexão do joelho. C) Extensão do tornozelo.



Fonte: (BLANDINE, CALAIS, GERMAIN, 1991 p. 8), Alterado pelo Autor.

Perpendicularmente ao plano médio, existe o plano frontal ou coronal, esse plano divide o corpo humano nas partes posterior e anterior, de acordo com a Figura 6a, os movimentos realizados no plano frontal, são os de abdução Figura 6b e adução Figura 6c. E o plano transversal, que divide o corpo na parte de baixo e parte de cima, gerando os movimentos de supinação e pronação.

Figura 6 – a) Plano Frontal, b) Abdução, c) Adução.



Fonte: (BLANDINE, CALAIS, GERMAIN, 1991 p. 9), Alterado pelo autor

2.2.2 Anatomia óssea e muscular

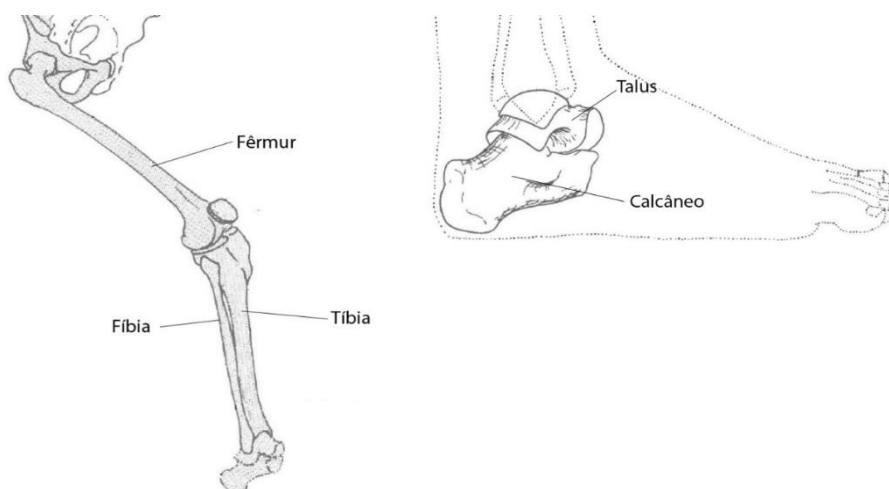
O conhecimento básico de anatomia sobre ossos e músculos, se faz necessário para a realização da aquisição de dados de potenciais usuários desse recurso ou de qualquer outro exoesqueleto.

2.2.2.1 Óssea

O membro inferior possui sete graus de liberdade (GDL), com três graus no quadril, que pode ser modelado como uma articulação universal esférica, tal como o tornozelo que possui a mesma configuração de possibilidade de modelagem, enquanto o joelho possui apenas um grau de liberdade (DOLLAR; HERR, 2007)

De acordo com Blandine, Calais e Germain (1991), no complexo ósseo da perna temos fêmur, tíbia, fíbula, tálus e calcâneo, como demonstra na Figura 7; sendo a fíbula um osso delgado de seção triangular, e em torção sobre si, com bordas retilíneas o que gera um certo grau de flexibilidade, dividindo-se em cabeça, corpo e maléolo; a tíbia possui extremidades mais volumosas, com a extremidade superior pertencente à articulação do joelho, e já o tálus e o calcâneo, formam o esqueleto do retropé sendo ambos maciços, o primeiro orienta-se para frente e medialmente, enquanto o segundo, para frente e lateralmente.

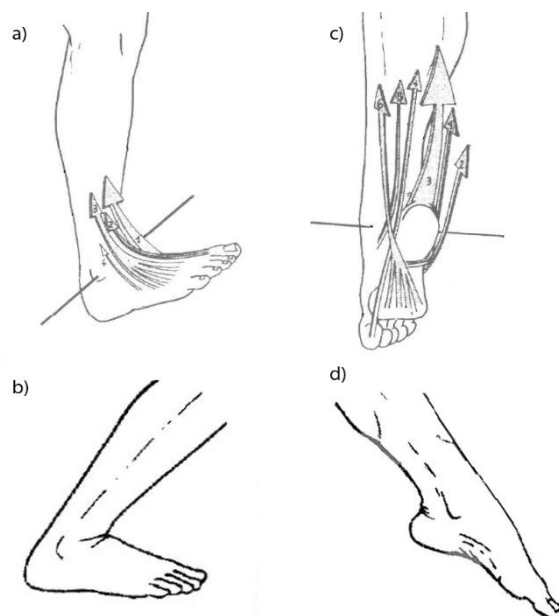
Figura 7 – Ossos presentes na perna e pé.



Fonte: (BLANDINE, CALAIS, GERMAIN, 1991), Adaptado pelo autor.

Ressalta-se, que os movimentos realizados pelo no plano sagital, são de dois tipos de flexão realizados pelo pé, flexão dorsal (dorsiflexão) representadas nas Figuras 8a e 8b e a flexão plantar, demonstrada nas Figuras 8c e 8d, na qual a primeira realiza um movimento de aproximação da pena e a flexão dorsal apresenta um aumento do ângulo entre perna e o pé.

Figura 8 – a) e b) Flexão dorsal (Dorsiflexão), c) e d) Flexão plantar.



Fonte: (BLANDINE, CALAIS, GERMAIN, 1991), Adaptado pelo autor.

De acordo com Ramos (2013), a contração muscular pode ser dividida em três:

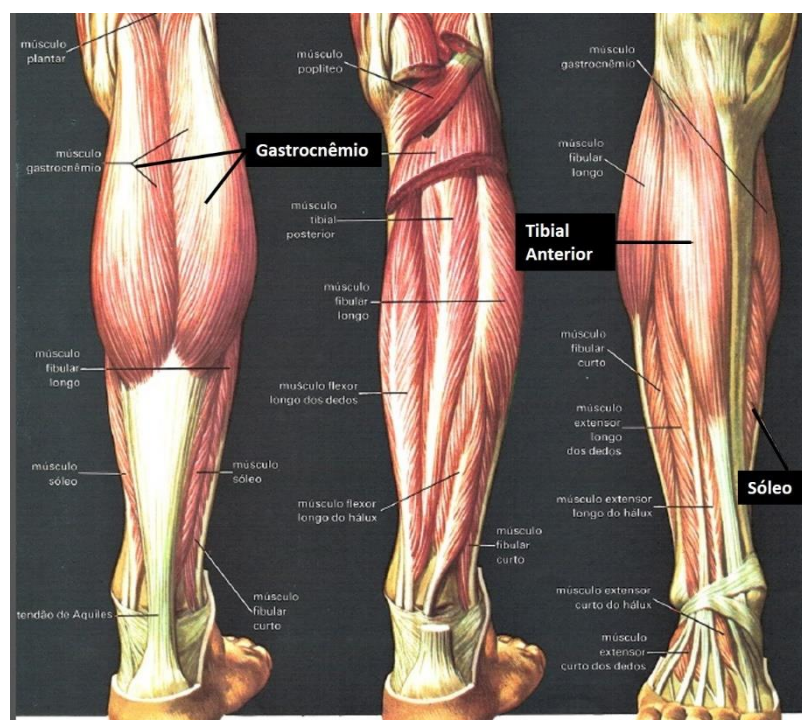
- Concêntrica: quando o tamanho do músculo diminui (Força > Carga).
- Isométrica: o tamanho do músculo permanece (Força = Carga).
- Excêntrica: aumento do tamanho do músculo (Força < Carga).

2.2.2.2 Muscular

Os principais músculos presentes na perna que são responsáveis pelos movimentos do pé, são apresentados na Figura 9, composto pelo tibial anterior, que é responsável pela dorsiflexão do pé (flexão dorsal), apesar desse movimento necessitar de outros músculos (extensor longo do hálux, fibular terceiro entre outros, o tibial anterior é o mais solicitado.

Existe também o sóleo, que se encontra na parte posterior da tíbia e os gastrocnêmios medial e lateral, que vem da parte inferior do fêmur e passam pelo joelho e são os músculos mais solicitados na flexão plantar do pé.

Figura 9 – Músculos presente na perna que são responsáveis pela movimentação do pé.



Fonte: (Anatomia do Corpo Humano, [s.d.]), Alterado pelo Autor.

2.2.3 Parâmetros do corpo humano

Para realização do cálculo, foram utilizados dados encontrados no documento “*Human Integration Design Handbook*” (HIDH), esse documento foi criado pela *National Aeronautics and Space Administration* (NASA, 2010), com a finalidade de mostrar a medida média do homem e da mulher, dentre esses dados pode-se encontrar a massa, centro de massa (Figura 10), momento de inércia, volume e entre outras variáveis de cada parte do corpo humano.

Figura 10 – Massa distribuídas por segmento do corpo segundo HIDH

Segmento	Massa, g	
	Mulher (5º Percentil em altura e peso leve)	Homem (95º Percentil em Altura e peso Pesado)
1 Cabeça	3761	4517
2 Pescoço	615	1252
3 Tórax	14282	30887
4 Abdômen	2700	2921
5 Pelvis	7083	14808
6 Braço	1137	2461
7 Antebraço	730	1673
8 Mão	298	588
9 Aba do Quadril	2808	4304
10 Coxa menos a aba	4645	7628
11 Panturrilha	2449	4598
12 Pé	554	1132
Torso (5 + 4 + 3)	24065	48620
Coxa (9 + 10)	7454	11930
Antebraço + Mão (7 + 8)	1028	2263

Fonte:(NASA, 2010, p.1196), Alterado pelo autor.

Dados necessários para o parâmetro do corpo humano também são encontrados por Ponte (2013), que analisa os estudos experimentais de Vaughan *et al.* (1992), que trata a coxa e panturrilha como cilindros e o pé como uma pirâmide, quanto ao fato de como os estudos foram feitos com dados antropométricos de diferentes indivíduos, resultados destoantes são esperados.

Os membros inferiores do lado direito, tem seus parâmetros demonstrados na Tabela 1. Verificando que a distância do centro de massa é a distância em centímetros da junta anterior, levando em consideração a sequência: joelho, panturrilha, calcanhar e pé.

Tabela 1 – Parâmetros dos membros inferiores do lado direito - NASA

Segmento	Massa (g)	Comprimento (m)	Centro de Massa (m)	Momento de inercia (kg*m ²)
Panturrilha	4598	0,396	0,1202	0.00884
Pé	1132	0,305	0,0662	0.00103

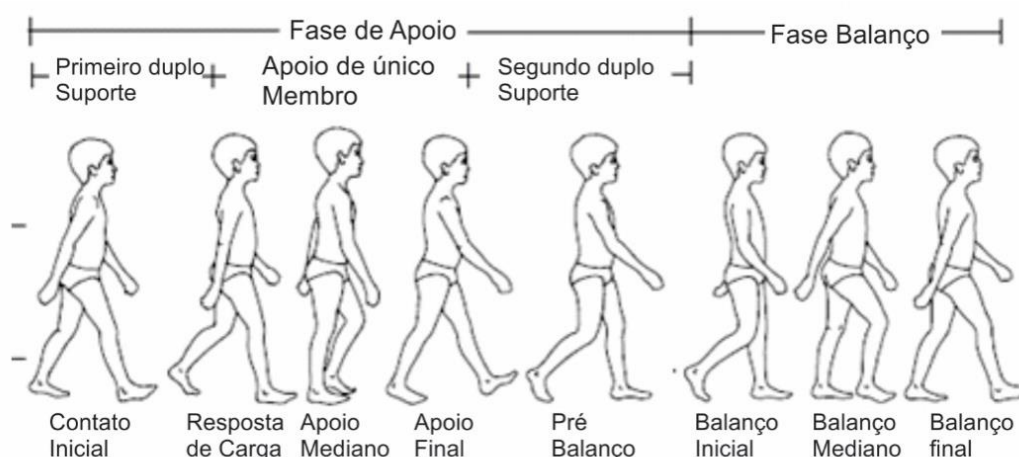
Fonte: Dados, (NASA, 2010), Tabela de autoria própria

2.3 MARCHA HUMANA

A Marcha Humana (MH), é a sequência periódica de movimentos que um indivíduo sem limitações em seus movimentos nos membros inferiores realiza, divide-se em duas fases conhecidas como fase de apoio e fase de balanço Figura 11, na qual a fase de apoio o pé se encontra em contato com o chão e na fase de balanço o pé está suspenso, segundo Dollar e Herr (2007):

O ciclo de marcha humana, é tipicamente representado tendo o começo (0%) e um final (100%), no ponto em que o tornozelo do mesmo pé toca o chão, com o toque do tornozelo adjacente ocorrendo aproximadamente 62% do ciclo de marcha. (TRADUÇÃO LIVRE) (Dolar; Herr, 2007 p.969)

Figura 11 – MH através de um ciclo, começando e terminando com o toque do tornozelo



Fonte: (VAUGHAN et al., 1992, p.9), Adaptado pelo Autor.

Em análise apenas da perna direita para o movimento em um ciclo pode-se observar a fase de apoio, como mostra a Figura 13, podendo ser dividida em três estágios:

- Inicia-se com o com um movimento de duplo suporte;
- Fase de suporte por um único membro
- Uma nova fase de dupla sustentação, fase essa que precede a retirada do tornozelo direito do solo, dando início a fase de balanço.

Já a fase de balanço, que representa 38% do movimento, ocorre quando o tornozelo direito (usando para essa análise) se encontra suspenso, também se divide em 3 partes:

- Balanço inicial é caracterizado pela retirada do tornozelo do chão, é uma fase onde a aceleração aumenta.
- No balanço médio o pé se encontrar completamente fora do chão, nesse movimento a aceleração tem seu ápice, seguindo por uma desaceleração.
- Na fase de balanço final, o movimento já está desacelerado e se encerra com o toque do tornozelo direito no chão.

2.4 MÚSCULOS PNEUMÁTICOS.

Os Músculos Pneumáticos Artificiais (PAM), como grande parte da robótica, são inspirados em processos já encontrados na natureza. Esses músculos, apresentados na (Figura 12), reproduzem os movimentos realizados pelos músculos dos seres humanos, são atuadores pneumáticos de simples ação, que segundo Szepe (2011), são formados por fibras entrelaçadas e reforçadas, que circundam uma 'bexiga' elástica e tubular, com as vantagens de serem leves e flexíveis, outras vantagens são relatadas por Ramos (2013):

(...). Têm uma capacidade de carga inicial até dez vezes maior que um cilindro pneumático convencional de mesmo diâmetro, não sofrem atrito durante a atuação, possuem rápida resposta dinâmica, são capazes de exercer movimentos suaves, são menos propícios a ter vazamentos (...) (RAMOS, 2013, p. 61).

Figura 12 – Estrutura interna do músculo pneumático FESTO.



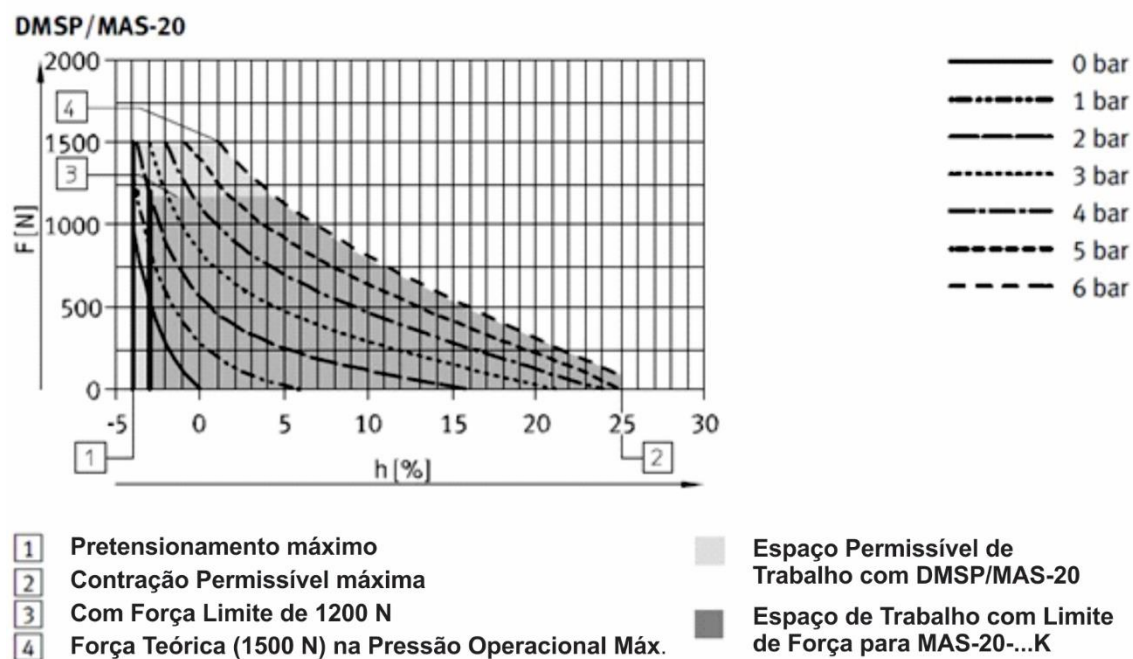
Fonte: (FESTO, 2015, p.46)

De acordo com Martens e Boblan (2017), os músculos tem suas características próprias, quando comparados com outros atuadores, como por exemplo a histerese, e efeitos termodinâmicos que por vezes, podem ser descritos como sistema mola-amortecedor.

Importante citar que há dois principais tipos de músculos pneumáticos, os PAM FESTO, visto na Figura 13 e os PAM McKibben. Uma das formas de dimensionamento é pela compressão do ar, o que satisfaz o modelo McKibben, porém não é suficiente para o modelo FESTO, a razão disso é que o modelo FESTO acumula energia potencial na sua membrana enquanto a mesma é deformada, já o PAM McKibben não apresenta o acúmulo de energia potencial por conta de não possuir membrana supracitada. (MARTENS; BOBLAN, 2017).

Ramos (2013), faz uma comparação da capacidade de carga em detrimento do peso de atuadores elétricos e pneumáticos, sendo que atuadores elétricos tem a relação 50 a 100 W/kg, enquanto atuadores pneumáticos e hidráulicos tem a relação de 100 a 200 W/kg e os PAM conseguem atingir a razão entre 1 a 1,5 kW/kg.

Figura 13 – Relação entre contração e força exercida pelo PAM.



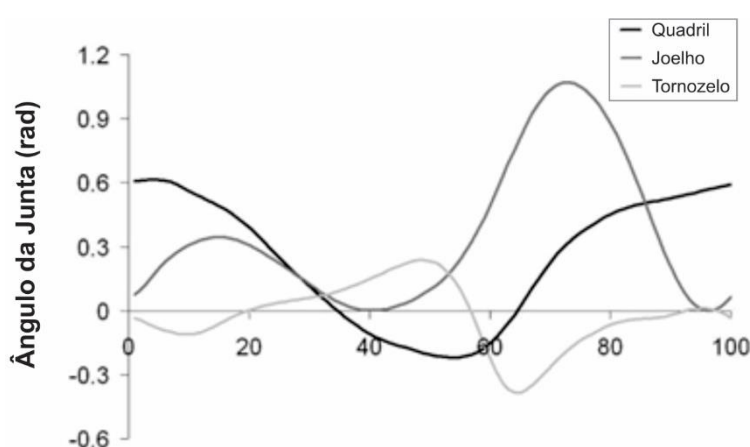
Fonte: (FESTO, 2016, p.15).

Existe grande variedade de formas, para o dimensionamento de músculos pneumáticos FESTO para cargas estáticas, Martens e Boblan (2017), trazem uma comparação dos modelos existente ao lado de uma nova abordagem, mas para todos os métodos em questão, é necessário a definição do volume e diâmetro com base na angulação da fibra, tal como no trabalho de Sários, Szepe e Gyeviski (2013), que visa dimensionar de forma mais precisa uma função para descrever a correlação da força e da contração do músculo pneumático com membrana.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Dollar e Herr (2008), mostram no gráfico (Figura 14), as medidas de uma pessoa saudável (sexo masculino, tamanho de perna de 0.99 m e 82kg), que ao caminhar a 1.27 m/s, a angulação da junta no decorrer da marcha para o quadril, joelho e tornozelo, tanto na extensão quanto na flexão, pode variar de acordo com condições físicas do objeto de estudo.

Figura 14 – Angulação durante a Marcha Humana.



Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008, p. 146)

Em análise do movimento e dos estudos citados no trabalho de Dollar e Herr (2008), observa-se que a fase de apoio é onde se encontram as maiores solicitações no movimento, e como citado no item 1.3.3 deste trabalho, essa fase ocorre nos primeiros 62% da movimentação, então será utilizado essa primeira parte do movimento, referente à fase de apoio, para análise.

Para descrever a angulação da junta do tornozelo foi necessária a definição de pontos ao decorrer da curva demonstrada na (Figura 14), posteriormente, com a utilização da *Curve Fitting Toolbox* no MatLab e auxílio do Software Excel, os pontos referentes as porcentagens de 0 a 62% foram designados e então, realizada a aproximação da curva utilizando somas de senos.

Para encontrar as velocidades e acelerações angulares foram realizadas respectivamente, a derivada primeira e segunda na equação encontrada com a aproximação gráfica.

3.1 DINÂMICA INVERSA

A dinâmica direta tem o objetivo, de compreender como a cinemática do mecanismo irá se comportar, já a dinâmica inversa, de acordo com Ponte (2013), é utilizada quando as características do mecanismo são definidas, podendo encontrar outras variáveis do sistema, como a força e os torques (Equação 9), além disso, pode-se separar as forças externas já conhecidas, e então encontrar as forças internas do sistema.

$$\vec{F}_{interna} = \vec{a}.m - \vec{F}_{externa} \quad (1)$$

Sendo assim, de acordo com Norton (2010), as forças serão escritas como um somatório de todas as forças internas, sendo decompostas em X, Y e Z, ou conforme, o sistema de coordenadas que o problema exigir, como o que diz respeito a forma bidimensional, tendo as seguintes equações que regem o sistema em relação as forças horizontais, verticais e torques na direção Z.

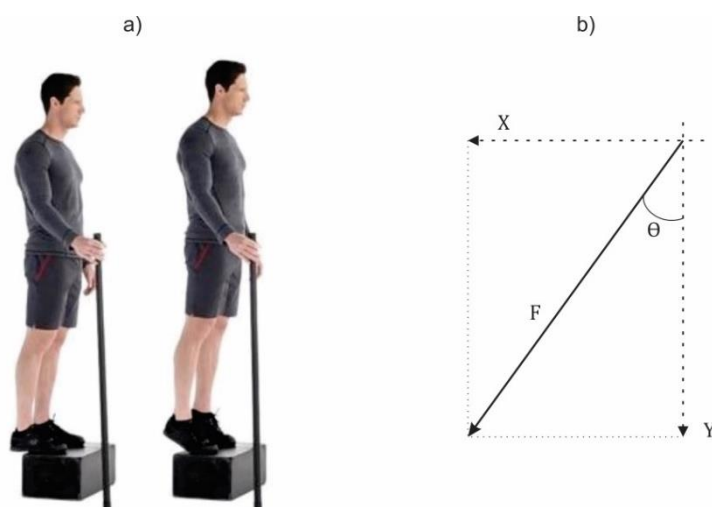
$$\sum F_x = ma_x \quad (2)$$

$$\sum F_y = ma_y \quad (3)$$

$$\sum T = I_G \alpha \quad (4)$$

Para a análise da dinâmica inversa, foi levado em consideração o caso que configura as maiores solicitações em módulo, tanto para as forças nos elos quanto pelo torque no pé, essa situação ocorre no movimento de elevação de panturrilha, que pode ser observado na Figura 15 a, nesse movimento o corpo se encontra perpendicular ao solo, o que configura a força apenas no eixo Y, quando o ângulo θ , na Figura 15 b é zero apresentando cosseno igual a 1.

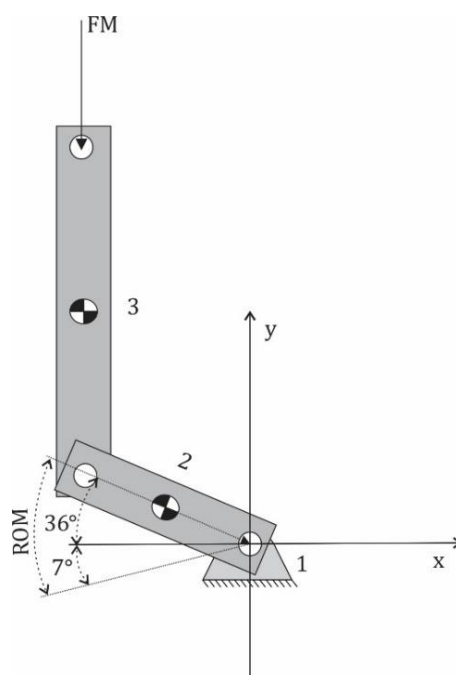
Figura 15 – Movimento de elevação de panturrilha



Fonte: (Patrícia Leite, 2016), Adaptado pelo autor.

O movimento demonstrado logo acima, foi a base do modelo cinemático apresentado na Figura 16, que se encontra a seguir, sendo formado pela barra 1, que é o ponto de apoio do pé, barra 2, representando o pé, a barra 3, a panturrilha e a força FM , representando a força peso do corpo humano sobre esse mecanismo.

Figura 16 – Descrição cinemática do movimento de elevação de panturrilha



Fonte: Autoria própria, 2018.

A Amplitude do movimento, é baseada no manual HIDH (NASA, 2010), sendo que, para a flexão plantar são 36° e 7° para a dorsiflexão, como observa-se na (Figura 17), também a movimentação pode ser encontrada no Anexo B, pode-se notar a movimentação do ângulo de 187° até o ângulo de 144° , levando em consideração, que o ponto (0, 0) encontra-se no ponto de apoio do pé.

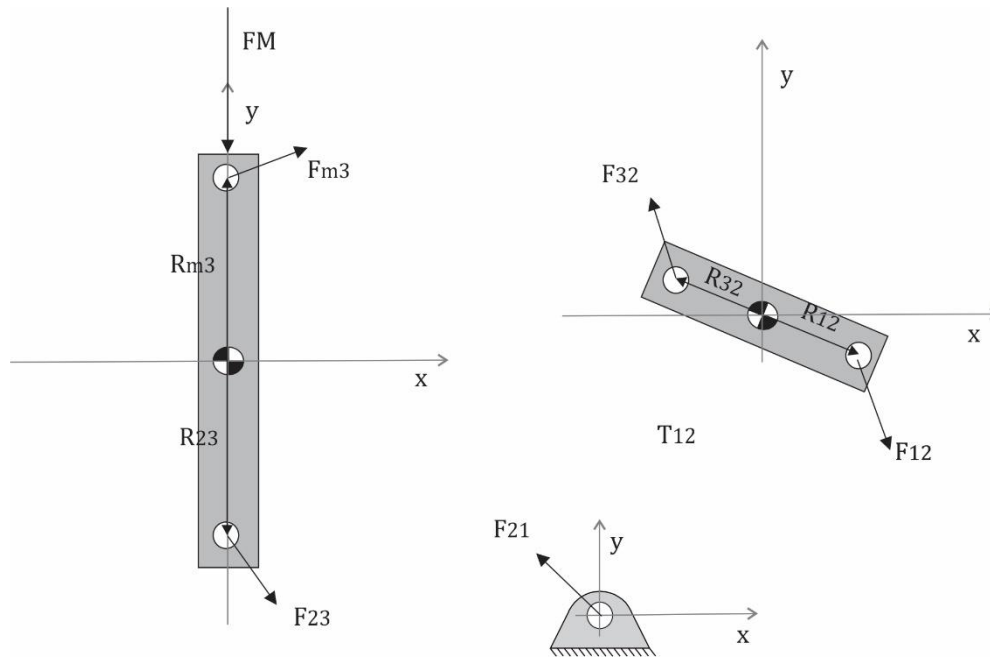
Figura 17 – Amplitude dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.

 Tornozelo Flexão Plantar (A) Flexão Dorsal (B)	Tornozelo, Flexão Plantar (A) Tornozelo, Flexão Dorsal (B)	36 7
---	--	--------------------

Fonte: (NASA, 2010, p.1176), Alterado pelo autor

Posteriormente, é desenhado o diagrama de corpo livre do mecanismo demonstrado na Figura 19, levando em consideração que cada centro de massa é utilizado para a medida da distância de cada elo para o centro de massa respectivo. As médias utilizadas para o diagrama de corpo livre, são medidas encontradas na Tabela 1.

Figura 18 – Descrição de corpo livre da elevação de panturrilha



Fonte: Autoria própria, 2018.

Para a resolução dos problemas as barras 2 e 3, tiveram suas forças e torques decompostos, o resultado da decomposição de forças referente à barra 2, segue abaixo:

$$\sum F_x = F_{12x} + F_{32x} = m_2 a_{G2x} \quad (5)$$

$$\sum F_y = F_{12y} + F_{32y} = m_2 a_{G2y} \quad (6)$$

$$\sum T_z = T_{12} + (R_{12x}F_{12y} - R_{12y}F_{12x}) + (R_{32x}F_{32y} - R_{32y}F_{32x}) = I_{G2}\alpha_2 \quad (7)$$

Já o conjunto de equações, que traduzem a decomposição da força na barra 3, é definido por:

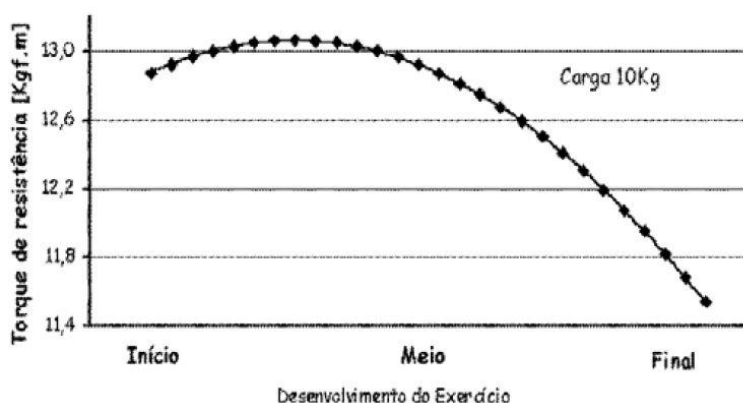
$$\sum F_x = F_{23x} + F_{m3x} + F_{Mx} = m_3 a_{G3x} \quad (8)$$

$$\sum F_y = F_{23y} + F_{m3y} + F_{My} = m_3 a_{G3y} \quad (9)$$

$$\sum T_z = (R_{13x}F_{13y} - R_{13y}F_{13x}) + (R_{m3x}F_{m3y} - R_{m3y}F_{m3x}) = I_{G2}\alpha_2 \quad (10)$$

No trabalho de Bonezi (2005), verifica-se a análise biomecânica da movimentação da elevação de panturrilha, nesse artigo é utilizado o aparelho de Flexão Plantar com carga de 10 kg, e os resultados, do torque pelo desenvolvimento do exercício, são expostos na Figura 20.

Figura 19 – Variação do torque por desenvolvimento da elevação da panturrilha.

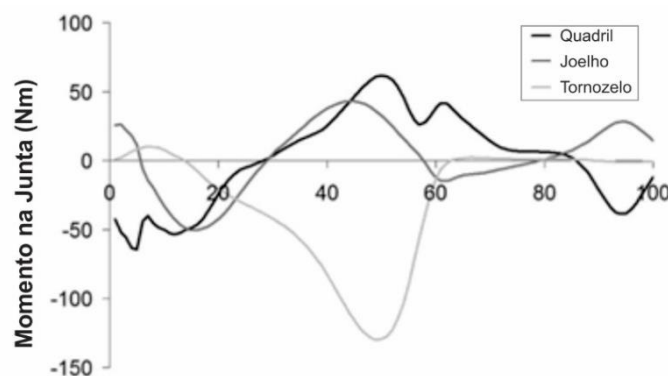


Fonte: (BONEZI, 2005, p.3)

Sendo que nesse trabalho, o torque máximo realizado para o peso de 10 kg é de 13,2 Kgf.m, o que é o equivalente a aproximadamente 127,5 Nm, unidade que é utilizada nesse trabalho.

Já no trabalho de Dollar e Herr (2008), demonstrado na Figura 21, é encontrado o torque máximo de aproximadamente 132 Nm em uma pessoa com 82 kg, ressalta-se assim, que o torque máximo é reduzindo por conta da angulação da perna, variando durante o movimento até o final do apoio do pé direito com o auxílio do pé esquerdo.

Figura 20 – Variação do torque durante a marcha humana a velocidade de 1,27 m/s

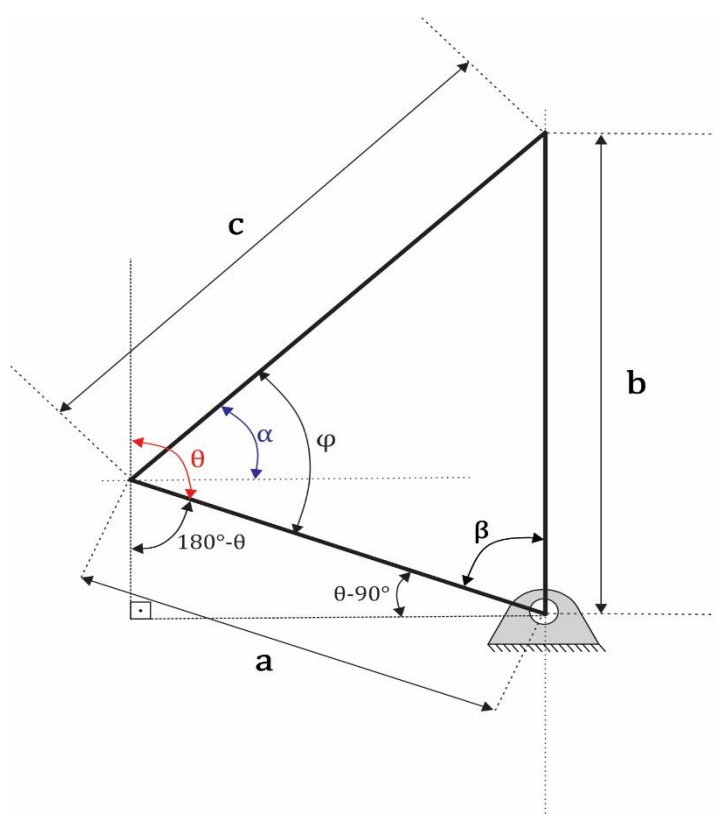


Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008, p 146)

3.2 DISTÂNCIAS DE LIGAÇÕES

Neste item, é realizado o cálculo para encontrar a distância ótima dos suportes de cabos de aço, que serão acoplados na barra 2 e barra de apoio vertical posicionada no ponto fixo perpendicular ao solo, sendo que a distância a corresponde ao centro de rotação até a fixação do cabo na barra 2, já a cota b , equivalente a distância do centro de rotação até o ponto de acoplamento na barra de apoio, como exposto, na Figura 22.

Figura 21 – Angulação máxima e mínima com alocação de fixação.



Fonte: Autoria própria, 2018

A cota c , será correspondente à distância entre os pontos fixos em a e em b , possuindo assim dois valores referentes ao ângulo máximo e mínimo, assumido pelo ângulo θ , representados respectivamente por c_1 e c_2 , onde para encontrar os valores dessas variáveis, foi utilizado a lei dos cossenos:

$$c1^2 = A^2 + B^2 - 2AB\cos(\beta_{\max}) \quad (11)$$

$$c2^2 = A^2 + B^2 - 2AB\cos(\beta_{\min}) \quad (12)$$

$$c2 = c1 - 75mm \quad (13)$$

Para encontrar as variáveis expostas na Figura 22, foi necessária a definição das mesmas em relação ao ângulo θ , previamente conhecido. Desta forma, as seguintes equações apresentadas no Anexo D, foram encontradas:

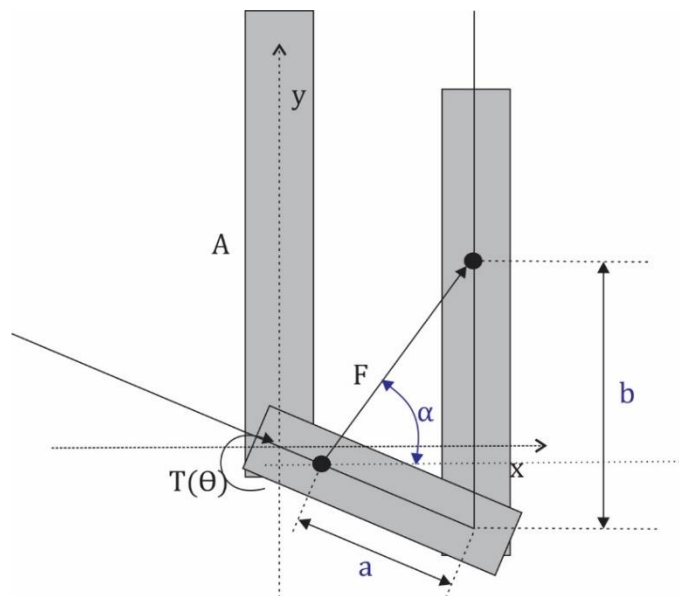
$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{b - (a \cdot \sin(\theta - 90^\circ))}{a \cdot \cos(\theta - 90^\circ)} \right) \quad (14)$$

$$\varphi = \alpha + (\theta - 90^\circ) \quad (15)$$

$$\beta = \alpha + (180^\circ - \theta) \quad (16)$$

Como forma de conferência o mecanismo apresentado na Figura 22, foi desenhado com o auxílio do software SolidWorks, podendo assim comparar com os resultados encontrados nas equações (14), (15) e (16) condizem com a movimentação real, então o mecanismo exposto na Figura 22, é utilizado para encontrar o torque realizado, levando em consideração as medidas de a e b .

Figura 22 – Torque realizado com base na angulação e posicionamento das ligações



Fonte: Autoria própria, 2018

Sendo o toque efetuado é dado por:

$$T_z(\theta) = F * \cos(\alpha) * a \quad (17)$$

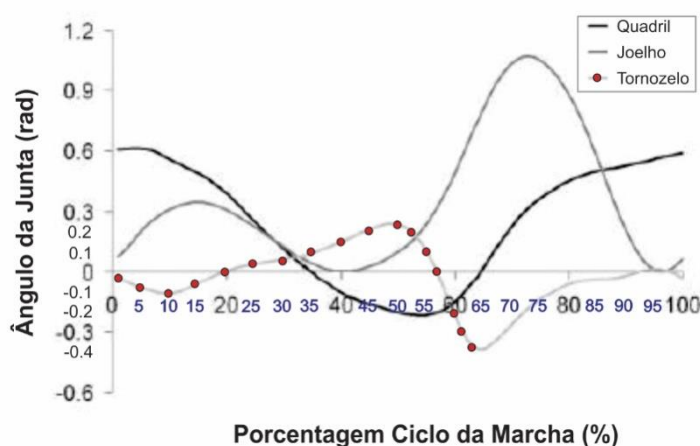
Sendo F um escalar, mantendo-se todas as variáveis em função da angulação, e considerando T_x e T_y igual a 0. Utilizou-se a equação (17), para a análise e posicionamento mais efetivo da ligação, considerando as equações previamente citadas

Ressaltando a resolução do sistema referente as Equações (11), (12) e (13), encontradas no grupo de medidas das variáveis A e B, onde estas foram substituídas na Equação (17), resultou no conjunto de soluções, que permitirá o torque máximo para o sistema considerando o braço de alavanca.

4 RESULTADOS E DISCURSÕES

Com base nos estudos de Dollar e Herr (2008), foram escolhidos os pontos representados na Figura 23, visando a obtenção da função que representa a variação do ângulo, durante a fase de apoio da perna.

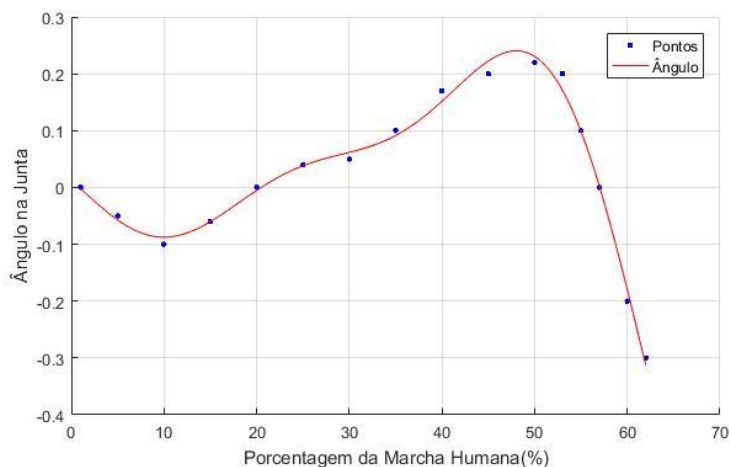
Figura 23 – Pontos utilizados para obtenção da função que descreve o Ângulo da junta do tornozelo.



Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008, p 146) Alterado pelo autor, 2018

Constatando esses pontos, obtém-se a soma de senos que representa melhor a fase de apoio da perna, que consiste no intervalo de 0 a 62%, essa curva é encontrada na Figura 24, onde a equação que descreve esse gráfico é representada na equação 18, para esse procedimento foi escolhido a soma de senos com três fatores, por conta da soma com apenas dois, não corresponde à curva proposta e a de fatores superiores a três apresentarem outros pontos de inflexão, tornando assim inviável para o presente projeto.

Figura 24 – Curva aproximada da fase de apoio da marcha humana, aproximação realizada através de soma de senos.

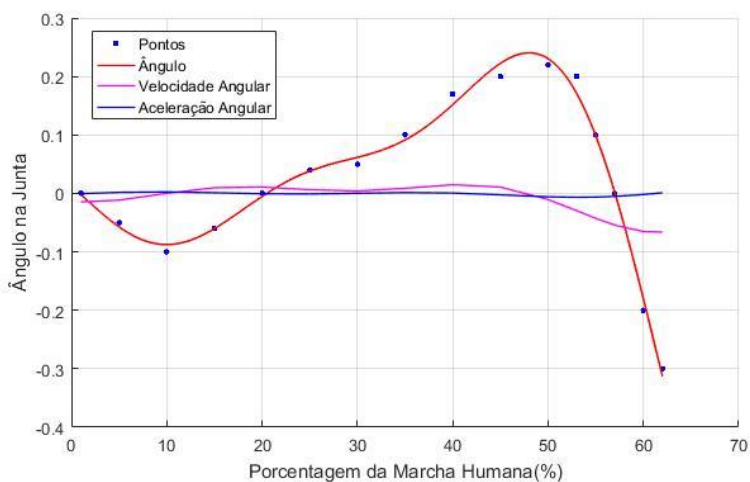


Fonte: Autoria Própria, 2018.

$$ROM_{calcanhar} = 0,26 \sin(0,10 * X - 1,46) + 6,25 * \sin(0,16 * X * 1,01) + 6,06 * \sin(0,16 * X + 4,12) \quad (18)$$

Em seguida, foi realizada a derivada e primeira da curva encontrada, o que resulta nas curvas que representa a velocidade e aceleração angular, respectivamente, em que este resultado está demonstrado na Figura 25, e as equações que descrevem essas curvas estão representadas nas equações 19 e 20, podendo ser encontradas com base no código que está sendo representado, no Anexo A.

Figura 25 – Velocidade e aceleração angular com base na curva de aproximação da fase de apoio da marcha humana.



Fonte: Autoria Própria, 2018.

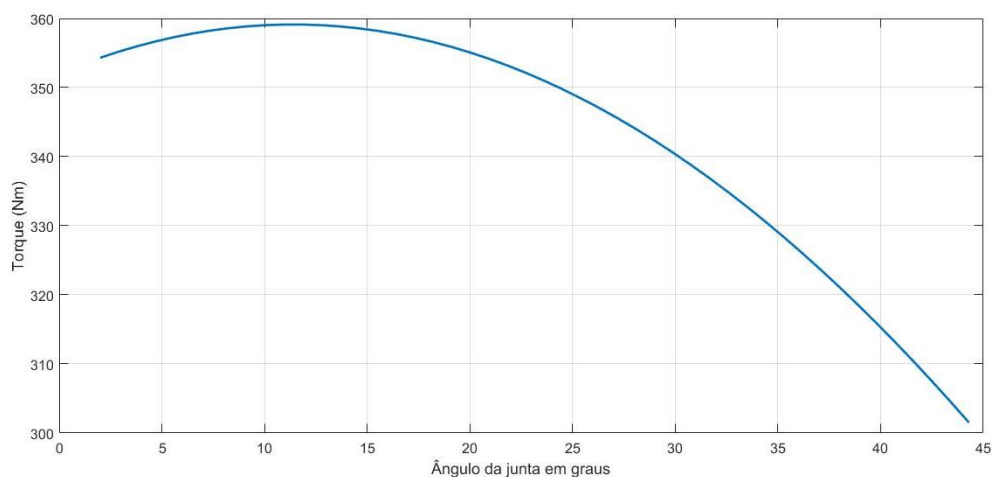
$$\dot{R\ddot{O}M}_{calcanhar} = (13 * \cos*(0,10 * X - 1,46)) / 500 + (606 * \cos(0,16 * X + 4,12)) / 625 + \cos(0,032 * X + 1,01) \quad (19)$$

$$R\ddot{O}M_{calcanhar} = -(13 * \sin*(0,10 * X - 1,46)) / 5000 + (2424 * \sin(0,16 * X + 4,12)) / 15625 + (4 * \cos(0,16 * X + 1,01)) / 25 \quad (20)$$

Nos estudos de Popovic, Goswami e Herr (2005), sobre pontos de referências, revelam-se que para locomoção de pernas em robôs biomecânicos, a velocidade angular, por mais que apresente um pequeno efeito, apenas atinge o valor de zero quando o pé muda a direção do movimento, onde é possível observar esse resultado na Figura 26.

Referente ao torque exercido no movimento de elevação, os parâmetros do corpo humano estudados por NASA (2010), são substituídos nas equações de 5 a 10, considerando a amplitude de movimento total de 43°, onde 0° é referente a ponto inicial do movimento, tendo sua flexão plantar completa ao atingir o ângulo 43°, onde foram encontrados os resultados que estão representados na Figura 26, sendo que para tal exercício foi encontrada a força na junta pé e panturrilha (tornozelo) de 1183.8 N em módulo, o código utilizado para tal pode ser encontrado no Anexo C.

Figura 26 – Variação do torque com base na angulação no movimento de elevação de panturrilha



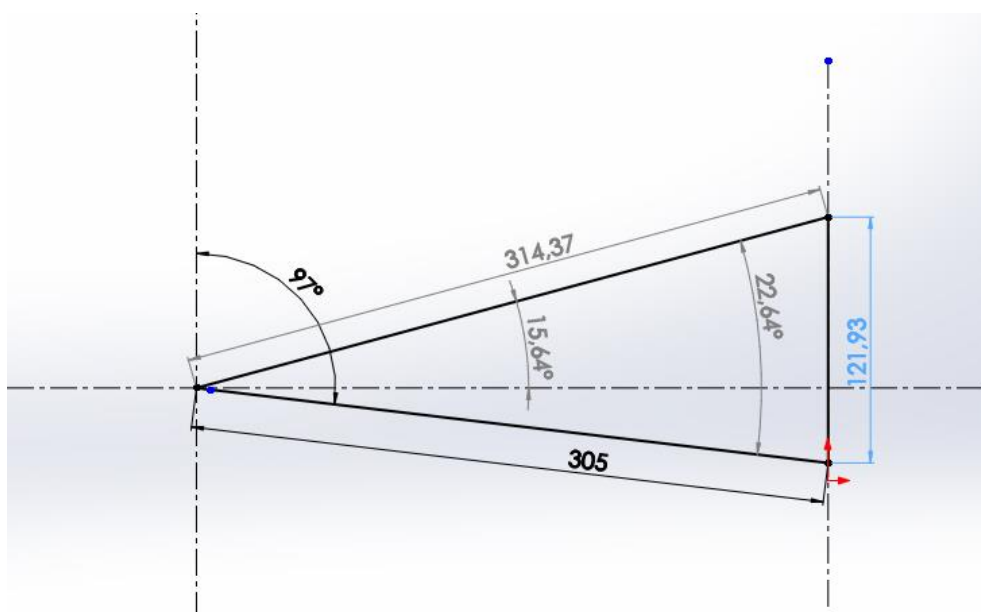
Fonte: Autoria Própria, 2019.

Verifica-se, que no gráfico encontrado na representação matemática, apresenta comportamento semelhante ao encontrado experimentalmente por Bonezi (2005), como mostra a Figura 19, afirmando desta forma, a aproximação que esse modelo matemático possui com a realidade, sendo encontrado o torque máximo de aproximadamente 360 Nm.

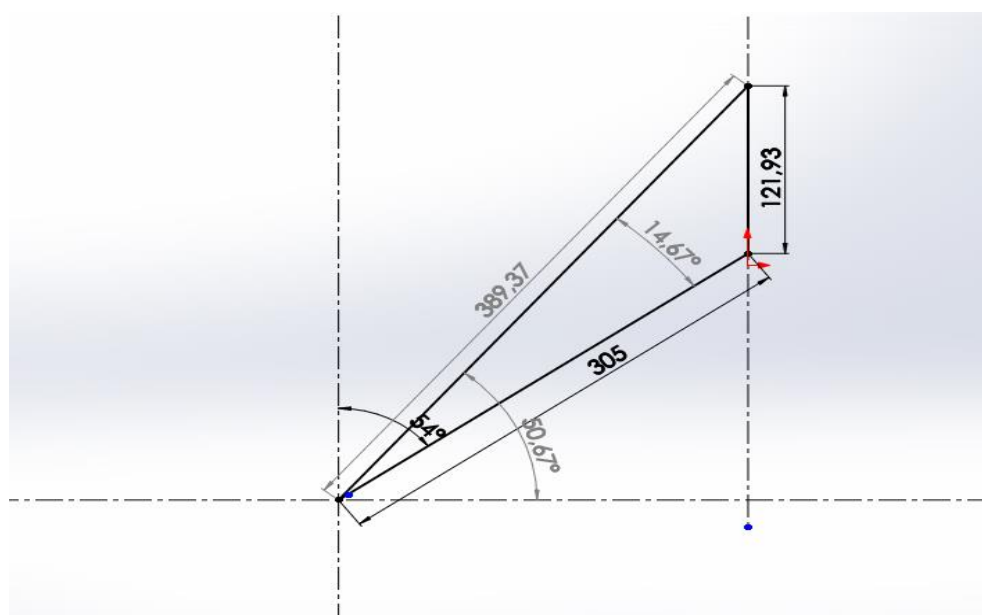
Para comparação, foi realizada a mesma simulação para o peso de 10 kg, na qual foi obtido o toque máximo no valor de aproximadamente 94 Nm, enquanto na pesquisa de Bonezi (2005), constatou-se 127,5 Nm, essa variação se dá por conta do modelo matemático realizado no neste trabalho, utilizando-se a extensão do comprimento do pé (0,305m) como alavanca. Porém, no trabalho do autor imediatamente supracitado, como se tratam de medidas experimentais o objeto estudado precisa de um apoio maior, diminuindo assim a alavanca, consequentemente aumentando o torque.

Como forma de analisar o cálculo das angulações e as distâncias de a e b, foi realizado o desenho no software SolidWorks, representado nas Figuras 27 e 28.

Figura 27 – Ângulos para $\theta = 97^\circ$



Fonte: Autoria Própria, 2019

Figura 28 – Ângulos para $\theta = 54^\circ$ 

Fonte: Autoria Própria, 2019

Compreende-se diante disto, que à distância das ligações que os cabos a serem instalados entre as barras para a otimização, foi resultando numa série de valores que atenderam ao fator de compressão do PAM em questão (sendo que, a contração de 25% equivale a 75 mm), para esse fim, foram encontrados os seguintes resultados resumidos na Tabela 3, esses valores, são substituídos no programa que está representado no Anexo E.

Os resultados presentes na Tabela 2, são limitados pelo tamanho total da perna e do pé, que são respectivamente de 396 mm e 305 mm, na pesquisa de Ramos (2013), utilizou-se equações semelhantes, entretanto, fixa o valor de A em 280 mm, e varia o valor de B, para a obtenção do maior torque, já nos dados apresentados na Tabela 2 pode-se encontrar a variação tanto da cota a quanto da cota b, preservando assim a amplitude do movimento.

Tabela 2 – Conjunto de soluções para distância de ligações que satisfazem as especificações do projeto.

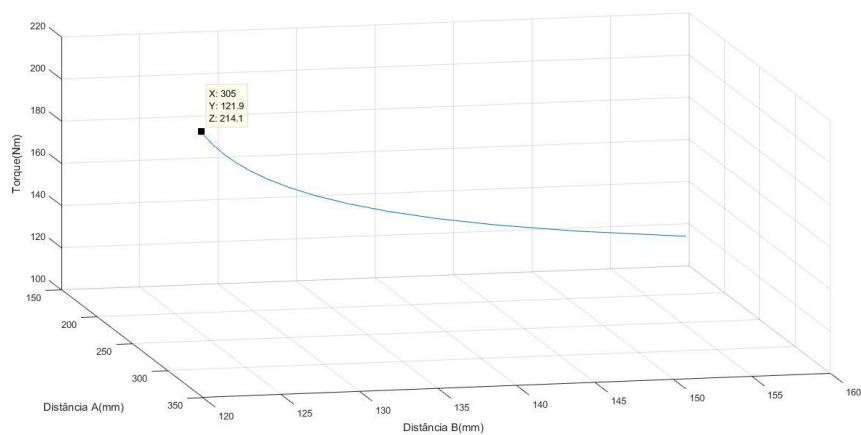
Nº de soluções	Distância do centro de rotação para a ligação no membro inferior	
	A- Panturrilha (mm)	B –Barra de apoio (mm)
1	305	121,9251
2	300	122,3770
3	290	123,3582
4	280	124,4535
5	270	125,6846
6	260	127,0776
7	250	128,6657
8	240	130,4919
9	230	132,6125
10	220	135,1032
11	210	138,0678
12	200	141,6525
13	190	146,0706
14	180	151,6460
15	170	158,8950

Fonte: Autoria Própria, 2019.

Observa-se que no presente estudo, tanto o valor de A quanto B com variáveis, são conservados com o objetivo de aumentar o torque, mantendo a amplitude necessária para o movimento, onde fixando um valor para uma ligação e aumentar o braço de alavanca irá aumentar o torque, porém diminuirá a alcance da articulação.

Levando em consideração a força limite real do PAM DMSP-20-300, sendo de 1200 N e as distâncias de A e B variando como na Tabela, tem-se a resposta do torque representada na Figura 29.

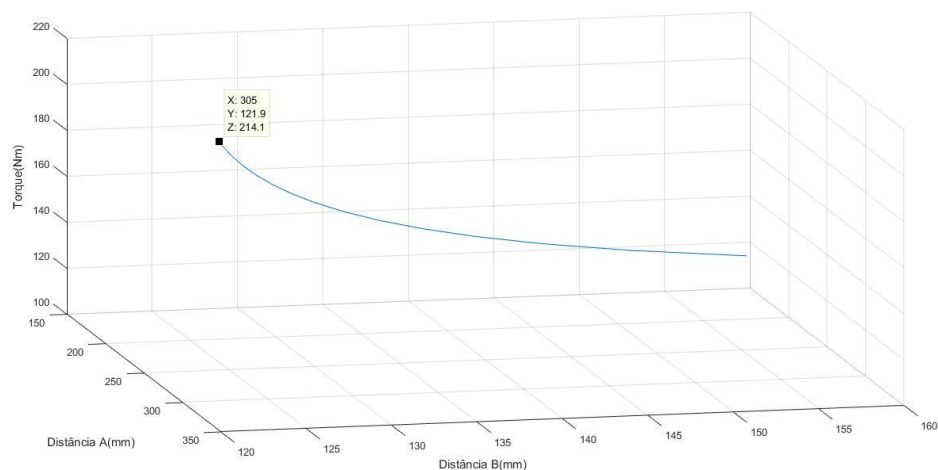
Figura 29 – Curva demonstrando a relação das distâncias A e B, com os seus respectivos torques para força de 1200 N.



Fonte: Autoria Própria, 2019.

O gráfico que representa uma força estipulada mínima de 250 N, pode ser visualizado na Figura 30, sendo notório observar que mantém o mesmo comportamento.

Figura 30 – Curva apresentando a relação das distâncias A e B com os seus respectivos torques para força de 250 N



Fonte: Autoria Própria, 2019.

Ressalta-se, que o modelo do PAM em questão, tais como as medidas limitantes do pé e panturrilha para as cotas dos valores de a e b, é ótimo sendo, respectivamente 305 e 121,9251 mm.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Conclui-se com o presente estudo que, tanto o objetivo geral como os objetivos específicos foram atendidos, sendo que a formulação da variação angular durante a fase de apoio, tal como a velocidade e aceleração angular, que posteriormente foram encontradas através da derivação, foram confirmadas quando comparadas a pesquisa previamente realizada por Popovic, Goswami e Herr (2005).

A descrição matemática utilizando o modelo da dinâmica newtoniana inversa, foi eficaz com relação aos modelos experimentais encontrados na bibliografia estudada, encontrando assim a força na junta do tornozelo de 1183.8 N e um torque máximo de aproximadamente 360 N, torque esse que respeita o mesmo comportamento da função encontrada por Bonezi (2005) em seu trabalho experimental da elevação de panturrilha.

O que permitiu a possibilidade para o dimensionamento das ligações, que foram calculadas como cabos de aço e otimizadas para alcance do torque ótimo, não abrindo mão da amplitude de movimento que foi previamente estabelecida, sendo que as distâncias ótimas encontradas foram de 305 mm no eixo do pé, e 121,9251 mm no braço de apoio.

Considerando, a aproximação da curva que representa a variação angular, é importante ressaltar que uma subdivisão da curva pode resultar em uma curva mais verossímil e de acordo com a equação encontrada sendo favorável ao problema em questão.

Dentre as limitações do problema, estão primeiramente, a função da variação angular, que é a medida de um trabalho previamente realizado, que teve a sua disposição objetos de estudo em condições constantes, tal como as consideradas no presente estudo, o que leva a uma simplificação onde dificilmente acontecerá na realidade.

Outra dificuldade para o real projeto de uma órtese ativa, é que os dados antropométricos analisados, são constantes e previamente calculados por outros pesquisadores, sendo que o trabalho de aquisição de dados como, massa da perna/pé, centro de massa dos mesmos e momentos de inércia apresentam um grande desafio a pesquisa.

Devido às limitações de tempo e financeiras, não foi possível a integração de sinais eletromiográficos para analisar o comportamento dos sinais elétricos enviados pelos músculos durante o movimento de elevação de panturrilha.

Dentre os trabalhos futuros sugeridos estão a implementação de sinais eletromiográficos, para análise do comportamento muscular tanto como forma de dimensionamento, como aquisição de dados que mostram o desenvolvimento do usuário.

Entre as várias formas de dimensionamento dos PAMs, concorda-se que ainda é necessário estudos de suas características termodinâmicas, o que possibilita a implementação de algoritmos genéticos, tendo em vista que as condições de utilização podem variar ao decorrer do tempo.

Outros aperfeiçoamentos, podem advir da comparação do torque resultante da dinâmica inversa com o que encontrado no modelo muscular de Hill.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANATOMIA DO CORPO HUMANO. **Músculos da Coxa, Perna e Pé - Anatomia Humana.** Disponível em: <<https://www.anatomiadocorpo.com/sistema-muscular/musculos-da-coxa-perna-e-pe/>>. Acesso em: 7 fev. 2019.

ARAÚJO, M. V. DE. **Desenvolvimento de Uma Órtese Ativa Para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado.** 2010. Dissertação de Mestrado (Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação) – Centro de Tecnologia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Rio Grande do Norte, 2010.

BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY. **BLEEX.** Disponível em: <<https://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/bleex/>>. Acesso em: 11 dez. 2018.

BLANDINE, CALAIS, GERMAIN, . **Anatomia para o movimento, Volume 1: Introdução à Análise das Técnicas Corporais.** SÃO PAULO: MANOLE LTDA, 1991.

BONEZI, A.; ROCHA, E.; LOSS, J, Análise Biomecânica Do Exercício De Flexão Plantar, CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11, 2005, João Pessoa, UFPB. **Anais...** João Pessoa. 2005.

BREGMAN, D. J. J. *et al.* A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: BRUCE. **Gait and Posture**, v. 30, n. 2, p. 144–149, 2009.

COSTA, N. *et al.* Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Rehabilitation Orthosis. **TDU COE-UK EPSRC Workshop on Human Adaptive Mechatronics (HAM)**, p. 69–75, 2005.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art. **Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics**, v. 1, n. c, p. 968–977, 2007.

_____. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158,

2008.

FESTO. **Automação Pneumática**, 2015.

FESTO. DMSP Fluidic Muscle DMSP / MAS. p. 1–18, 2016.

FONSECA, J. J. S. **Metodologia da pesquisa científica**. Fortaleza: UEC, 2002. Apostila.

GHAN, J.; STEGER, R.; KAZEROONI, H. Control and system identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). **Advanced Robotics**, v. 20, n. 9, p. 989–1014, 2006.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2007.

IBGE. **CENSO DEMOGRÁFICO 2010 - CARACTERÍSTICAS GERAIS DA POPULAÇÃO, RELIGIÃO E PESSOAS COM DEFICIÊNCIA**, [S.l.], 2010.

MARTENS, M.; BOBLAN, I. Modeling the Static Force of a Festo Pneumatic Muscle Actuator: A New Approach and a Comparison to Existing Models. **Actuators**, v. 6, n. 4, p. 33, 2017.

NASA. NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION - **HUMAN INTEGRATION DESIGN HANDBOOK**. [S.l.], 2010.

NORTON, R. L. **Cinemática e Dinâmica dos Mecanismos**. 1º Conform ed. Porto Alegre: Mc Graw Hill, 2010.

PATRÍCIA LEITE. **10 Melhores Exercícios para Panturrilha - Casa e Academia** - **MundoBoaForma.com.br**. Disponível em: <<https://www.mundoboaforma.com.br/10-melhores-exercicios-para-panturrilha-casa-e-academia/>>. Acesso em: 12 nov. 2018.

PONTE, J. V. **Análise Dinâmica e Cinemática de um Exoesqueleto para Auxiliar a Marcha Humana**. 2013. Dissertação de mestrado - Instituto Militar De Engenharia Praça, Rio de Janeiro, 2013.

POPOVIC, M. B.; GOSWAMI, A.; HERR, H. **Ground reference points in legged locomotion: Definitions, biological trajectories and control implications** *International Journal of Robotics Research*. [s.l: s.n.].

RAMOS, J. L. A. S. **Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos**. 2013, Dissertação de Mestrado (Pós-Graduação em Engenharia Mecânica) - Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro. 2013.

SANTOS, D. P. DOS. **Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico Para Membros Inferiores**. 2011 Dissertação de Mestrado. - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2011.

SÁRIOS, J.; SZEPE, T.; GYEVIKI, J. new mathematical model for pneumatic artificial muscles. p. 49–52, 2013.

SZEPE, T. Accurate force function approximation for pneumatic artificial muscles. **LINDI 2011 - 3rd IEEE International Symposium on Logistics and Industrial Informatics, Proceedings**, p. 127–131, 2011.

VAUGHAN, C. L. *et al.* **Dynamics of human gait**. 2nd. ed. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992. v. 26

ANEXOS

ANEXO A – PARÂMETROS DA MOVIMENTAÇÃO DO TORNOZELO NA FASE DE APOIO DA MARCHA HUMANA.

```
% Record of revisions

% Date          Programmer          Description of task
% ====          =====          =====
% 09/10/2018     Gilson Lopes          Original Code
% 12/12/2018     Gilson Lopes          improvement of
graphs representations

clc
clear all
close all

%% Chamando a função do MS Excel
Data = xlsread('Ankle_data _floor');

Percentage = Data(:,1);
Angle = Data(:,2);

%% chamando a função para aproximação utilizando soma dos
senos.
[jointangle, gof] = foot_Stancephase(Percentage, Angle);

eq = formula(jointangle);%Formula da função
parameters = coeffnames(jointangle);%nomes dos parametros
da equação
values = coeffvalues(jointangle);%parametersvalues

%% retornando as duas derivadas.
[d1,d2]=differentiate(jointangle,Percentage);

holdon
% plotagem dos valores encontrados na velocidade e
aceleração angular
plot(jointangle,Percentage,Angle)
plot(Percentage,d1,'m')
plot(Percentage,d2,'b')
xlabel ('Porcentagem da Marcha Humana(%)')
ylabel ('Ângulo na Junta')
% legend('Pontos' , 'Ângulo')
grid on
```

```
legend('Pontos' , 'Ângulo', 'Velocidade Angular',  
'Aceleração Angular')
```

ANEXO B – POSSIÇÃO DO PÉ DURANTE A ELEVAÇÃO DE PANTURRILHA EM PÉ EM FORMA DE MECANISMO.

```
% Record of revisions
```

% Date	Programmer	Description of task
% ====	=====	=====
% 09/10/2018	Gilson Lopes	Original Code

```
close all
```

```
clc
```

```
%% definição de variaveis
```

```
Pe = 0.305; %m
```

```
Panturilha = 0.396; %m
```

```
% Mpe = 1.132; %kg
```

```
% Mpan = 4.598; %kg
```

```
% definition of coordinates
```

```
xPe = 0;
```

```
yPe = 0;
```

```
rPe = [xPeyPe 0];
```

```
% incremento para o moviment
```

```
M=moviein(12);
```

```
incremento = 0;
```

```
%% movement
```

```
for phi =(187*pi/180):-pi/200:(144*pi/180);
```

```
incremento = incremento+1;
```

```
xCalcanhar = Pe*cos(phi);
```

```
yCalcanhar = Pe*sin(phi);
```

```
rCalcanhar = [xCalcanharyCalcanhar 0];
```

```
xJoelho = xCalcanhar;
```

```
yJoelho = yCalcanhar + Panturilha;
```

```
rJoelho = [xJoelhoyJoelho 0];
```

```

xPemedio (incremento)= (xPe - xCalcanhar)/2;
yPemedio (incremento)= (yPe - yCalcanhar)/2;

xCalcanhari(incremento) = xCalcanhar;
yCalcanhari(incremento) = yCalcanhar;

plot ([xPe, xCalcanhar], [yPe,yCalcanhar], 'k-o',...
      [xCalcanhar, xJoelho], [yCalcanharyJoelho], 'b-o');
grid on
text (xPe,yPe, ' Ponto de Apoio')
text (xCalcanhar,yCalcanhar, ' Calcanhar ');
text (xJoelho,yJoelho, ' Joelho ');
text (xCalcanhari,yCalcanhari, '. ');

xlabel ('x(m) ')
ylabel ('y(m) ')
axis ([-1 0.8 -0.1 .8])
      M(:,incremento)=getframe;

end

```

ANEXO C – RESPOSTA EM DINÂMICA INVERSA PARA A MOVIMENTAÇÃO REALIZADA NO MOVIMENTO DE ELEVAÇÃO EM PÉ DA PANTURRILHA.

Record of revisions

% Date	Programmer	Description of task
% ====	=====	=====
% 14/11/2018	Gilson Lopes	Original Code
% 12/122018	Gilson Lopes	Modifications -
formulas		
tic		
% definição de parametros		
%comprimento		
L_Pe = 0.305; %m		
L_Panturilha = 0.396; %m		
%Massa		
M_Pe = 1.132; %kg		
M_Panturilha = 4.598; %kg		
%centro de massa		
MC_Pe = 0.0662; %m %R32		

```

MC_Panturilha = 0.1202; %m RM3
%momento de inercia
I_Pe = 0.00103; %kg*m^2
I_Panturilha = 0.00884; %kg*m^2
% massa
M_b = 99.153; %kg

%% definição dos ângulos de trabalho

phi_Pe = (187*pi/180):-pi/200:(144*pi/180);

phi_Panturilha = pi/2;
%% vetores posição

R12 = L_Pe - MC_Pe;
R12x = R12*cos(phi_Pe-(180*pi/180));
R12y = R12*sin(phi_Pe-(180*pi/180));
R32 = MC_Pe;
R32x = R32*cos(phi_Pe);
R32y = R32*sin(phi_Pe);
R23 = L_Panturilha - MC_Panturilha;
R23x = R23*cos(phi_Panturilha + pi);
R23y = R23*sin(phi_Panturilha + pi);
RM3 = MC_Panturilha;
RM3x = RM3*cos(phi_Panturilha);
RM3y = RM3*sin(phi_Panturilha);

RP = 0.0686;
RPx = RP*cos(201*pi/180);
RPy = RP*sin(201*pi/180);

FP = M_b*9.81;
FPx = 0;
FPy = FP;

Alfa2 = 10;
Alfa3 = 20;

ag2 = 30;
ag2x = ag2*cos(-89.4*pi/180);
ag2y = ag2*sin(-89.4*pi/180);

ag3 = 40;
ag3x = ag3*cos(254.4*pi/180);
ag3y = ag3*sin(254.4*pi/180);

```

```

eqn1 = 'F12x + F32x = M_Pe*ag2x';
eqn2 = 'F12y + F32y = M_Pe*ag2y';
eqn3 = '(R12x*F12y - R12y*F12x) + (R32x*F32y-R32y*F32x) +
T12 = I_Pe*Alfa2';

eqn4 = '-F32x + FPx = M_Panturilha*ag3x';
eqn5 = '-F32y + FPy = M_Panturilha*ag3y';
eqn6 = '(R13x*F13y - R13y*F13x) + (RM3x*FPy-
RM3y*FPx)=I_Panturilha*Alfa3';

solucao =
solve(eqn1,eqn2,eqn3,eqn4,eqn5, 'F12x,F12y,F32x,F32y,T12');
F12x = eval(solucao.F12x);
F12y = eval(solucao.F12y);
F32x = eval(solucao.F32x);
F32y = eval(solucao.F32y);
T12 = eval(solucao.T12);

phi_Pe = radtodeg(phi_Pe)-144;

plot(phi_Pe, T12)
xlabel ('Ângulo da junta em graus')
ylabel ('Torque (Nm)')
set(gca, 'XDir', 'reverse')
grid on

toc

```

ANEXO D – ANÁLISE ATRÁVES DE LEI DOS COSSENOS VISANDO ENCONTRAR DISTÂNCIA ÓTIMA

```

% Record of revisions

% Date          Programmer          Description of task
% ====          =====          =====
% 03/02/2019    Gilson Lopes        Original Code

close all
clear all

a = 305;
b = 200;

thetaMaior = 97*(pi/180);
alphaMaior = atan((b-(a*sin(thetaMaior-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMaior-(90*(pi/180)))))));

```

```

phiMaior = alphaMaior + (thetaMaior-(90*(pi/180)));
betaMaior = (180*(pi/180)) - thetaMaior;

thetaMenor =54*(pi/180);
alphaMenor = atan((b-(a*sin(thetaMenor-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMenor-(90*(pi/180)))))));
phiMenor = alphaMenor + (thetaMenor-(90*(pi/180)));
betaMenor = (180*(pi/180))-thetaMenor;

cmaior = (a^2+b^2-(2*a*b*cos(betaMaior)));
cmenor = (a^2+b^2-(2*a*b*cos(betaMenor)));

cm =sqrt(cmaior);
cme =sqrt(cmenor);
c = cme-cm;
%%
while c >= 75
b = b - 0.0001;

alphaMaior = atan((b-(a*sin(thetaMaior-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMaior-(90*(pi/180)))))));
phiMaior = alphaMaior + (thetaMaior-(90*(pi/180)));
betaMaior = (180*(pi/180)) - thetaMaior;

alphaMenor = atan((b-(a*sin(thetaMenor-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMenor-(90*(pi/180)))))));
phiMenor = alphaMenor + (thetaMenor-(90*(pi/180)));
betaMenor = (180*(pi/180))-thetaMenor;

cmaior = (a^2+b^2-(2*a*b*cos(betaMaior)));
cmenor = (a^2+b^2-(2*a*b*cos(betaMenor)));

cm =sqrt(cmaior);
cme =sqrt(cmenor);
c = cme-cm;
end
b
c

```

ANEXO E – ANÁLISE DO TORQUE COM BASE NAS DISTÂNCIAS DE LIGAÇÃO ENTRE O CABO NA PANTURRILHA E O BRAÇO DE ALAVANCA NO PÉ

```
% Record of revisions

% Date          Programmer      Description of task
% =====
% 04/02/2019    Gilson Lopes      Original Code

close all
clear all

a = [305 300 290 280 270 260 250 240 230 220 210 200 190
180 170];
b = [121.9251 122.3770 123.3582 124.4535 125.6846 127.0776
128.6657 130.4919 132.6125 135.1032 138.0678 141.6525
146.0706 151.646 158.895];

F= 1200;

thetaMaior =97*(pi/180);
alphaMaior = atan((b-(a*sin(thetaMaior-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMaior-(90*(pi/180)))))));
phiMaior = alphaMaior + (thetaMaior-(90*(pi/180)));
betaMaior = (180*(pi/180)) - thetaMaior;

thetaMenor =54*(pi/180);
alphaMenor = atan((b-(a*sin(thetaMenor-
(90*(pi/180)))))/(a*(cos((thetaMenor-(90*(pi/180)))))));
phiMenor = alphaMenor + (thetaMenor-(90*(pi/180)));
betaMenor = (180*(pi/180))-thetaMenor;

thetavaria = linspace(alphaMaior, alphaMenor, 15);
%%
cmaior = (a.^2+b.^2-(2.*a.*b.*cos(betaMaior)));
cmenor = (a.^2+b.^2-(2.*a.*b.*cos(betaMenor)));
cm =sqrt(cmaior);
cme =sqrt(cmenor);
contrac = cm-cme;
contracper = (contrac /300)*100;

T2 = ((F.*cos(alphaMenor)).*a)/10^3;
plot3 (a,b,T2)
grid on
xlabel ('Distância A(mm)')
```

```
ylabel ('Distância B (mm) ')\nzlabel ('Torque (Nm) ')\n\nhold on
```