

CLEBER EUGÊNIO RICARDO

SIMULAÇÃO DA INTERAÇÃO BRAÇO-EXOESQUELETO

São Paulo

2012

CLEBER EUGÊNIO RICARDO

SIMULAÇÃO DA INTERAÇÃO BRAÇO-EXOESQUELETO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Bacharel em Engenharia
Mecatrônica.

São Paulo

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Ricardo, Cleber Eugenio

Simulação da Interação Braço-exoesqueleto/Cleber Eugenio

Ricardo, São Paulo :São Paulo , 2012.

95p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos.

1.Exoesqueleto 2. Fixação 3. Antebraço 4.Simulação 5. Membro superior 6.Prótese I. Ricardo, Cleber Eugenio II .Universidade de São Paulo.Escola Politécnica.Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos III. T.

CLEBER EUGÊNIO RICARDO

SIMULAÇÃO DA INTERAÇÃO BRAÇO-EXOESQUELETO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecatrônica.

Área de Concentração:

Engenharia Mecatrônica

Orientador:

Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo

2012

Dedico este trabalho à minha família, que muito amo,
e que me apoiou em todas as etapas da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, que tanto amo, e sem a qual nada teria sido possível. Ela que me deu todo o apoio que precisei nos momentos mais difíceis –e também nos mais tranquilos – da minha trajetória. Obrigado.

Agradeço também ao professor Arturo Forner-Cordero, por ter colaborado intensamente na elaboração do trabalho, acompanhando as etapas de perto, para que conseguíssemos chegar o mais longe possível, dado o curto prazo disponível.

Agradeço ao professor Tarcísio Antônio Hess Coelho, pela grande colaboração do desenvolvimento dos modelos mecânicos, as dificuldades encontradas seriam ainda maiores.

Agradeço aos colegas do laboratório de Biomecatrônica, que também colaboraram com ideias, discussões e experimentos, no decorrer do projeto.

Agradeço aos meus amigos, que foram também de extrema importância para mim nesse período e em tantos outros. Obrigado.

Agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram com esse trabalho. Todos temos parte do mérito pela realização desse trabalho. Obrigado.

“Sometimes I've believed as many as six
impossible things before breakfast.”

(Lewis Carroll)

RESUMO

Exoesqueletos são estruturas mecânicas rígidas projetadas para auxiliar seres humanos nas atividades diárias, potencializar capacidades naturais, proporcionar interação com realidade virtual, entre outras funções.

Uma das aplicações mais recorrentes hoje em dia é na área de reabilitação, auxiliando pacientes a fazer exercícios fisioterapêuticos no processo de recuperação de problemas pontuais, como acidentes vasculares encefálicos (AVE), ou até mesmo no tratamento de deformidades patológicas, podendo eventualmente as corrigir.

Conectados ao corpo em paralelo aos membros e articulações naturais, exoesqueletos têm sido um objeto de trabalho desde o início do século XX, todavia o estudo da conexão mecânica entre exoesqueleto e os tecidos moles do corpo humano têm avançado de forma pouco sistemática.

O objetivo deste trabalho é propor diferentes modelos de fixação entre exoesqueleto e antebraço e avaliar seu comportamento, por meio de uma simulação computacional do sistema.

As simulações foram realizadas utilizando o software MSC ADAMS, e permitiu avaliar se algum dos modelos propostos é melhor do que os demais. Os critérios considerados serão seguimento, segurança e conforto.

Visando reduzir o custo computacional envolvido, foi também proposto um modelo simplificado de antebraço.

Ao propor as simplificações, dever-se-á levar em conta as propriedades físicas e anatômicas do membro em questão, evitando um desvio exagerado da realidade, mas ao mesmo tempo evitando cálculos que elevariam demasiadamente o custo computacional, como a análise de elementos finitos, que deverá ser realizada em projetos futuros.

Palavras-chave: Exoesqueleto, Fixação, Antebraço, Simulação, Membro superior, Prótese.

ABSTRACT

Exoskeletons are rigid mechanical structures designed to assist human beings in activities of daily, to enhance natural abilities or to provide interaction with virtual reality, among other uses.

Nowadays, one of the most common uses for exoskeletons is in the rehabilitation field, assisting patients in physiotherapeutic exercises in the recovering process of problems, such as ischemic strokes, or even in the treatment of pathological deformities – eventually correcting them.

Exoskeletons are connected to the body parallel to the limbs and joints. Since the beginning of the 20th century exoskeletons are being developed, but studies about the mechanical interaction between the robotic structure and the human limb has been developed in an almost unsystematic way.

The goal of this work is to propose and assess different types of fixation between the exoskeleton and the forearm and evaluate the system's behaviour through computational simulation, using the software MSC ADAMS and evaluate if one of the proposed models is better than the others. The criteria are: following, that is, how the arm follows the exoskeleton's movements, security and comfort.

In order to reduce computational costs, a simplified forearm model will be proposed.

With the proposed simplifications, the limb's physical and anatomical properties shall be considered, avoiding to diverge too much from reality, but at the same time complex calculations shall be avoided, because it would largely increase the computational cost, such as finite element analysis, which is left for future work

Keywords: Exoskeleton, Fixation, Forearm, Simulation, Upper limb, Rehabilitation,

LISTA DE FIGURAS

1.1 Modelo do controle do sistema humano-exoesqueleto (RUIZ; ROCON; RAYA. PONS, 2008).....	19
1.2 Exoesqueleto baseado em sistema de molas (YAGIN, 1889).....	21
1.3 Pedomotor (KELLEY, 1919)	21
1.4 Handiman (MOSHER, 1967)	22
2.1 Ekso Bionics (Ekso Bionics website)	25
2.2 ExoHiker (Berkeley Bionics Team)	26
2.3 Rex Rehab (Rex Bionics website)	27
2.4 ReWalk.....	27
2.5 HAL 5 (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)	28
2.6 Wearable Power Assist Suit (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)	29
2.7 CADEN-7 (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007)	29
2.8 MUNDUS (Relatório interno, projeto teve participação do autor)	30
2.9 Áreas a evitar nos membros superiores e nos membros inferiores (PONS,2008, capítulo 5).....	33
2.10: Força vs Deformação (PONS,2008, capítulo 5).....	34
2.11: Elemento de Maxwell e elemento de Voigt.....	35
3.1: Modelo esquemático da conexão antebraço-exoesqueleto.....	38
3.2: Esforços no antebraço.....	39
3.3: Esforços no EVA.....	39
3.4: Esforços no exoesqueleto.....	39
3.5: Ferramenta aplicando força F em material, que se deforma.....	40
3.6: Caso em que $\phi = \theta$	41
3.7: Caso em que $\phi > \theta$	41
3.8: Caso em que $\phi < \theta$	41
3.9: Modelo esquemático da conexão antebraço-exoesqueleto – fixação por duas faixas.....	43
3.10: Esforços no antebraço – duas faixas.....	43
3.11: Esforços no EVA – duas faixas.....	44
3.12: Esforços no exoesqueleto – duas faixas.....	44
3.13: Caso em que $\phi = \theta$	45
3.14: Caso em que $\phi > \theta$	46
3.15: Caso em que $\phi < \theta$	46
3.16 Antebraço visto de cima (Gray, 1918)	47
3.17 Seção transversal do antebraço (Gray, 1918)	47
3.18 Modelo com materiais diferentes.....	49
3.19: Amortecedores associados em série.....	50
3.20: Amortecedores associados em paralelo.....	50
3.21: Modelo definindo áreas de contato.....	51
3.22 Modelo definindo espessura da camada de tecidos moles.....	51
3.23 Molas em série.....	53
3.24 Molas em paralelo.....	53
3.25: Aproximação do modelo por um sistema massa-mola-amortecedor.....	55
3.26: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola.....	56
3.27: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola.....	59
3.28: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola.....	60

3.29 Fixação por Anel	61
3.30 Fixação por Faixa Espessa	61
3.31 Fixação por Duas Faixas.....	61
3.32 Fixação por Anel em ADAMS/View	62
3.33 Fixação por Faixa Espessa em ADAMS/View.....	63
3.34 Fixação por Duas Faixas em ADAMS/View.....	63
3.35: Comportamento do modelo Anel – Posições.....	64
3.36: Comportamento do modelo Anel – Velocidades.....	65
3.37: Comportamento do modelo Anel – Acelerações.....	65
3.38: Comportamento do modelo Faixa Espessa – Posições.....	66
3.39: Comportamento do modelo Faixa Espessa – Velocidades.....	66
3.40: Comportamento do modelo Faixa Espessa – Acelerações.....	67
3.41: Comportamento do modelo Duas faixas – Posições.....	67
3.42: Comportamento do modelo Duas faixas – Velocidades.....	67
3.43: Comportamento do modelo Duas faixas – Acelerações.....	67
4.1: Seguimento, a diferentes coeficientes de amortecimento.....	71
4.2: Velocidades, a diferentes coeficientes de amortecimento.....	71
4.2: Acelerações, a diferentes coeficientes de amortecimento.....	72
4.4: Seguimento, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	73
4.5: Velocidades, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	73
4.6: Acelerações, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	74
4.7: Seguimento, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	74
4.8: Velocidades, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	75
4.9: Acelerações, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m.....	75
4.10: Seguimento, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s.....	76
4.11: Velocidades, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s/m.....	76
4.12: Acelerações, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s/m.....	76

SUMÁRIO

1.	Introdução	20
1.1.	Classificação.....	21
1.2.	Revisão histórica.....	21
1.3.	Funções e Aplicações.....	23
1.4.	Visão geral do projeto	24
1.5.	Projeto Mestre.....	24
1.6.	Contextualização e Objetivos	25
1.6.1	Critérios	25
2.	Revisão da literatura.....	26
2.1.	Membros Inferiores.....	26
2.2.	Corpo Inteiro.....	29
2.3.	Membros Superiores	30
2.4.	Estrutura Unilateral vs Estrutura Bilateral.....	32
2.5.	Aplicação de carga em humanos.....	32
2.6.	Estado da Arte	37
3.	Métodos	39
3.1.	Modelo Mecânico.....	39
3.1.1	Modelo com uma faixa	39
3.1.2.	Modelo com duas faixas	44
3.2.	Considerações da Anatomia	48
3.2.1	Hipóteses sobre a anatomia	49
3.3.	Antropometria	49
3.4.	Opções de abordagem ao problema	49
A)	Materiais com Diferentes Módulos de Young.....	50
B)	Molas de rigidez k.....	50
B.1.	Área de contato definida pelo exoesqueleto	52
B.2.	Espessura dos tecidos moles	52
3.3.1	Escolha do modelo	53
3.5.	Rigidez das molas	53
3.5.1.	Tecidos moles	53
3.5.2.	Fixação	55
3.5.3	Rigidez equivalente.....	55

3.6. Sistema massa-mola-amortecedor.....	56
3.5. Análise da Resposta em frequência.....	59
3.7. Tipos de Fixação Propostos	62
3.8. Modelos.....	63
A) Anel.....	63
B) Faixa Espessa	64
C) Duas Faixas	64
3.9. Ensaios virtuais	65
A) Anel.....	65
B) Faixa Espessa	67
C) Duas Faixas	68
4. Resultados	71
4.1. Escolha da melhor fixação	71
4.2. Análise da sensibilidade ao amortecimento	73
4.3. Comportamento a outras frequências	75
5. Considerações Finais	80
6. Referências Bibliográficas.....	82
7. Apêndice A – Solução analítica do sistema massa-mola-amortecedor.....	86
8. Apêndice B – Momento de Inércia do Cilindro	93
9. Anexo A – Modelo antropométrico de Drillis e Contini.....	95
10. Anexo B – Modelo de Zatiorsky, Seluyanov E chugunova	96
11. Anexo C – Oscilações Forçadas com Amortecimento.....	98

1. INTRODUÇÃO

Exoesqueleto –ou Exosqueleto – é um termo da zoologia que, segundo a definição do dicionário Oxford, designa um revestimento rígido externo para o corpo, presente em alguns animais invertebrados, especialmente artrópodes, com a finalidade de prover seja suporte, seja proteção.

Devido à semelhança com tal estrutura natural, outros ramos da ciência usaram o mesmo termo para designar a extensão das órteses que compreendem também dispositivos ativos destinados a proporcionar suporte funcional e até mesmo treinamento motor (YASUTOMI; MIRANDA, 2011) Órteses são estruturas externas rígidas projetadas para tratamento de pacientes com deformidades patológicas, e eventualmente as corrigir.

Define-se, então, exoesqueleto robótico o robô que o usuário pode acoplar ao corpo, tornando-se parte integrante do sistema humano-robô, onde o controle é extremamente importante e a estabilidade deve ser garantida. Ambos os atores, homem e robô, formam uma malha fechada com dois sistemas de controle interagindo dinamicamente (Figura 1.1), e é importante entender como essa interação física poderia se comunicar de forma mais eficiente (RUIZ; ROCON; RAYA. PONS, 2008).

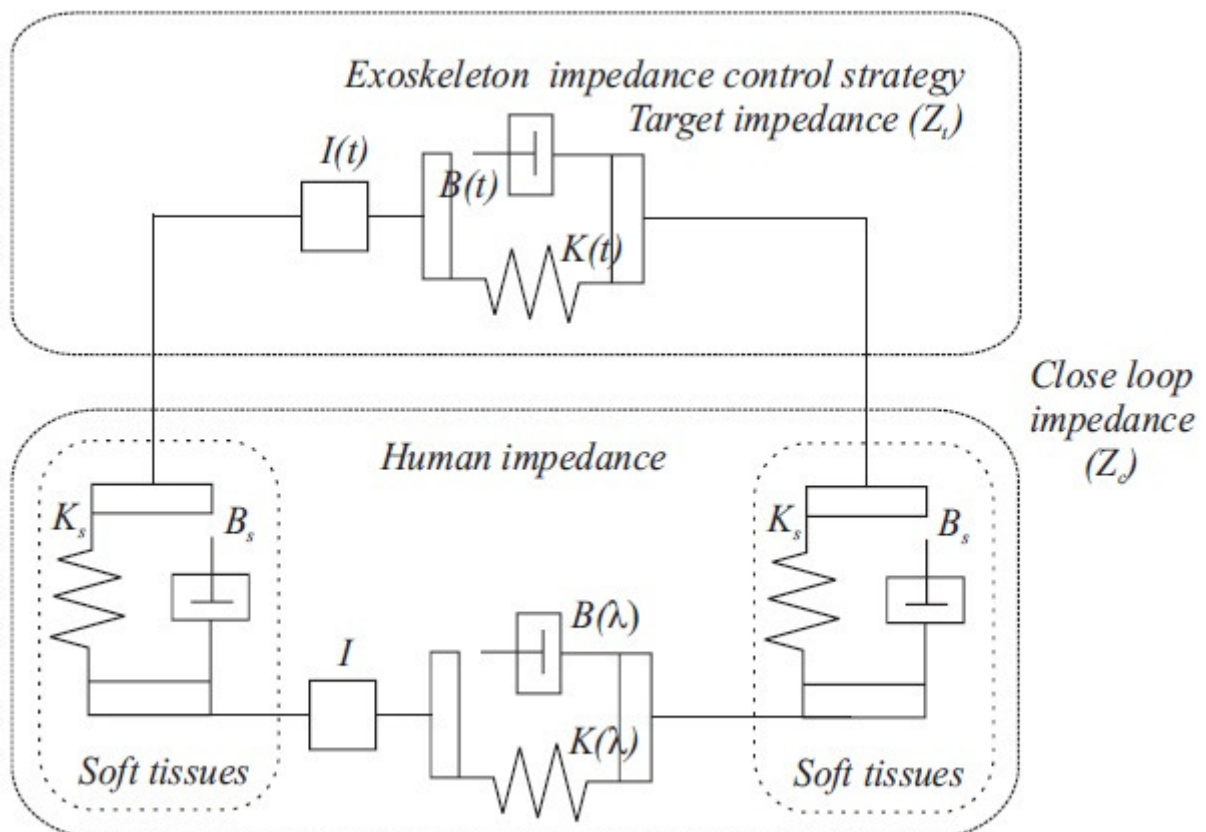


Figura 1.1: Modelo do controle do sistema humano-exoesqueleto em termos das propriedades de suas impedâncias (RUIZ; ROCON; RAYA. PONS, 2008).

1.1. Classificação

Os exoesqueletos podem ser classificados de acordo com o modo em que interage com o usuário. As principais classificações são três, em ordem de complexidade, são:

- a) Passivos
- b) Ativos
- c) Semi-ativos

Os passivos têm como função oferecer suporte ao paciente e compensar a falta de firmeza em seus movimentos, decorrente de sua debilitação.

Os ativos, por sua vez, podem tanto potencializar os movimentos do paciente através de uma interpretação em algum sinal obtido através de eletrodos –sinal que pode ser eletromiográfico (EMG), eletroencefalográfico (EEG) ou até uma mistura de ambos–, quanto impor externamente um movimento, como exercícios fisioterapêuticos.

Já os semi-ativos possuem características seja de exoesqueletos passivos quanto de exoesqueletos ativos. Por exemplo, um sistema de molas pode armazenar energia durante a deambulação do paciente – processo passivo – e realizar uma comutação entre as molas – processo ativo – antes de a restituir ao sujeito.

1.2. Revisão histórica

O registro oficial mais antigo de que se tem conhecimento de um dispositivo parecido com o conceito de exoesqueleto que há atualmente data de 1889, patenteado pelo engenheiro mecânico russo Nicholas Yagin. (YAGIN, 1889). Trata-se de um exoesqueleto classificado como passivo, baseado em um sistema de molas (Figura 1.2). O aparato funcionava como armazenador de energia, que era retransmitida ao usuário, auxiliando-o na deambulação e na corrida.

Em 1919, Leslie C. Kelley patentou outra invenção que contribuiu para o avanço do desenvolvimento de exoesqueletos: o Pedomotor (Figura 1.3), composto por uma série de ligamentos artificiais que trabalhariam em conjunto com a estrutura natural do corpo humano, potencializando o movimento e evitando fadiga excessiva após uma longa caminhada ou corrida (LESLIE, 1919).

Posteriormente, começaram a ser desenvolvidos exoesqueletos com a finalidade de aumentar a capacidade de força de soldados. O primeiro dos projetos, desenvolvido nos anos 60 pelo engenheiro Ralph S. Mosher, foi fruto de uma parceria entre a General Electric e as Forças Armadas dos Estados Unidos da América. O dispositivo, chamado Hardiman (Figura 1.4), era controlado por sensores conectados ao usuário e fazia com que uma carga de 110kg fosse levantada por ele como se tivesse massa de apenas 4,5kg, ou seja, um fator aumento de aproximadamente 25 (MOSHER, 1967).

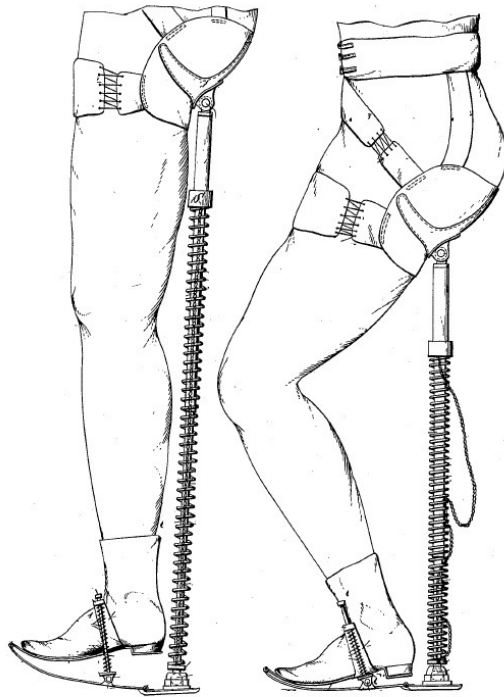


Figura 1.2: Exoesqueleto baseado em sistema de molas, proposto por Nicholas Yagin, em 1888 (YAGIN, 1889).

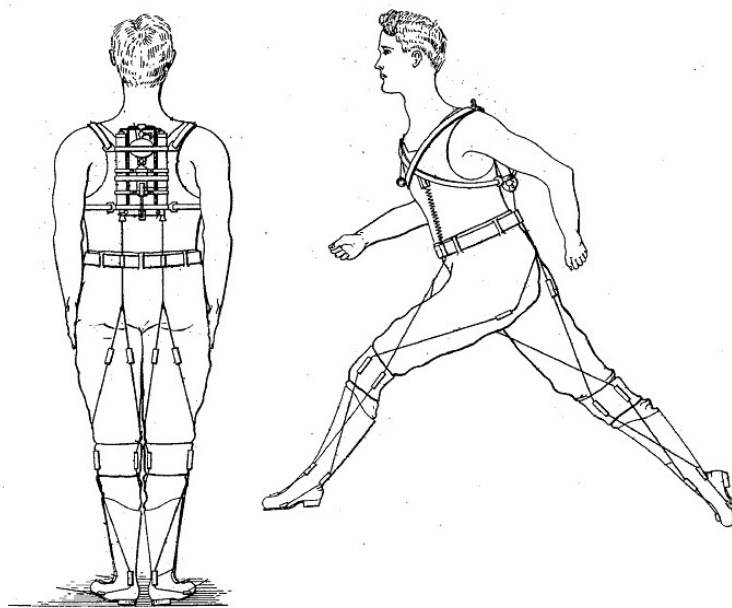


Figura 1.3: Pedomotor, invenção de Leslie C. Kelley em 1917 (KELLEY, 1919)

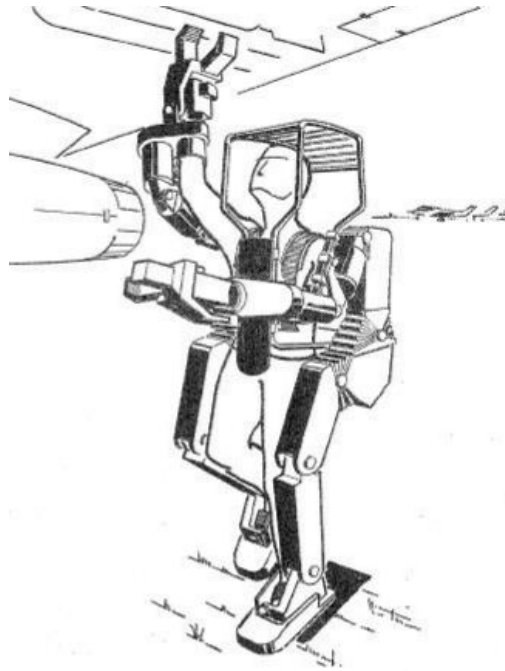


Figura 1.4: Handiman, projetado por Ralph S. Mosher (MOSHER, 1967)

Esse projeto tinha algumas limitações, tais como o volume que ocupava e sua massa elevada, características que tornaram impraticável seu uso pelas forças armadas. Tais características eram comuns a exoesqueletos da época, devido à limitada tecnologia então disponível em termos de sensores, motores, atuadores hidráulicos, entre outros componentes (YASUTOMI; MIRANDA, 2011).

O avanço tecnológico, entretanto, permitiu que os exoesqueletos projetados a partir de meados dos anos 90 fossem menos volumosos, e portanto mais práticos. Hoje, o principal objetivo dessas estruturas é tratar pacientes com problemas decorrentes de deformidades congênitas e auxiliar no processo de reabilitação de vítimas de lesões medulares e de pessoas acometidas de enfermidades como a poliomielite. Na próxima seção será feita uma análise mais detalhada das funções e aplicações de exoesqueletos.

1.3. Funções e Aplicações

Como visto anteriormente, em um primeiro momento o escopo do desenvolvimento de exoesqueletos era essencialmente militar, visando fazer com que os soldados atingissem maiores velocidades, realizassem saltos mais altos e suportassem carregar cargas maiores; assim eles teriam vantagens estratégicas em combate, podendo transportar mais suprimentos e até suportar armaduras maiores. Apesar de esse ser ainda um dos objetivos, mudou-se o foco das pesquisas nas últimas décadas para o projeto de estruturas com aplicabilidade no ramo da saúde. Essa mudança de foco se deu, entre outros motivos, pelo aumento de pacientes vitimados por lesões que lhes restringem os movimentos e também pelo aumento da expectativa de vida. A primeira faz

com que mais pessoas recorram aos processos reabilitativos em busca de ao menos atingir um grau mínimo de independência no dia a dia. Para tal finalidade, começou-se a projetar exoesqueletos montados em cadeiras de rodas, com o intuito de auxiliar os pacientes em tratamento de reabilitação. Desse modo, um único fisioterapeuta pode assistir a diversos pacientes ao mesmo tempo em seus exercícios; tais exercícios são repetidos com mais exatidão do que quando induzidos pelo profissional da saúde, pelo fato de serem livres de erro humano. Dependendo do nível de recuperação do paciente, ele pode usar o exoesqueleto também no âmbito doméstico, para realizar suas atividades cotidianas. A segunda, fez com que aumentasse o número de indivíduos idosos que têm necessidade de um acompanhante, como uma enfermeira, no dia a dia. Tanto o idoso pode usar um exoesqueleto para auxiliar seus movimentos, quanto a enfermeira, uma vez que, usando uma estrutura auxiliar, seria capaz de carregar pacientes maiores sem fazer muito esforço.

1.4. Visão geral do projeto

Este trabalho de Conclusão de Curso é um dos trabalhos integrados a um projeto mestre conduzido no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Será feita, então, uma breve descrição do projeto e será situada a presente monografia neste contexto, explicitando os objetivos.

1.5. Projeto Mestre

A terapia de reabilitação assistida auxiliada por exoesqueleto apresenta resultados satisfatórios. Pode-se fazer tal afirmação, porque o uso de exoesqueletos permite medir de forma objetiva as forças e os movimentos, que são informações chave na avaliação evolutiva dos pacientes (YASUTOMI; MIRANDA, 2011). Há limitações, entretanto, relativas aos mecanismos de controle motor, que devem ser conhecidos com maior propriedade, antes que grandes avanços nesse ramo sejam feitos.

O projeto de pesquisa Estudo do Controle Motor do Membro Superior (FORNER-CORDERO, 2010) tem foco nos estudos neuromotores auxiliados por exoesqueleto, buscando compreender os mecanismos de controle motor humano em conjunto com um exoesqueleto robótico para, no futuro, auxiliar a reabilitação de pacientes afetados por enfermidades neuromotoras.

1.6. Contextualização e Objetivos

Para que a energia e os movimentos impostos pelo exoesqueleto sejam transmitidos ao paciente, é necessário que haja contato físico entre as partes. Sendo assim, um dos problemas enfrentados ao projetar uma estrutura desse tipo é definir como será a fixação entre os componentes mecânicos e o corpo. Propostas de como realizar essa fixação serão introduzidas mais adiante, na seção 3.5. O objetivo desse trabalho é fazer um modelo simplificado da interação braço-exoesqueleto utilizando o software MSC Adams/View, propor diferentes tipos de fixação e executar simulações computacionais, impondo determinados movimentos para estudar o comportamento do conjunto e avaliar vantagens e desvantagens de cada tipo de fixação.

1.6.1 Critérios

Os critérios que serão levados em consideração para escolha do melhor modelo de fixação são os seguintes:

- a) Seguimento
- b) Segurança
- c) Conforto

O seguimento diz respeito à transmissão do movimento imposto pelo exoesqueleto ao antebraço. Idealmente, o antebraço segue o movimento imposto externamente sem grandes desvios ou atrasos.

Apesar de buscar um exoesqueleto que proporcione um seguimento satisfatório, não se pode deixar de lado a segurança do dispositivo. Isto é, se as velocidades transmitidas forem exageradamente altas, pode-se causar a destruição do tecido do membro em contato com a fixação. Tal efeito é bem explorado em (VAN SCHIE, 2005).

É outrossim importante levar em consideração o conforto do usuário. Fazendo testes em membros da equipe do laboratório, observou-se que transmitir grandes acelerações ao paciente, por exemplo, seria um fator de exclusão do tipo de fixação considerado, uma vez que os esforços transmitidos e as oscilações são grandes o suficiente para causar desconforto e dores.

O conforto emocional também deve ser levado em conta, ou seja, se o movimento realizado for demasiadamente lento, o paciente pode se sentir mal e desestimulado a seguir utilizando o exoesqueleto em seu dia a dia.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Nas próximas subseções, serão primeiramente ilustrados exemplos de exoesqueletos categorizados em estruturas para membros inferiores, corpo inteiro ou membros superiores.

Em seguida, uma descrição de como deve ser escolhido do modelo de estrutura, entre unilateral ou bilateral.

Será, então, realizado um detalhamento no que diz respeito à escolha da área de interação entre o corpo e o exoesqueleto, com base na teoria de aplicação de cargas em seres humanos.

Finalmente, uma será feita uma breve discussão do estado da arte no estudo das fixações.

2.1. Membros Inferiores

Atualmente, empresas como a Berkeley ExoWorks comercializam exoesqueletos pré-fabricados para atender a diferentes tipos de demanda. Para pacientes com paralisia dos membros inferiores, por exemplo, o robô chamado Ekso Bionics (Figura 2.1) que, segundo divulgação da empresa, pode ser vestido em cinco minutos e sua bateria tem autonomia de duas horas. Ele usa uma combinação de motores e sensores e permite o usuário a ficar em pé e andar sozinho.

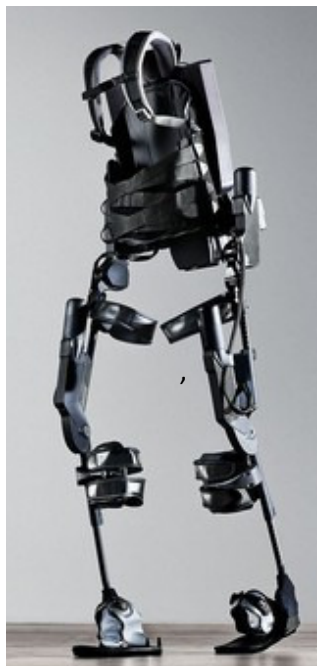


Figura 2.1: Ekso Bionics, exoesqueleto à venda para pacientes com membros inferiores paralisados. (Ekso Bionics website)

Há também outros modelos de exoesqueleto, como o ExoHiker (Figura 2.2), que é também para os membros inferiores, mas é usado por pacientes saudáveis quando devem transportar grandes cargas por longas distâncias. Seu uso é majoritariamente militar.



Figura 2.2: ExoHiker, exoesqueleto que potencializa capacidades humanas. (Berkeley Bionics Team)

Outra empresa de destaque nesse ramo é a Rex Bionics, que tem como público alvo veteranos de guerra com lesão medular. Com seu dispositivo chamado Rex Rehab (Figura 2.3), pacientes em cadeira de rodas podem se levantar, andar e subir escadas. Ele tem 38kg, mas essa massa não é transmitida ao paciente



Figura 2.3: Rex Rehab, exoesqueleto que permite que cadeirantes se levantem, andem e subam escadas.
(Rex Bionics website)

Ainda citando exoesqueletos projetados para membros inferiores, pode-se mencionar a conhecida linha ReWalk (Figura 2.4), da Argo Medical Technologies. São estruturas largamente divulgadas em meios midiáticos, que também auxiliam sujeitos vitimados de paraplegia a se levantar, andar e subir escadas, detectando os movimentos do paciente e os amplificando através de um controle montado no pulso do usuário.



Figura 2.4: ReWalk, conhecido exoesqueleto que também auxilia cadeirantes a se levantar, andar e subir escadas. (Argo Medical Technologies website)

2.2. Corpo Inteiro

Há diversos exemplos de exoesqueletos de corpo inteiro. Pode-se citar o projeto HAL 5 (Hybrid Assistive Limb, Figura 2.5), desenvolvido pelo professor da Universidade de Tsukuba, no Japão, Yoshiyuki Sankai, e comercializado pela Cyberdyne Inc. O projeto visa atender às necessidades de idosos ou deficientes físicos para que possam realizar suas atividades diárias com maior independência. Ele permite que seu usuário levante uma carga 10 vezes maior do que a capacidade que ele teria sem auxílio e tem autonomia de duas horas, graças a suas baterias. Pequenos motores DC acoplados às articulações dos ombros, cotovelos, quadril e joelhos lhe conferem sua mobilidade (SANKAI, 2006), sendo ativados por sinais EMG e padrões armazenados de movimento (YASUTOMI; MIRANDA, 2011).



HAL-5 Type A



HAL-5 Type B

Figura 2.5: Tipos de HAL 5. À esquerda, o sujeito levanta uma carga de 20kg. À direita, carga de 30kg (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)

Outro exemplo de exoesqueleto de corpo inteiro é o Wearable Power Assist Suit (Figura 2.6), desenvolvido por Keijirou Yamamoto, do Kanagawa Institute of Technology, no Japão. Alimentado por baterias de Ni-Cd, acopladas às pernas, possui um potenciômetro em cada articulação e atuadores pneumáticos ligados aos cotovelos, ao quadril e aos joelhos (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005). Esse projeto tinha como objetivo capacitar enfermeiras a levantar pacientes sem que essa atividade as proporcionasse lesões na coluna por esforço excessivo.



Figura 2.6: Wearable Power Assist Suit, exoesqueleto para evitar lesões em enfermeiras (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)

2.3. Membros Superiores

Como exemplo de exoesqueleto para membros superiores, pode-se mencionar o Cable-Actuated Dexterous Exoskeleton for Rehabilitation – CADEN-7, estrutura antropomórfica (Figura 2.7) com sete graus de liberdade, definidos considerando 19 atividades diárias do braço de uma pessoa comum (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007). Segundo seus idealizadores, pode ser utilizado: como instrumento de diagnóstico e de terapia, no campo da fisioterapia; como órtese para potencializar capacidades humanas; como dispositivo háptico no âmbito de simulações em realidade virtual e como dispositivo de comando para teleoperações.

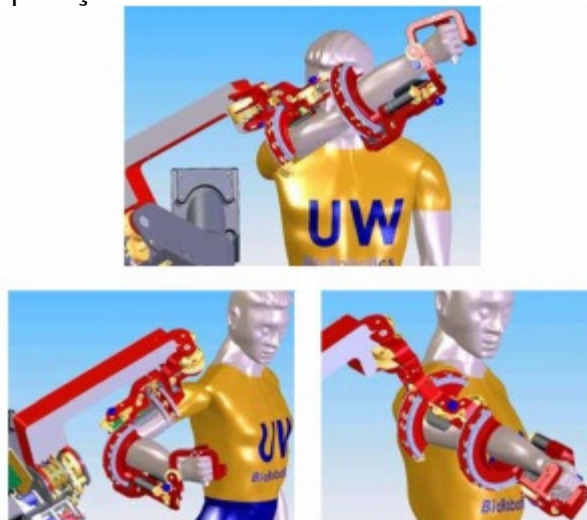


Figura 2.7: CADEN-7 (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007)

Pode-se também citar o projeto de exoesqueleto de braço MUNDUS, com o qual o autor teve a oportunidade de colaborar como estudante convidado pela Technische Universität Wien. O nome MUNDUS é originado pela junção de trechos das palavras MULTimodal Neuroprothesis for Daily Upper limb Support, e é um projeto europeu que une Politecnico di Milano, Technische Universität Berlin, Technische Universität Wien e Technische Hochschule Zürich e algumas empresas privadas no desenvolvimento de uma estrutura ativada voluntariamente pelo usuário. Para realizar o movimento, há uma análise da atividade residual dos músculos e de contrações artificiais geradas por Neuro Muscular Electrical Stimulation (NMES), ou por motores passivos, ativados por comandos decodificados de sinais neurais ou cerebrais. Este exoesqueleto pode ser utilizado tanto por um paciente em pé com por uma estrutura vestida em torno do tronco, quanto por pacientes cadeirantes, uma vez que o dispositivo pode ser montado em uma cadeira de rodas.

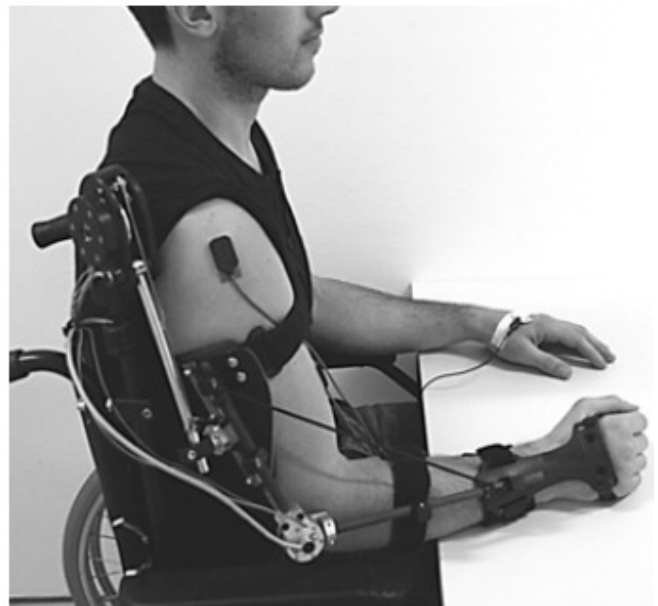


Figura 2.8: MUNDUS (Relatório interno, projeto MUNDUS)

2.4. Estrutura Unilateral vs Estrutura Bilateral

Como se pode notar dos exemplos citados de exoesqueletos atuais, há modelos com estruturas unilaterais, como o exoesqueleto MUNDUS (figura 2.8) e estruturas bilaterais, como o Wearable Power Assist Suit, (figura 2.6). O critério para escolha do tipo de estrutura que o exoesqueleto terá depende do tipo de interface e do ajustamento do sistema ao membro (PONS; MORENO; BRUNETTI; ROCON, 2007). Sistemas unilaterais não devem ser usados se as interfaces não puderem gerar um torque suficiente no plano transversal nos pontos de conexão com as barras laterais. Por outro lado, se tal sistema é capaz de produzir momentos nesse plano, pode-se usar a estrutura unilateral, cujos suportes são rígidos para que haja estabilidade no plano sagital.

Nos casos em que são usadas estruturas bilaterais, o alinhamento é um fator crítico no projeto, uma vez que, caso duas juntas não sejam paralelas, há fricção e esforços indesejados durante o movimento do paciente.

2.5. Aplicação de carga em humanos

Uma discussão a respeito da aplicação de carga é de grande importância, uma vez que o ajuste da fixação no corpo influencia diretamente na rigidez dos elementos envolvidos. (FORNER-CORDERO et al., 2008) Ou seja, quanto mais justa a fixação for conectada ao paciente, apertando o membro em questão, maior a rigidez. Por outro lado, se a conexão for menos apertada, a rigidez apresentada é significativamente menor.

A rigidez, por sua vez, é importante, porque é através dessa propriedade dos tecidos moles que os esforços são transmitidos do exoesqueleto ao corpo humano.

Como a distribuição dos tecidos moles não é constante ao longo do antebraço, tem-se que, se a escolha do ponto de interação entre as partes for inadequada, pode haver problemas, como a fadiga –perda temporária de força e energia, devido a atividade física ou mental intensa – do usuário. Quantificar a fadiga, entretanto, é uma tarefa subjetiva. Um método utilizado por alguns autores é mover uma parte do corpo sistematicamente, estando ela submetida a um esforço, e avalia-se os efeitos da fadiga no movimento realizado (SASAKI; NORITSUGU; TAKAIWA, 2005).

Concernente à aplicação de cargas em seres humanos, há dois principais tópicos a ser abordados:

- A) Tolerância humana à pressão
- B) A caracterização dos tecidos moles.

A) Tolerância humana a pressão

Pressões excessivas aplicadas sobre os membros podem comprometer o projeto do exoesqueleto, uma vez que podem diminuir a segurança do conjunto e também causar desconforto do usuário.

Pode-se dividir a avaliação da pressão em dois aspectos: magnitude, que se relaciona mais à segurança, e distribuição, relacionada ao conforto.

Para garantir a segurança da interação entre robô e homem, é usual evitar pressões acima do nível isquêmico, que é o nível em que a circulação de sangue nos vasos sanguíneos é comprometida, colocando o tecido em risco. Esse nível foi estimado em 30mmHg, aproximadamente 4 MPa.

Relacionar a pressão ao conforto é uma tarefa mais complexa, a começar pela definição de conforto, que não é objetiva. Pode-se dizer que conforto é o estado em que o sujeito está relaxado e não sentindo dor, mas não há um modo de quantificar essa propriedade.

Há autores que usam uma combinação de pico de pressão, gradiente de pressão e área de contato para quantificar o desconforto (KROUSKOP et al., 1985). Células sensoriais permitem que o tecido passe ao cérebro a informação de onde a pressão está sendo aplicada, então a percepção da pressão é indireta: a pressão deforma o tecido e essa deformação é captada pelos sensores tegumentares.

Na literatura há três parâmetros utilizados para medir a tolerância humana à pressão (GONZÁLEZ et al, 1999; PONS, 2008):

PPT – (Pressure pain threshold), o limiar de dor relativo à pressão, que é definido como o limite de pressão acima do qual o sujeito sente dor. A dor percebida causada pela aplicação local de pressão externa é frequentemente um fator limitante durante atividades do dia a dia, e por isso o PPT deve ser considerado no desenvolvimento do projeto.

MPT – (Maximum pressure tolerance), a tolerância máxima à pressão, definida como a razão entre a força aplicada e a área a ela submetida.

PDT – (Pressure discomfort threshold), o limiar de desconforto relativo à pressão, que é o valor de pressão acima do qual o sujeito tem sensação de desconforto. Esse parâmetro é útil ao se fazer diversas medições em diferentes condições no sujeito, guardando os valores encontrados e as posições testadas, para encontrar a melhor distribuição possível de pressão.

Há basicamente dois modos de aplicar cargas externas em um corpo: pode-se concentrar a carga em uma área reduzida, mas que tenha uma grande tolerância à pressão, ou distribuir a carga na maior área possível, de modo a reduzir a pressão exercida. Visando a prevenção às dores e feridas, usualmente o segundo modo é aquele utilizado. Por outro lado, essa estratégia não garante o conforto (KROUSKOP et al., 1985). Deve haver, entretanto, um valor limite, além do qual é mais interessante concentrar os esforços, em vez de os distribuir. Isso pode ser explicado pelo fato de que, quanto maior a área excitada, mais receptores de tato serão ativados, piorando a sensação de desconforto (GOONETILLEKE; ENG, 1994).

Há grandes diferenças entre os pontos em que os esforços podem ser aplicados, de maneira que nem todas as partes do corpo são adequadas para a aplicação de carga. Algumas recomendações encontradas em (PONS, 2008) são:

- Deve-se permitir uma área livre nas imediações das juntas, de modo a não interferir seu movimento;
- Deve-se evitar aplicar esforços em áreas com proeminências ósseas e em áreas de tendões, uma vez que nessas áreas os ossos favoreceriam a pressão do corpo contra a estrutura robótica, aumentando a probabilidade de que o usuário sofra uma lesão;
- Evitar áreas com vasos e/ou nervos perto da superfície epitelial, diminuindo assim a ocorrência de lesões;
- Evitar áreas altamente irrigadas e enervadas, tais como axilas e virilhas, também para diminuir a possibilidade do usuário sentir dor ou desconforto.

Levando em conta essas considerações, pode-se então listar as principais estruturas a ser protegidas, seja nos membros superiores quanto nos inferiores.

Para membros superiores: (1) área de movimento do cotovelo, (2) epicôndilo medial, (3) epicôndilo lateral, (4) área de movimento do pulso, (5) estiloide radial, (6) estiloide ulnar, (7) túnel de Guyon, (8) Túnel carpal, (9) área de movimento do dedo, (10) área de movimento dos dedos, (11) ponta dos metacarpos. Para membros inferiores: (1) cabeça do perônio, (2) patela, (3) côndilos dos joelhos, (4) tíbia, (5) maléolos, (6) trocânteres, (7) tendão de Aquiles, (8) tendão do quadríceps, (9) tendões isquiotibiais, (10) virilha, (11) cavidade poplíteia, (12) área de movimento do quadril, (13) área de movimento dos joelhos, (14) área de movimento dos tornozelos.

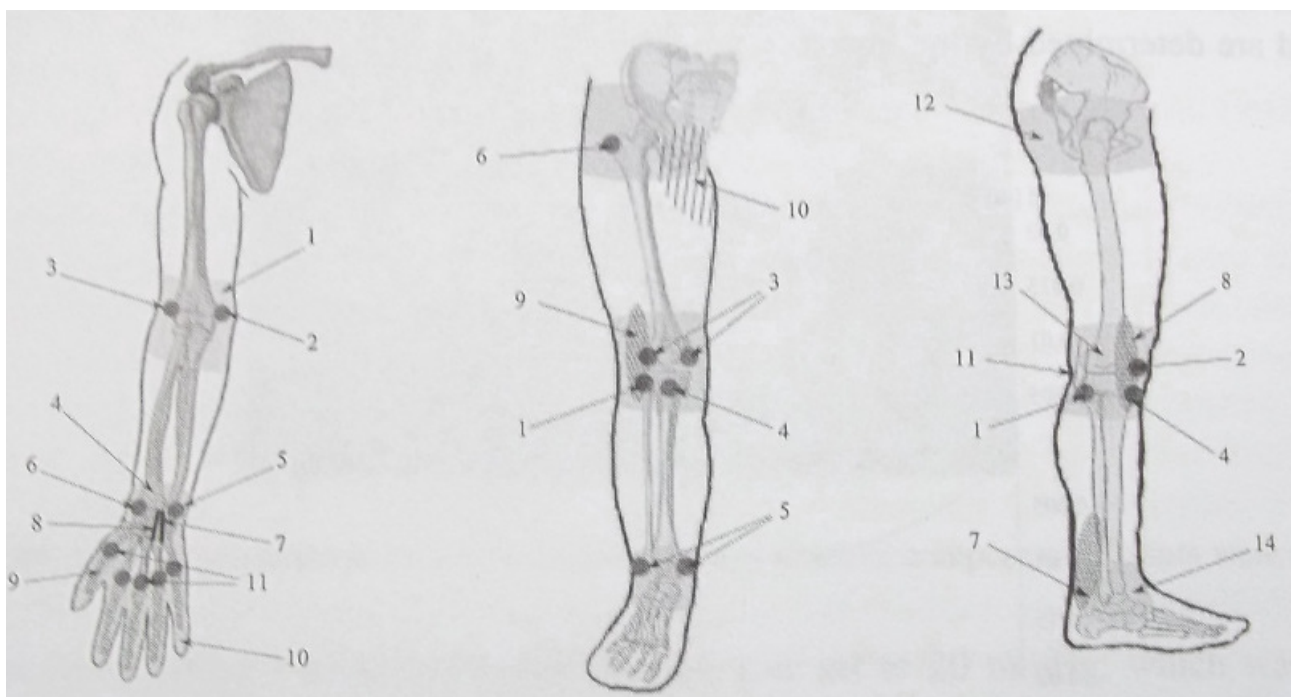


Figura 2.9: Áreas a evitar nos membros superiores (à esquerda) e nos membros inferiores (à direita) (PONS, 2008, capítulo 5).

B) A caracterização dos tecidos moles

Como mencionado anteriormente, os esforços são transmitidos da estrutura do exoesqueleto ao corpo humano através dos tecidos moles. A rigidez entre tais elementos, portanto, é de extrema importância para o estudo da interação entre as partes. As estruturas anatômicas envolvidas são basicamente: pele, gordura, músculos, ligamentos, vasos sanguíneos, nervos e tendões. Esses elementos são praticamente tecidos incompressíveis, não-homogêneos, anisotrópicos, não lineares e viscoelásticos, quando sujeitos a deformações consideráveis (MAUREL, 1998)

Seria, então, possível descrever os tecidos como uma combinação de elementos elásticos não lineares e viscoelásticos.

- Elasticidade não linear: se submetidas a tensão axial, as fibras paralelas de colágeno respondem com uma relação esforço-deformação não linear, visivelmente dividida em três regiões. Em um primeiro momento, há um crescimento do módulo da relação entre força e deformação, seguido de uma região com módulo máximo constante e, finalmente, há uma queda do módulo (KWAN; WOO, 1989). A primeira região é explicada pela eliminação das ondulações das fibras de colágeno, normais em tecidos relaxados. A segunda região se deve à resistência apresentada pelas fibras, tanto que seu máximo ocorre quando há aplicação de tensão. A região final apresenta queda do módulo por conta do rompimento dos tecidos, devido à tensão longamente aplicada.

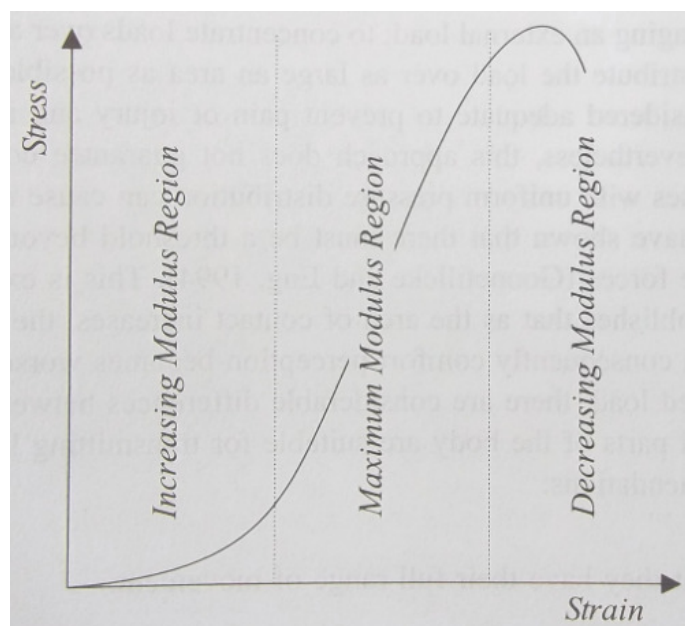


Figura 2.10: Força vs. Deformação (PONS,2008, capítulo 5)

- Viscoelasticidade: viscosidade é a propriedade física que caracteriza a resistência de um fluido ao escoamento, a uma dada temperatura. Elasticidade, por sua vez, é a propriedade física de um material se deformar imediatamente, ao ser submetido a uma força, e retornar a seu estado inicial, quando deixar de ser submetido à força. Os tecidos moles apresentam características dos dois tipos, e por isso podem ser definidos viscoelásticos.

Há diversos modos possíveis de modelar os tecidos moles. Eles podem ser divididos em modelos uniaxiais e multidimensionais, que são mais complexos e, além disso, podem ser divididos novamente em modelos elásticos e viscoelásticos (MAUREL, 1998). Em seguida, são ilustrados alguns modelos uniaxiais:

-Modelos elásticos: estes modelos consistem em relações uniaxiais entre a tensão de Lagrange, T , que é a força dividida pela área original da secção transversal, $T = F/A_0$, e a tensão infinitesimal, $\epsilon = (L-L_0)/L_0$, ou a taxa de extensão, $\lambda = 1 + \epsilon$.

-Modelos viscoelásticos: o comportamento viscoelástico pode ser representado por um número infinito de elementos de Maxwell em paralelo, uma vez que o comportamento observado apresenta características de rigidez e amortecimento (RACK, 1965). O elemento de Maxwell é uma conexão em série de uma mola (k) e de um amortecedor (B).

A equação para um elemento de Maxwell é

$$k(t) = k_i \cdot e^{-t/\lambda_i} \quad (2.1)$$

onde $\lambda_i = B_i / k_i$. Entretanto, há uma deformação que não pode ser descrita por Maxwell: se a força é aplicada longamente, a taxa de alongamento do material diminui. Para considerar também esse fator, é necessário introduzir elementos de Voigt, cuja equação é

$$J(t) = J_i \cdot e^{-t/\lambda_i} \quad (2.1)$$

onde $J_i = 1/k_i$.

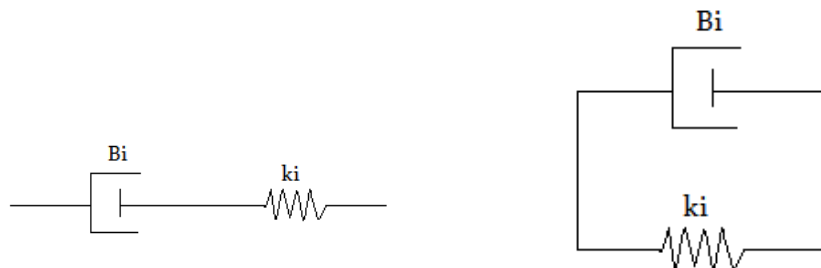


Figura 2.11: Elemento de Maxwell (à esquerda) e elemento de Voigt (à direita)

Esses modelos são largamente utilizados em diversos ramos da medicina e, como no projeto de exoesqueletos é interessante saber a relação entre os esforços aplicados e a deformação dos tecidos, é importante os levar em consideração na fase de desenvolvimento de projetos (PONS, 2008). Todavia, muitas simplificações são feitas, já que para se chegar a um modelo mais detalhado, são necessários dados muito particulares de cada aplicação.

Características que devem sempre estar presentes na fixação de exoesqueletos, independentes de particularidades de aplicações específicas, são (ROCON et al, 2005).

-Deve-se garantir o posicionamento correto do exoesqueleto, o que evita desalinhamentos entre o usuário e a estrutura robótica, o que poderia gerar forças de

cisalhamento. Para que se garanta que o posicionamento será correto, cada fixação deve ter diversos pontos de contato na ligação.

- Deve-se maximizar a transmissão de forças, ou seja, a fixação deve aumentar a rigidez do contato entre os atores. Rigidez baixa reduz a eficiência da transmissão de esforços. Para se evitar essa perda de eficiência, a impedância do contato deve ser aumentada. Para tal, pode-se ajustar a fixação de modo que comprima levemente o tecido mole em questão, porque a rigidez dos tecidos aumenta, se acessórios justos são utilizados.

- A fixação deve ser confortável e fácil de ser usada, evita-se, assim, forças indesejadas, já que se pode controlar a distribuição de pressão e os pontos de aplicação. A facilidade em vestir e ajustar a fixação significa maior comodidade do usuário.

A faixa de valores que será utilizada nos experimentos do presente trabalho está contida na segunda região do gráfico apresentado na Figura 2.10, que é comportamento de uma mola, respeitando as leis de Hooke. Esse comportamento será explorado na seção 3.3.

2.6. Estado da Arte

Para definir os materiais usados nas fixações entre o sujeito e o exoesqueleto, já foram realizados ensaios com braçadeiras infláveis, similares aos esfigmomanômetros existentes no mercado – o que se mostrou uma opção não adequada para fixação no pulso, devido às pobres características de amortecimento –, com fixações realizadas em madeira ranhurada e em gesso de rápida fixação. Um problema comum a essas tentativas é que as dimensões são muito variáveis entre um sujeito e outro, portanto não se poderia fabricar um produto de dimensões ditas universais (MITTER, 1968). Hoje em dia são utilizados materiais termoplásticos para fabricar essas peças. Com esse tipo de material, obtém-se um suporte que se adapta à morfologia do braço de cada usuário (ROCON et al., 2007).

Já as posições das fixações não são pré-estabelecidas, porque diferentes posições acarretam diferentes respostas. Portanto não há um modo de fixação que seja válido para todos os testes; ela deve ser ajustada de acordo com o ensaio que se deseja realizar. (MITTER, 1968). Há estudos anteriores que afirmam que, no que diz respeito ao conforto, influenciam material e forma da fixação, mas a posição é irrelevante, pois o antebraço reage da mesma forma, quando fixado em diferentes pontos (ROCON et al, 2005). Entretanto, como visto na seção anterior, deve-se respeitar as limitações do corpo na resistência à aplicação de pressão.

Fixando o antebraço pelo pulso e o braço logo abaixo do tríceps, Jarrasé e Morel fizeram diversos cálculos com relação aos graus de liberdade que devem ser deixados livres na estrutura do exoesqueleto, para evitar hiperestaticidades inconvenientes (JARRASÉ; MOREL, 2012).

Há também um modelo computacional para estimar o movimento relativo entre o osso e marcadores sobre a pele (BENOIT et al., 2011), cujos os resultados obtidos foram gerados a partir de ensaios com forças de baixa intensidade.

Não foram encontrados, entretanto, registros de estudos realizados com auxílio computacional que avaliem a diferentes tipo de fixação para a transmissão de movimentos impostos pelo exoesqueleto ao membro e seu comportamento.

3. MÉTODOS

3.1. Modelo Mecânico

O modelo a ser considerado terá apenas um grau de liberdade, relativo à articulação entre úmero e ulna, o cotovelo, que permite movimento de flexo-extensão do antebraço. Será considerado um esquema de fixação entre exoesqueleto e antebraço composto por uma faixa, e com uma camada de um material intermediário, EVA – Espuma Vinílica Acetinada. Desse modo pode-se estudar as forças envolvidas no sistema e entender melhor a complexidade do problema.

Nas superfícies de contato, tem-se campos de força distribuídos por toda a extensão da conexão. Para realizar a modelagem, pode-se substituir, sem perdas significativas, o campo de forças por uma força resultante aplicada no centro de massa do corpo em questão.

3.1.1 Modelo com uma faixa

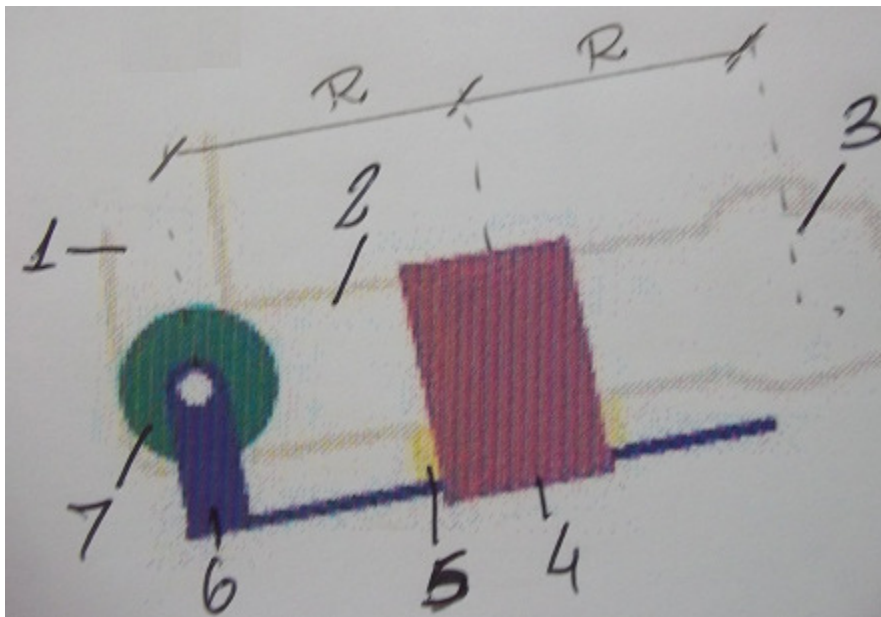


Figura 3.1: Modelo esquemático da conexão antebraço-exoesqueleto – fixação por uma faixa

Na Figura 3.1, tem-se: (1) braço, (2) antebraço, (3) mão, (4) faixa, (5) camada de EVA, (6) exoesqueleto e (7) motor elétrico.

Pode-se, então, chegar a um modelo como o ilustrado nas Figuras 3.2, 3.3 e 3.4:

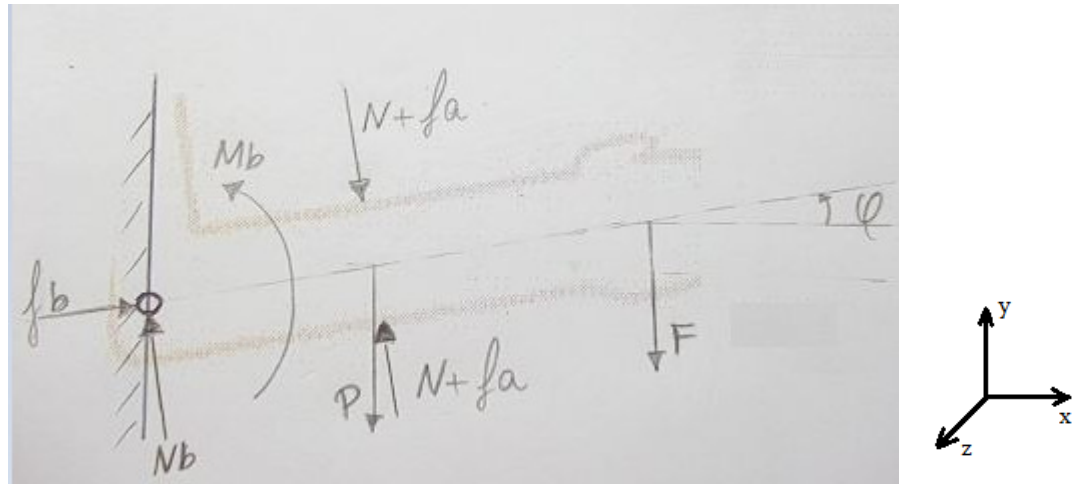


Figura 3.2: Esforços no antebraço – uma faixa

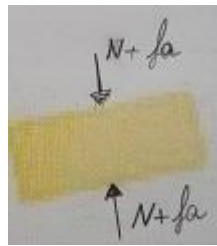


Figura 3.3: Esforços no EVA – uma faixa

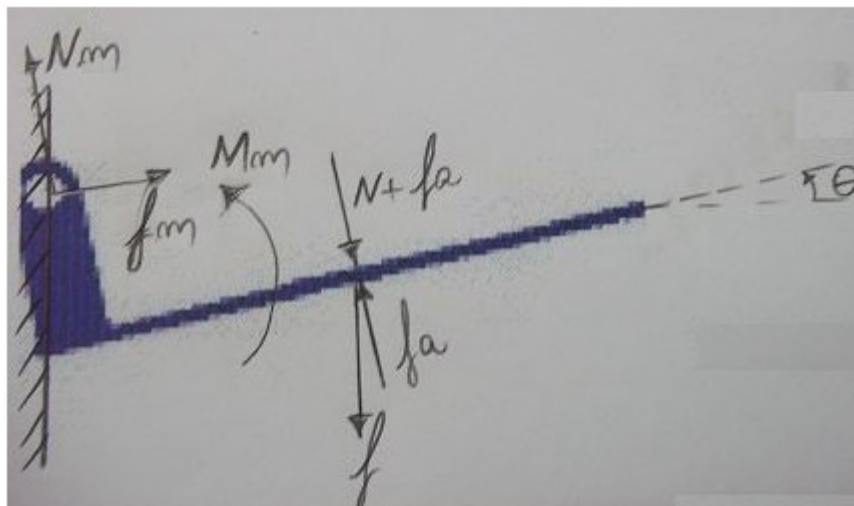


Figura 3.4: Esforços no exoesqueleto – uma faixa

De onde se pode obter as seguintes equações:

$$f_m = f \cdot \sin\theta \quad (3.1)$$

$$N_m = N + f \cdot \cos\theta \quad (3.2)$$

$$M_m = (f \cdot \cos\theta + N) \cdot R \quad (3.3)$$

Onde f_m , N_m e M_m são os esforços aplicados pelo exoesqueleto na junta, θ é o ângulo de rotação imposto pela estrutura robótica e f é seu peso, N é a reação normal entre as superfícies em contato e f_a é a compressão inicial da espuma – EVA.

$$f_b = (P+F) \cdot \sin\varphi \quad (3.4)$$

$$N_b + N = (P+F) \cdot \cos\varphi \quad (3.5)$$

$$M_b + N \cdot R = (P \cdot R + F \cdot 2 \cdot R) \cdot \cos\varphi \quad (3.6)$$

Onde f_b , N_b e M_b são os esforços gerados pelos músculos do braço atuando no antebraço, P é o peso do antebraço, F é o peso da mão e φ é o ângulo que o antebraço forma com a horizontal, não necessariamente igual a θ , devido à propriedade de flexibilidade dos tecidos moles e do EVA presente na fixação.

Antes de avaliar o comportamento da espuma, deve-se recordar o conceito do módulo de Young. Medido em Pascal, sua fórmula é dada pela equação 3.7.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} \quad (3.7)$$

Tem-se a tensão aplicada σ (Pa), a deformação elástica longitudinal ε (adimensional) do corpo de prova, a força aplicada F , a seção transversal A_0 , onde a força é aplicada, o comprimento inicial L_0 do corpo, e a mudança de comprimento ΔL , decorrente da aplicação de F . Pode-se ilustrar essas variáveis com a figura 3.5:

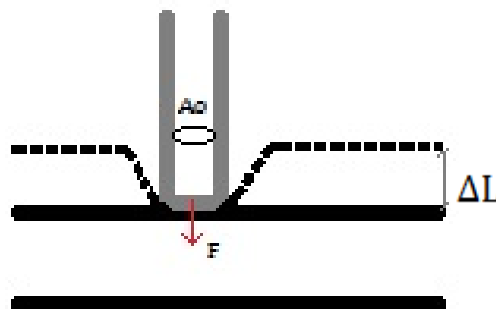


Figura 3.5: Ferramenta aplicando força F em material, que se deforma.

Comportamento semelhante será apresentado pelo material entre a fixação e o antebraço, dependendo dos valores de φ e θ , como apresentado nas Figuras 3.6, 3.7 e 3.8:



Figura 3.6: Caso em que $\phi = \theta$

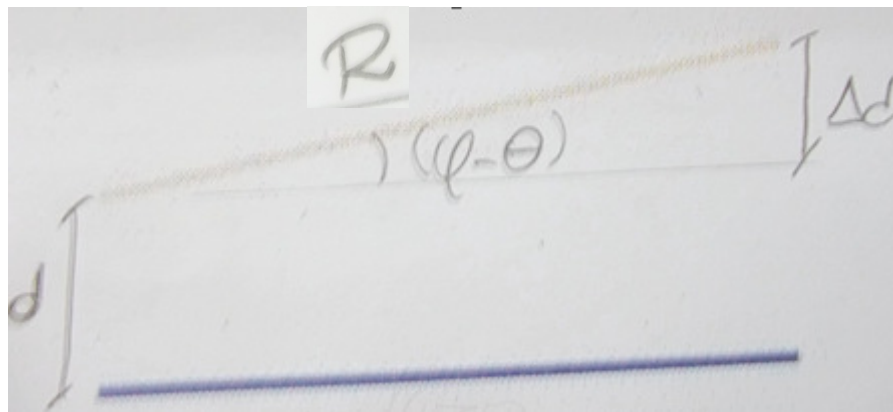


Figura 3.7: Caso em que $\phi > \theta$

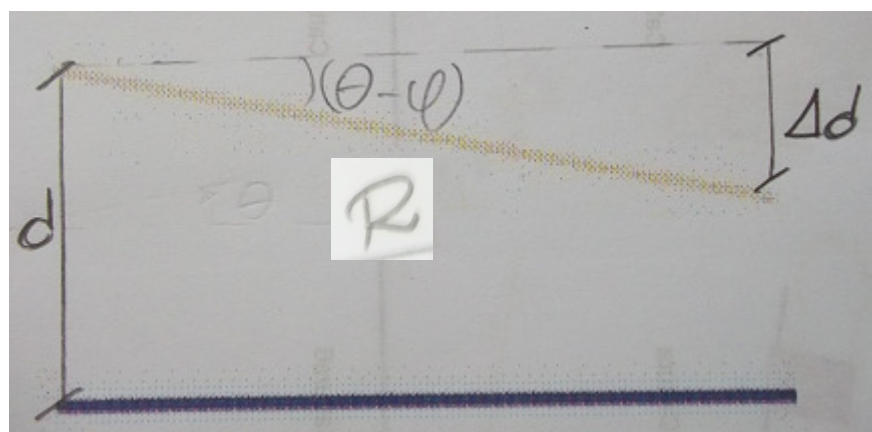


Figura 3.8: Caso em que $\phi < \theta$

Supondo que os ângulos são suficientemente pequenos, pode-se aproximar o arco descrito pela definição, exibida na fórmula 3.8. Esse arco aparece quando ϕ e θ tiverem

valores diferentes, o que é esperado, devido à natureza flexível dos componentes em questão.

$$R(\varphi - \theta) = \Delta d \quad (3.8)$$

Usando a fórmula 3.7 para reescrever 3.8, tem-se:

$$\Delta d = \frac{d}{E A_0} (N + f) \quad (3.9)$$

Onde d é a distância entre o exoesqueleto e o centro de rotação da junta do cotovelo, considerada constante, Δd é a diferença entre d e a distância entre o eixo do osso e o eixo do exoesqueleto, presente quando há disparidade entre φ e θ , e A_0 é a área da estrutura em EVA.

Das variáveis apresentadas, tem-se que:

- θ é conhecido, pois é o parâmetro de entrada;
- P e f são pesos que podem ser medidos;
- R e d são distâncias, também facilmente medidas;
- E é o módulo de Young do material EVA, encontrado na literatura;
- A_0 , dimensão conhecida do elemento em EVA;
- N pode ser encontrado, através do uso de um dinamômetro e
- f_a , compressão inicial da espuma, pode ser medida de diferentes modos. Um deles é atrelando um dinamômetro à faixa de fixação, para medir o esforço aplicado no momento do aperto da cinta ao corpo. Outro modo seria medir a deformação na espuma e, através da equação 3.7, calculamos a força F envolvida.

Pode-se, então, calcular f_m , N_m , M_m e Δd através das equações 3.1, 3.2, 3.3 e 3.8, respectivamente. Em seguida pode-se calcular φ , utilizando a equação 3.9. Obtido o valor de φ , calcula-se os valores de f_b , N_b , e M_b utilizando as equações 3.4, 3.5 e 3.6. Dessa forma, tem-se os valores de todas as variáveis envolvidas.

3.1.2. Modelo com duas faixas

Para formular o problema imaginando que duas faixas serão usadas na fixação do exoesqueleto ao corpo, como ilustrado pela Figura 3.9, pode-se tomar como base muitas das passagens utilizadas na seção anterior, 3.1.1.

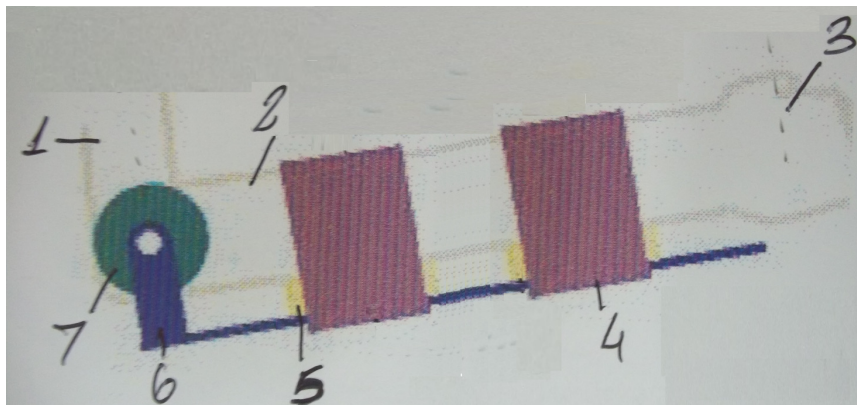


Figura 3.9: Modelo esquemático da conexão antebraço-exoesqueleto – fixação por duas faixas

Outra vez, tem-se: (1) braço, (2) antebraço, (3) mão, (4) faixa, (5) camada de EVA, (6) exoesqueleto e (7) motor elétrico.

Neste caso, o modelo tem os esforços ilustrados nas figuras 3.10, 3.11 e 3.12:

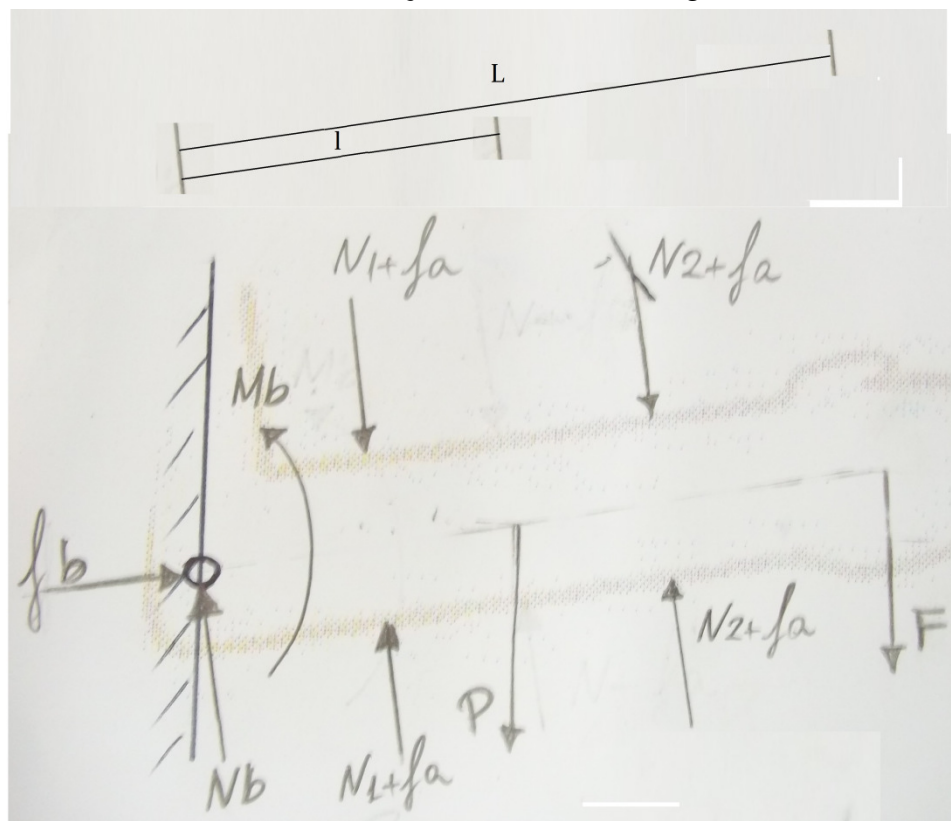


Figura 3.10: Esforços no antebraço – duas faixas

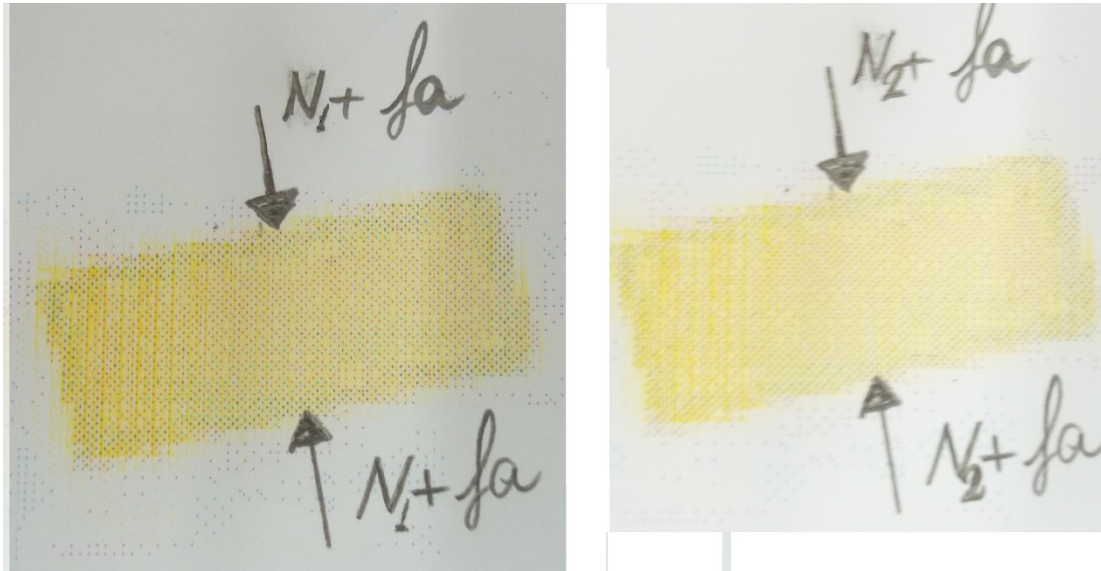


Figura 3.11: Esforços no EVA – duas faixas

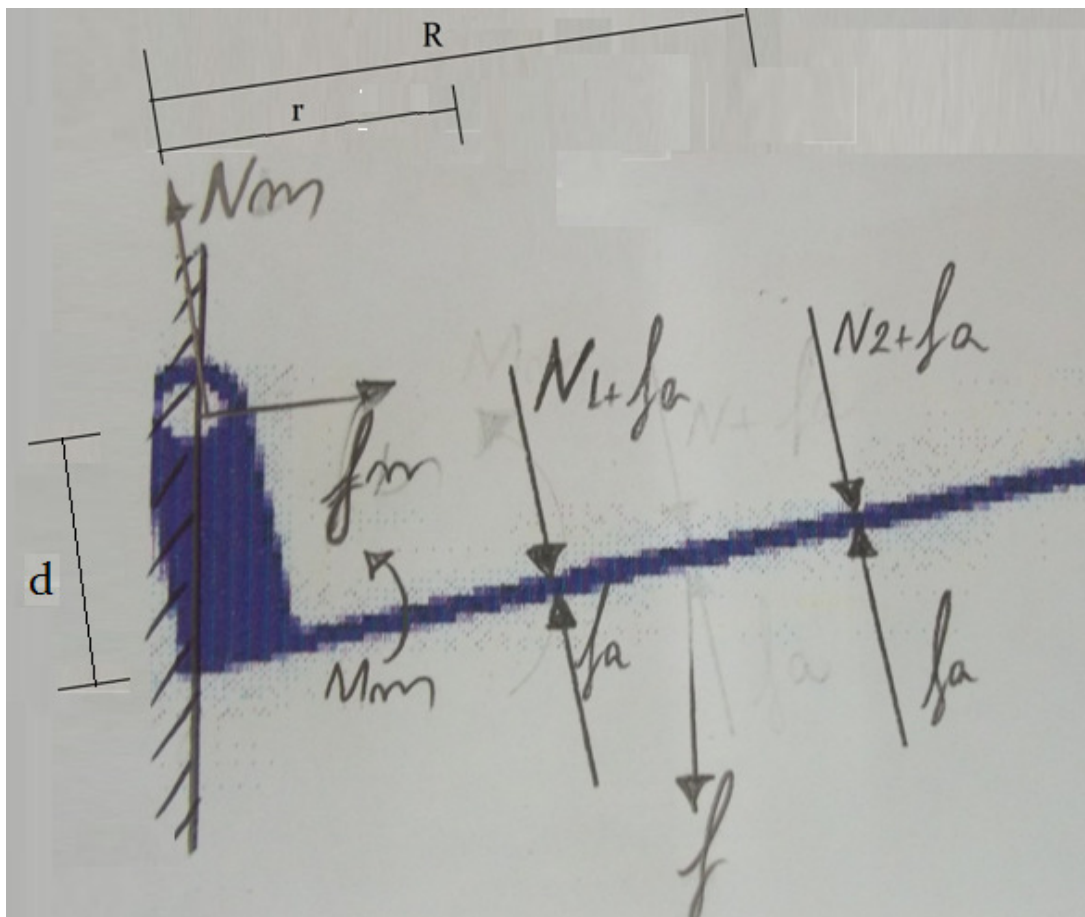


Figura 3.12: Esforços no exoesqueleto – duas faixas

E as equações obtidas seriam também similares às obtidas na seção 3.1.1:

$$f_m = f \cdot \sin\theta \quad (3.10)$$

$$N_m = N_1 + N_2 + f \cdot \cos\theta \quad (3.11)$$

$$M_m = N_1 \cdot r + N_2 \cdot R + f \cdot (\cos\theta \cdot R/2 + d \cdot \sin\theta) \quad (3.12),$$

onde f_m , N_m e M_m são os esforços aplicados pelo exoesqueleto na junta, θ é o ângulo de rotação imposto pela estrutura robótica e f é seu peso, N_1 e N_2 são as reações normais entre as superfícies em contato e f_a é a compressão inicial do material EVA.

$$f_b = (P+F) \cdot \sin\phi \quad (3.13)$$

$$N_b + N_1 + N_2 = (P+F) \cdot \cos\phi \quad (3.14)$$

$$M_b + N_1 \cdot r + N_2 \cdot R = (P \cdot l + F \cdot 2 \cdot L) \cdot \cos\phi \quad (3.15)$$

Onde f_b , N_b e M_b são os esforços gerados pelos músculos do braço atuando no antebraço, P é o peso do antebraço, F é o peso da mão e ϕ é o ângulo que o antebraço forma com a horizontal, tampouco neste caso necessariamente igual a θ , devido à propriedade de flexibilidade dos tecidos moles e do EVA presente na fixação.

O comportamento apresentado pelo material entre a fixação e o antebraço continua dependendo dos valores de ϕ e θ , mas haverá dois valores de Δd , pois o trecho em observação é diferente daquele observado em 3.1.1. Há, também neste caso, três possíveis cenários, apresentados nas figuras 3.13, 3.14 e 3.15:

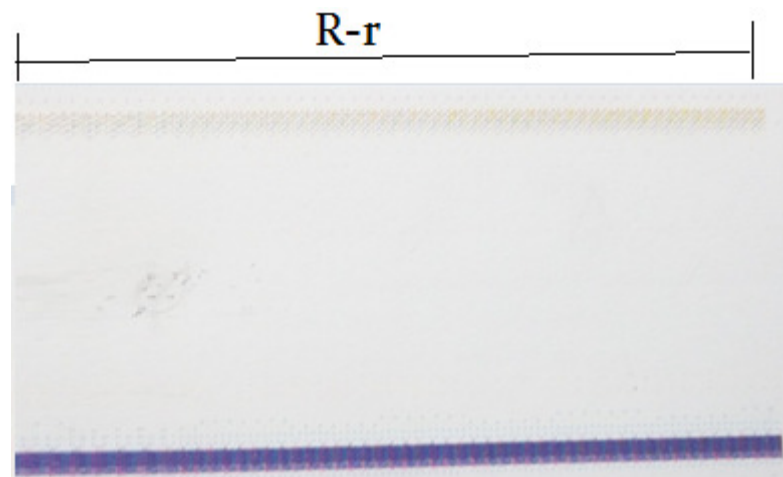
Figura 3.13: Caso em que $\phi = \theta$



Figura 3.14: Figura 3.15: Caso em que $\phi > \theta$



Figura 3.15: Caso em que $\phi < \theta$

E nesse caso, também considerando ϕ e θ suficientemente pequenos, tem-se:

$$(R-r) \cdot (\phi - \theta) = \Delta l_1 - \Delta l_2 \quad (3.16)$$

Usando a fórmula 3.7, pode-se chegar em:

$$\Delta l_1 = \frac{l_1}{E \cdot A_0} (N_1 + f_a) \quad (3.17)$$

e

$$\Delta l_2 = \frac{l_2}{E \cdot A_0} (N_2 + f_a) \quad (3.18)$$

E com as mesmas técnicas utilizadas ao final da seção 3.1.1., pode-se chegar também aos valores de todas as variáveis apresentadas nas equações aqui descritas.

3.2. Considerações da Anatomia

Para elaborar o modelo em MSC Adams/View, é importante ter noções de como é a anatomia do braço, para se entender aquilo que se deve modelar. Serão usadas ilustrações do clássico livro Gray's Anatomy, de 1858, para compreensão da estrutura que se quer representar.

Observando as Figuras 3.16 e 3.17, pode-se ter uma noção de como é essa estrutura. Especificamente na Figura 3.17 é possível identificar um anel externo, cinza, que representa a pele, os tecidos moles – principalmente músculos e gordura –, que ocupam a maior área da figura, representados em cor salmão e as seções em cinza escuro, representando os ossos, ulna e rádio, que conferem a maior parte da rigidez do membro.

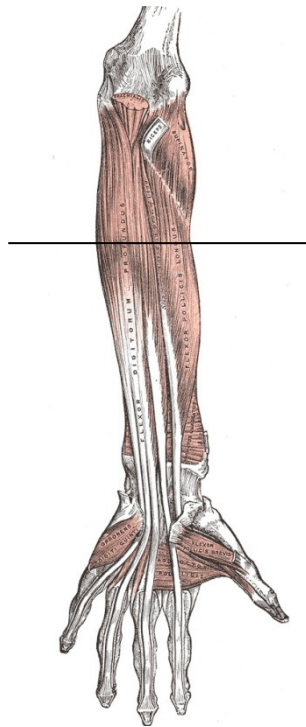


Figura 3.16: Antebraço visto de cima
(Gray, 1918)

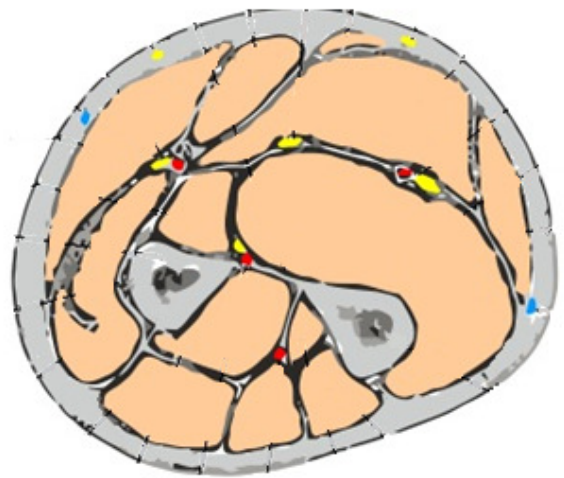


Figura 3.17: Seção transversal do antebraço
(Gray, 1918)

3.2.1 Hipóteses sobre a anatomia

Algumas hipóteses devem ser adotadas já de princípio para que se possa desenvolver o modelo simplificado.

A primeira é que os tecidos e materiais de fixação são anisotrópicos, suposição aceita largamente pela literatura (LANIR; FUNG, 1974).

Além disso, deve-se supor que o módulo de Young E do osso é muito maior do que os outros materiais envolvidos, o que é uma hipótese realista.

Manipulando a equação 3.7, pode-se chegar a

$$F = -\frac{EA_0}{L_0} \Delta L = -k \cdot x \quad (3.19),$$

que é a lei de Hooke, que relaciona a força F (N), a rigidez k (N/m) e a deformação x (m) em uma mola. O sinal negativo acompanha x , ou seja, em caso de compressão, x é negativo; em caso contrário, é positivo.

3.3. Antropometria

É conveniente que as medidas do modelo em questão sejam estabelecidas de maneira a abranger o maior número de pessoas. Define-se, então, que se quer englobar sujeitos com estatura entre 1,65m e 1,95m, e massa entre 65kg e 100kg. Com tais especificações, tem-se que o sujeito médio teria 1,80m e 82,5kg. Em posse dessas informações, pode-se encontrar a medida do antebraço – 32,76 cm, segundo o modelo de Drillis e Contini (DRILLIS; CONTINI, 1966), que pode ser encontrado no Anexo B–, e se consegue também determinar sua massa – 1,59kg, seguindo o modelo de Zatsiorsky, Seluyanov e Chugunova (ZATSIORSKY; SELUYANOV; CHUGUNOVA, 1990), ilustrado no Anexo C.

3.4. Opções de abordagem ao problema

Com todas essas considerações, decidiu-se, então, desenvolver o trabalho com as seguintes opções:

Opção A) Definir materiais com diferentes valores de módulo de Young

Opção B) Definir molas com rigidez k dependendo da:

B1) Área de contato definida pelo exoesqueleto

B2) Espessura dos tecidos moles

A) Materiais com Diferentes Módulos de Young

Se a escolha fosse definir o antebraço como um conjunto de materiais de diferentes módulos de Young, poder-se-ia construir um modelo como dois cilindros coaxiais de dimensões e propriedades mecânicas diferentes, como mostrado na Figura 3.18

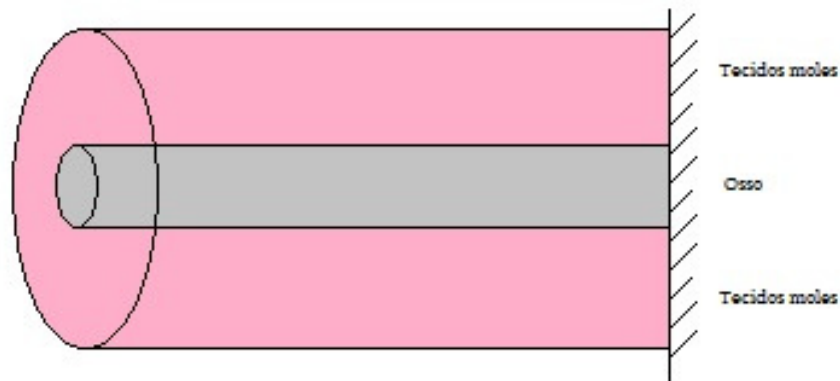


Figura 3.18: Modelo com materiais diferentes.

Em seguida, deveria ser definida a fixação, que aplicaria uma força F no tecido mole, causando deformação ΔL . Fatores que deveriam ser avaliados nesse método de estudo são: a quantidade de pontos de contato entre o exoesqueleto e o antebraço, a área de contato de cada fixação e o comportamento apresentado mediante a diferentes condições iniciais – fixação com ou sem pré-tensão.

B) Molas de rigidez k

Simplificar o sistema fazendo uma representação de corpos conectados através de molas é uma solução interessante, pois o custo computacional seria muito menor do que se fossem feitas simulações seguindo o meio sugerido pela opção A.

Além disso, essa opção é válida porque, como citado na seção 2.5, a região de trabalho está contida na região linear do gráfico apresentado na Figura 2.10 – mesmo comportamento de molas lineares.

No que diz respeito aos esforços envolvidos, como visto na formulação das seções 3.1.1 e 3.1.2, eles são transmitidos do exoesqueleto ao braço por meio da cinta de fixação, passando pelo material espumoso. Quando o momento M_m é positivo, há uma compressão da espuma e dos tecidos moles que atuam sobre as partes rígidas do braço, empurrando-o para cima, em um movimento que busca restituir à espuma sua dimensão original. Quando M_m é negativo, o mesmo processo ocorre, com f_a forçando o movimento do antebraço para baixo. Pode-se então fazer uma comparação com o comportamento de

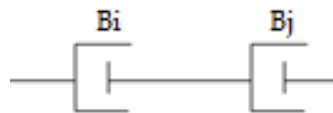
um corpo conectado uma mola que armazena energia – compressão dos materiais moles – e em seguida a restitui, empurrando o corpo conectado para cima ou para baixo, dependendo do sinal de M_m .

Dever-se-ia levar em consideração, também, os fatores de amortecimento envolvidos tanto nos tecidos moles quanto no material espumoso. Uma das maneiras de se obter os coeficientes de amortecimento é explorado por (OSHUMI; NAKANO, 2002), mas tal método requer dados obtidos por ensaios reais para que se possa resolver o problema inverso e encontrar sejam valores tanto desses coeficientes, seja o módulo de Young do material, dados esses que não havia à disposição durante a realização do trabalho.

No entanto, na literatura pode-se encontrar diferentes valores para o coeficiente de amortecimento do EVA. Apesar de diferentes, tais valores são bem próximos, como 0.08 N.s/m (DIKOBÉ, 2009.) e 0.13 N.s/m (FANG et al., 2006). Pode-se considerar, então, cerca de 0.11 N.s/m, como o fator de amortecimento da espuma.

Por outro lado, o fator de amortecimento dos tecidos moles do antebraço não é claramente definido e mais estudos nesse ramo são necessários. Pode-se avaliar a sensibilidade do sistema a essa característica atribuindo valores arbitrários para essa propriedade, assim se pode observar o comportamento do conjunto com diferentes fatores de amortecimento.

O coeficiente de amortecimento equivalente em cada situação pode ser dado pela formulação de associação de amortecedores, ilustrada a seguir.



. Figura 3.19: Amortecedores associados em série

$$B_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{B_i} + \frac{1}{B_j}} \quad (3.20)$$

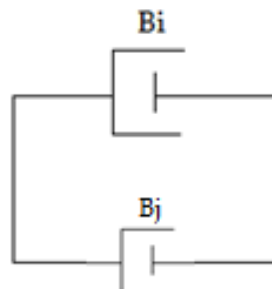


Figura 3.20: Amortecedores associados em paralelo

$$B_{eq} = B_i + B_j \quad (3.21)$$

Em um primeiro momento, serão definidas as molas a ser utilizadas nas simulações, e será considerado somente o fator de amortecimento do EVA.

Em seguida, tendo escolhido uma das fixações, pode-se gerar outras simulações, atribuindo valores ao fator de amortecimento do antebraço, para que seja observada a sensibilidade do sistema a essa propriedade.

Assim sendo, pode-se abordar o problema de diferentes modos:

B.1. Área de contato definida pelo exoesqueleto

Com este método, dever-se-ia variar o comprimento L da faixa de fixação entre o antebraço e o exoesqueleto (Figura 3.21), o que alteraria a área de contato entre as partes, e avaliar seu comportamento. A rigidez da faixa e dos tecidos moles do antebraço seriam representados pela rigidez da mola, que seria definida com base nas propriedades mecânicas de cada componente.

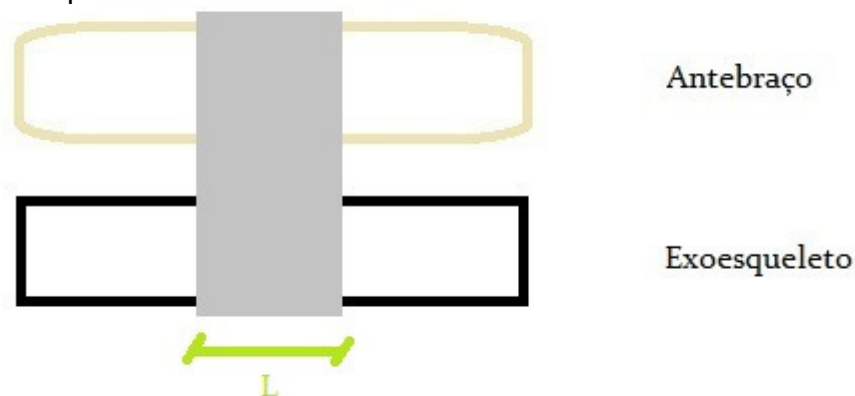


Figura 3.21: Modelo definindo áreas de contato.

B.2. Espessura dos tecidos moles

Se a escolha fosse trabalhar com esse método, a rigidez da mola que representaria os tecidos moles seria definida pela espessura que fosse determinada para o antebraço. Como os tecidos moles seriam já representados pelas propriedades da mola, poder-se-ia considerar a fixação diretamente ligada aos ossos, e o modelo considerado seria como o ilustrado na Figura 3.22.



Figura 3.22: Modelo definindo espessura da camada de tecidos moles.

3.4.1 Escolha do modelo

Com o modelo da opção A, em que se tem diferentes materiais, deve-se entrar no campo das análises de elementos finitos para realizar as simulações, porque haveria materiais flexíveis envolvidos. Por essa razão, o custo computacional seria o mais elevado, dentre as opções consideradas. Como um dos objetivos desse trabalho é avaliar um modelo simplificado, pode-se usar a opção B, usando molas de propriedades convenientes para que não haja um afastamento exagerado da realidade e ainda manter o custo computacional relativamente baixo, se comparado com a opção A.

Na opção B1, deveria ser definida a área de contato entre o membro e o exoesqueleto. Entretanto, o software utilizado não possibilita essa escolha, a área de contato da mola é já pré definida. Desse modo, foi escolhida a opção B2, em que as propriedades da mola representariam os tecidos moles e a fixação.

3.5. Rigidez das molas

A abordagem escolhida para realizar as simulações foi utilizar molas de rigidez conveniente para simplificar o modelo. Deve-se, então, estudar quais são esses valores, porque, como mencionado anteriormente, é interessante que não haja um afastamento exacerbado da realidade se quer gerar gráficos verossimilhantes, que mostrem o comportamento do conjunto ao ter um movimento imposto externamente.

3.5.1. Tecidos moles

Para definir o valor da rigidez da mola que representará os tecidos moles, pode-se basear nos resultados obtidos por Su, Zou e Guo (SU; ZOU; GUO, 2009) ao medir o módulo de Young (E) do conjunto. Tem-se:

$$E_{\text{Fat}} = 22,155 \text{ kPa}$$

$$E_{\text{Muscl}} = 87,192 \text{ kPa}$$

A partir desses valores, pode-se obter a rigidez de cada material através da relação

$$k = \frac{E A_0}{L_0} \quad (3.22)$$

Onde A_0 é a área da ponta da ferramenta utilizada no ensaio de compressão e L_0 é a dimensão testada do corpo. O corpo testado é o antebraço.

Aproximando a seção do antebraço a uma seção circular, tem-se que a dimensão testada é igual ao diâmetro do círculo.

O perímetro do antebraço testado é de 23cm. Sabe-se que o perímetro (p) pode também ser calculado a partir do diâmetro (d), conforme (3.23).

$$p = \pi d \quad (3.23)$$

Como p vale 23cm, obtém-se facilmente o valor de d:

$$d = p/\pi = 7,3 \text{ cm} = 0,073 \text{ m}$$

Portanto, como o diâmetro é a dimensão testada do corpo, $L_0 = d = 0,073\text{m}$

Sabe-se que a área da ferramenta utilizada é $A_0 = 6,7 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$

Usando, então, a equação 3.22, chega-se ao valor de rigidez equivalente k de cada componente

$$k_{\text{Fat}} = 203 \text{ N/m}$$

$$k_{\text{Muscl}} = 800 \text{ N/m}$$

Para se obter a rigidez equivalente, usa-se a fórmula de associação de molas:

Molas em série

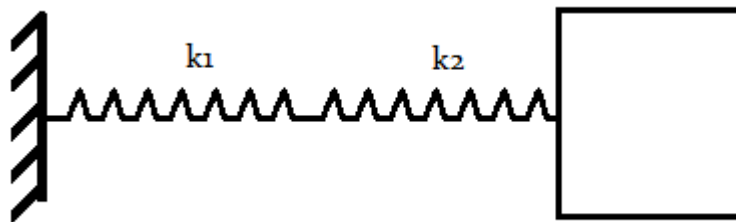


Figura 3.23: Molas em série

$$\frac{1}{k_{eq}} = \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} \quad (3.24)$$

Molas em paralelo

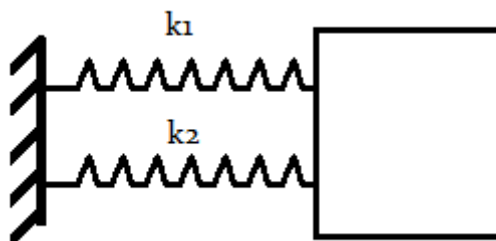


Figura 3.24: Molas em paralelo

$$K_{eq} = k_1 + k_2 \quad (3.25)$$

Os tecidos moles podem ser representados por duas molas em série. Tem-se, então, usando a equação 3.24,

$$K_{\text{Tec}} = 162 \text{ N/m}$$

3.5.2. Fixação

Para representar o conjunto fixação e tecidos no software ADAMS, precisa-se considerar, em série à k_{Tec} encontrada, a rigidez da fixação em si.

Como mencionado anteriormente, a fixação utilizada em nos ensaios tem como principal componente o material EVA. Na pesquisa bibliográfica, foram encontrados diversos valores possíveis para seu módulo de Young, devido a diferenças na composição do material testado. Entretanto, os valores têm geralmente a mesma ordem de grandeza. Alguns valores encontrados foram 25 MPa (SADIKU; CHACKO; VORSTER, 2009). 38 MPa (DIKOBÉ, 2009.), 23 MPa (ZATTER; BIANCHI; ZENI; FERREIRA, 2005) e 40 MPa (HENDERSON, 1993).

Todos esses valores levam a uma rigidez equivalente muito maior do que a rigidez da mola que representa os tecidos moles. Conclui-se, dessa forma, que não é necessário obter o valor exato do módulo de Young; basta saber que a rigidez será maior, a ponto de não influenciar de forma a prejudicar o ensaio. Pode-se considerar, então, um valor médio dos módulos encontrados, e obtém-se:

$$E_{fix} = 31,5 \text{ MPa}$$

As medidas da fixação utilizada são:

$$L_o = 5 \text{ mm} = 5 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

$$A_o = 198 \text{ cm}^2 = 198 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$$

Usado outra vez a equação 3.22, tem-se:

$$k_{Fix} = 125 \text{ M.N/m}$$

3.5.3 Rigidez equivalente

Uma vez obtidos os valores de k_{Tec} e k_{Fix} , chega-se finalmente a uma rigidez equivalente total k_{Eq} , considerando as molas em série. Através da equação 3.24, obtém-se

$$K_{Eq} = 162 \text{ N/m}$$

Ou seja, como previsto na seção anterior, nota-se que, como o valor de K_{Fix} é muitas ordens de magnitude superior ao valor de K_{Tec} , quando associadas as duas molas em série, o valor resultante é praticamente o mesmo de K_{Tec} .

O número de molas usadas em cada simulação diverge de acordo com o modelo considerado. Dessa forma, haverá ainda outra associação de molas em cada situação, de modo a produzir uma rigidez equivalente de 162 N/m.

3.6. Sistema massa-mola-amortecedor

Em todos os modelos que serão propostos na seção 3.7, o sistema considerado será um acoplamento massa-mola-amortecedor. É, portanto, importante fazer o modelo analítico correspondente.

No Anexo C (OLIVEIRA, 2008) há um detalhamento da solução analítica de um sistema de oscilação forçada, semelhante ao problema aqui apresentado.

Tem-se a seguinte aproximação:

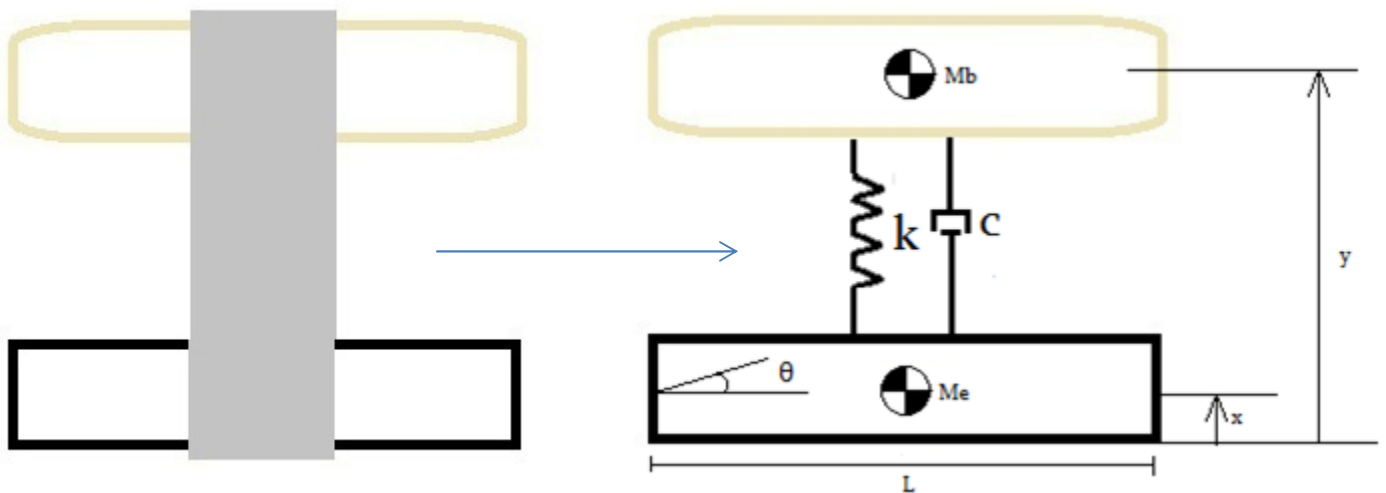


Figura 3.25: Aproximação do modelo por um sistema massa-mola-amortecedor

Com

$$\begin{aligned} M_b &= 1,59 \text{ kg} \\ k &= 162 \text{ N/m} \\ c &= 0,11 \text{ N.s/m} \end{aligned}$$

Nas simulações realizadas, um movimento oscilatório será aplicado na extremidade esquerda do antebraço. O movimento será transmitido ao antebraço através da fixação, representada na Figura 3.25 pela mola de rigidez k e pelo amortecedor com fator de amortecimento c .

Será imposto um movimento angular como parâmetro de entrada.

Equação do movimento:

$$\theta(t) = 0,25 \cdot \sin(0,5 \pi t) \quad (3.25)$$

Velocidade:

$$\theta'(t) = 0,125 \cdot \pi \cdot \cos(0,5 \pi t) \quad (3.26)$$

Aceleração

$$\theta''(t) = -0,0625 \cdot \pi^2 \cdot \sin(0,5 \pi t) \quad (3.27)$$

Como θ é um ângulo pequeno, pode-se fazer novamente a aproximação do arco descrito:

$$x = (L/2).\theta \quad (3.28)$$

onde $L/2$ é a distância do ponto cujo deslocamento se quer analisar e o centro de rotação. É feita também a aproximação do arco como um deslocamento linear.

Da equação 3.28 tem-se:

$$x' = (L/2).\theta' \quad (3.29)$$

e, portanto

$$x(t) = (L/2).0,25.\sin(0,5 \pi t)$$

$$x'(t) = (L/2).0,125. \pi.\cos(0,5 \pi t)$$

Seja considerado o modelo com apenas uma mola. O antebraço considerado, conforme o item 3.3, tem $L = 0,3276$ m.

Pode-se ignorar os efeitos gravitacionais nos ensaios se os movimentos forem realizados no plano horizontal. Então pode-se representar o diagrama de corpo livre do braço como na Figura 3.26.

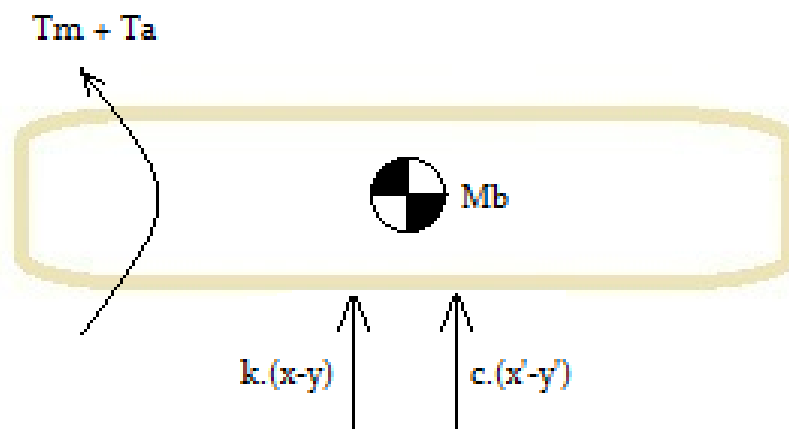


Figura 3.26: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola

A solução analítica deste modelo envolve a solução de dois problemas muito semelhantes.

O primeiro estudará o deslocamento linear, e a segunda lei de Newton será aplicada no antebraço.

Tem-se

$$M_b.y'' = k.(x-y) + c.(x'-y') \quad (3.30)$$

O segundo estudará o comportamento da variação angular, e o Teorema do Momento Angular será aplicado.

Tem-se

$$I_b. \phi'' = k_t.(\theta - \phi) + c_t.(\theta' - \phi') \quad (3.31)$$

onde k_t e c_t são os coeficientes de rigidez torcional e viscosidade torcional dos materiais envolvidos e I_b é o momento de inércia, neste caso calculado como a massa de inércia de um cilindro. Usando os resultados do Apêndice B, tem-se:

$$I_b = \frac{1}{4}MR^2 + \frac{1}{12}ML^2 \quad (3.32)$$

Na seção 3.5.1 calculou-se o diâmetro do antebraço, $d = 0,073$ m. Tem-se, então, com $R = 0,0365$ m e $L = 0,3276$

$$I = 1,5 \cdot 10^{-2} \text{ kg.m}^2$$

Valores de k_t e c_t não foram encontrados na literatura. Por isso, buscou-se um modo para aproximar k_t , enquanto c_t foi estimado.

Para se calcular a rigidez torcional, usa-se

$$k_t = E \cdot I / L.$$

Faz-se necessário um valor do módulo de Young. O sistema considerado, como visto no item 3.5.3, tem rigidez $k = 162$ N/m.

Pode-se aplicar outra vez a fórmula 3.22, desta vez a manipulando. Conhecido o k , e considerando como os valores de A_0 e L_0 as medidas da fixação, valores mostrados na seção 3.5.2, pode-se calcular um módulo de Young equivalente.

$$E = \frac{k \cdot L_0}{A_0}$$

Com $k = 162$ N/m, $L_0 = 5$ mm e $A_0 = 198$ cm², vem

$$E = 41 \text{ Pa}$$

Isso quer dizer que, dada a rigidez equivalente do sistema, é como se tivesse sido utilizado apenas um material com módulo de Young igual a 41 Pa, na construo do modelo.

Calcula-se, então k_t , com $I = 1,5 \cdot 10^{-2}$ kg.m², $E = 41$ Pa e $L = 0,3276$, obtendo-se

$$k_t = 1,88 \text{ Nm}.$$

O valor de c_t , como faltaram referências bibliográficas para o tratar, foi assumido como valendo 0,11 N.m.s.

3.5. Análise da Resposta em frequência

Iniciando a análise pela equação 3.30, tem-se

$$m..y'' = k.(x-y) + c.(x'-y')$$

Que pode ser reescrita como

$$m..y'' + c.y' + k.y = c.x' + k.x \quad (3.33)$$

Aplicando-se a Transformada de Laplace em ambos os lados, vem:

$$m.[s^2.Y(s) - s.y(0) - y'(0)] + c.[s.Y(s) - y(0)] + k.Y(s) = c.[s.X(s) - x(0)] + k.X(s)$$

As condições iniciais são nulas, ou seja

$$y'(0) = 0$$

$$y(0) = 0$$

$$x'(0) = 0$$

$$x(0) = 0$$

Tem-se, então

$$m.[s^2.Y(s)] + c.[s.Y(s)] + k.Y(s) = c.[s.X(s)] + k.X(s)$$

Reescrevendo,

$$Y(s) [ms^2 + c.s + k] = X(s) [c.s + k]$$

E, finalmente,

$$\frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{c.s + k}{m.s^2 + c.s + k}$$

Substituindo os valores dos parâmetros, tem-se

$$\frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{0,11.s + 162}{1,59.s^2 + 0,11.s + 162}$$

Pode-se traçar o Diagrama de Bode e a saída obtida é mostrada na Figura 27

Desse diagrama, depreende-se que, a frequências maiores que aproximadamente 10 rad/s, na amplitude do movimento de entrada é crescente, e passará a haver defasamento no movimento. Ou seja, quando o sinal de entrada for senoidal de amplitude A e tiver a forma A.sen(ωt), se e a atenuação valer x e o defasamento valer γ, a saída terá a forma (A/x).sen(ωt-γ).

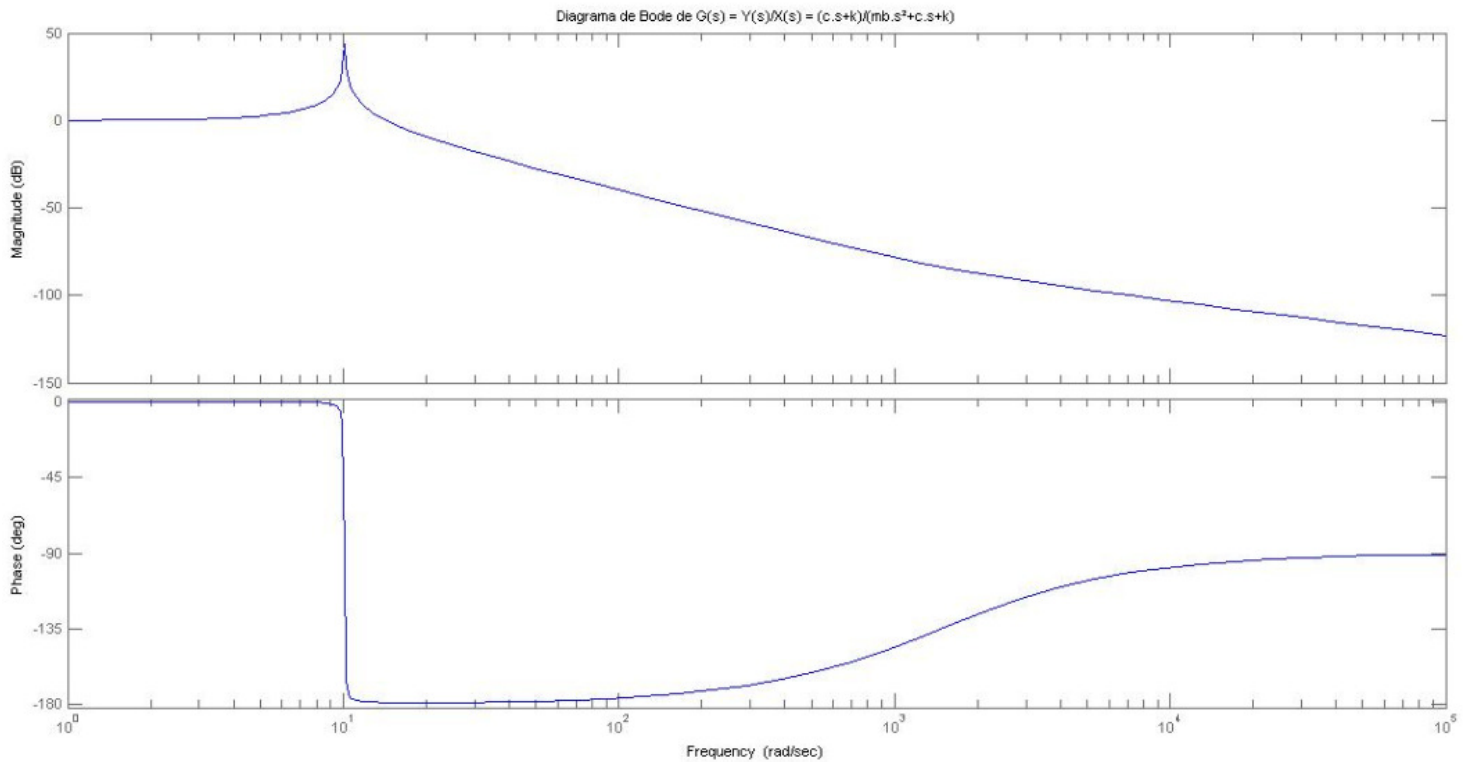


Figura 3.27: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola

Pode-se calcular a frequência exata a partir da qual esse fenômeno ocorre, pois trata-se da frequência natural do sistema, que é dada por

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} = 10,1 \text{ rad/s}$$

Análise análoga pode ser realizada para 3.31 . Tem-se:

$$I. \phi'' = k_t.(\theta - \phi) + c_t.(\theta' - \phi') \quad (3.34)$$

Que pode ser reescrita como

$$I.\phi'' + c_t. \phi' + k_t. \phi = c_t. \theta' + k_t. \theta \text{ tal}$$

Aplicando-se a Transformada de Laplace em ambos os lados, vem:

$$I.[s^2.\Phi(s) - s.\phi(0) - \phi'(0)] + c_t.[s.\Phi(s) - \phi(0)] + k_t. \Phi(s) = c_t.[s.\Theta(s) - \theta(0)] + k_t.\Theta(s)$$

Como antes, as condições iniciais são nulas

$$\begin{aligned} \phi'(0) &= 0 \\ \phi(0) &= 0 \\ \theta'(0) &= 0 \\ \theta(0) &= 0 \end{aligned}$$

Tem-se, então

$$I.[s^2. \Phi(s)] + c_t.[s. \Phi(s)] + k_t. \Phi(s) = c_t.[s. \Theta(s)] + k_t. \Theta(s)$$

Reescrevendo,

$$\Phi(s) [Is^2 + c_t.s + k_t] = \Theta(s) [c_t.s + k_t]$$

E, finalmente,

$$\frac{\Phi(s)}{\Theta(s)} = \frac{c_t.s + k_t}{I.s^2 + c_t.s + k_t}$$

Substituindo os valores dos parâmetros, vem

$$\frac{\Phi(s)}{\Theta(s)} = \frac{0,11.s + 1,88}{0,015.s^2 + 0,11.s + 1,88}$$

Traçando novamente o Diagrama de Bode, tem-se:

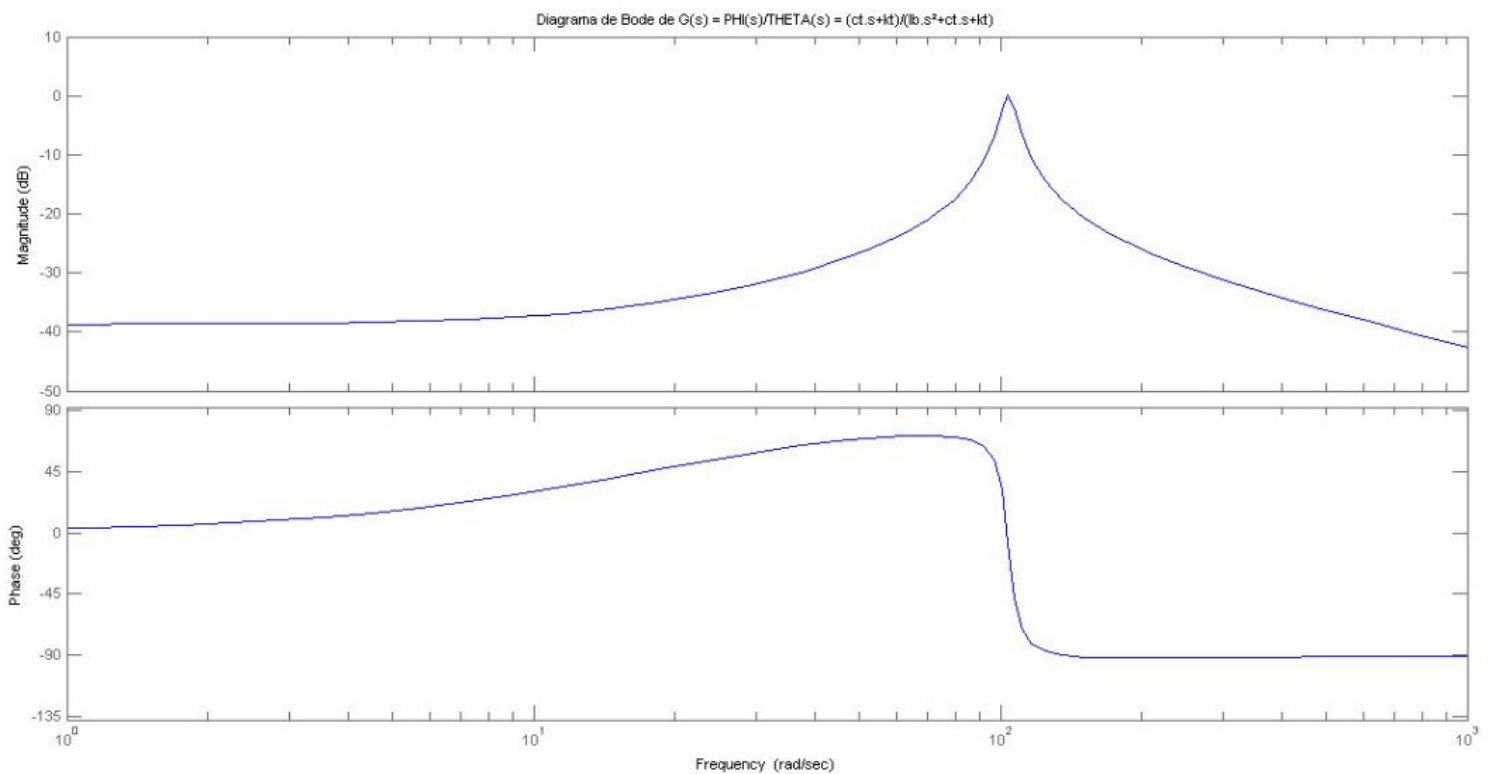


Figura 3.28: Diagrama de corpo livre do modelo com uma mola

As conclusões aqui são semelhantes às do diagrama de Bode anterior. O ângulo θ imposto será atenuado de um fator que dependerá da frequência de entrada. O mesmo se pode dizer do defasamento, que dependerá da frequência de entrada.

A frequência natural é aqui dada por

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{I}} = 11,2 \text{ rad/s}$$

Vê-se, portanto, que é um valor semelhante à frequência natural do primeiro caso.

Ou seja, com os parâmetros aqui definidos, frequências de trabalho acima de 10Hz não produzem um efeito considerado aceitável.

3.7. Tipos de Fixação Propostos

As simulações serão feitas em três diferentes tipos de fixação.

- a) Anel, que é uma cinta posicionada na porção central do antebraço, ligando as partes;

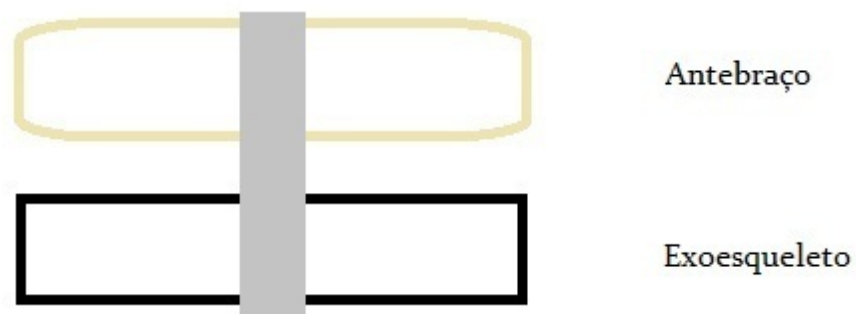


Figura 3.29: Fixação por Anel.

- b) Faixa Espessa, muito similar ao modelo anel, mas uma cinta mais larga é utilizada

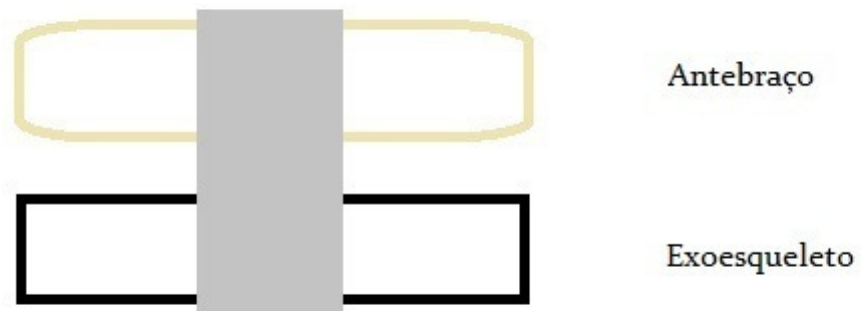


Figura 3.30: Fixação por Faixa Espessa.

- c) Duas faixas, que são dois anéis, posicionados nas extremidades do antebraço.

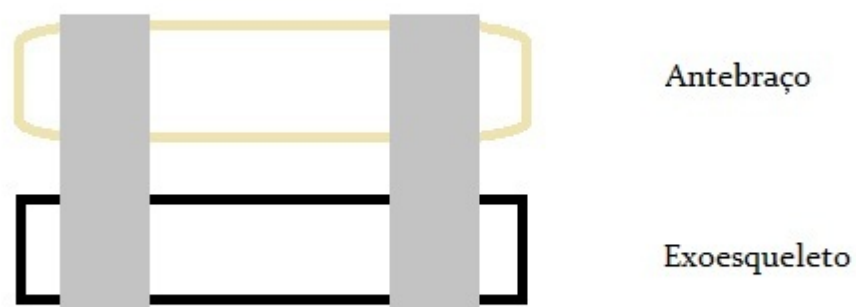


Figura 3.31: Fixação por Duas Faixas.

3.8. Modelos

Os modelos que representarão os modos de fixação propostos estão apresentados abaixo, na interface gráfica do software ADAMS. A parte verde representa o exoesqueleto e a vermelha, o antebraço. Foram impostas juntas de rotação na extremidade esquerda das partes. No antebraço, ela representa o cotovelo. Já no exoesqueleto, a junta que imporá o movimento durante a simulação. Cada faixa pode ser representada por duas molas posicionadas na extremidade de cada uma delas, conectando o osso ao exoesqueleto, porque o importante, aqui, é avaliar o comportamento do sistema quando submetido à resultante dos esforços, não se quer avaliar os efeitos locais dos esforços ou sua distribuição espacial.

A) Anel

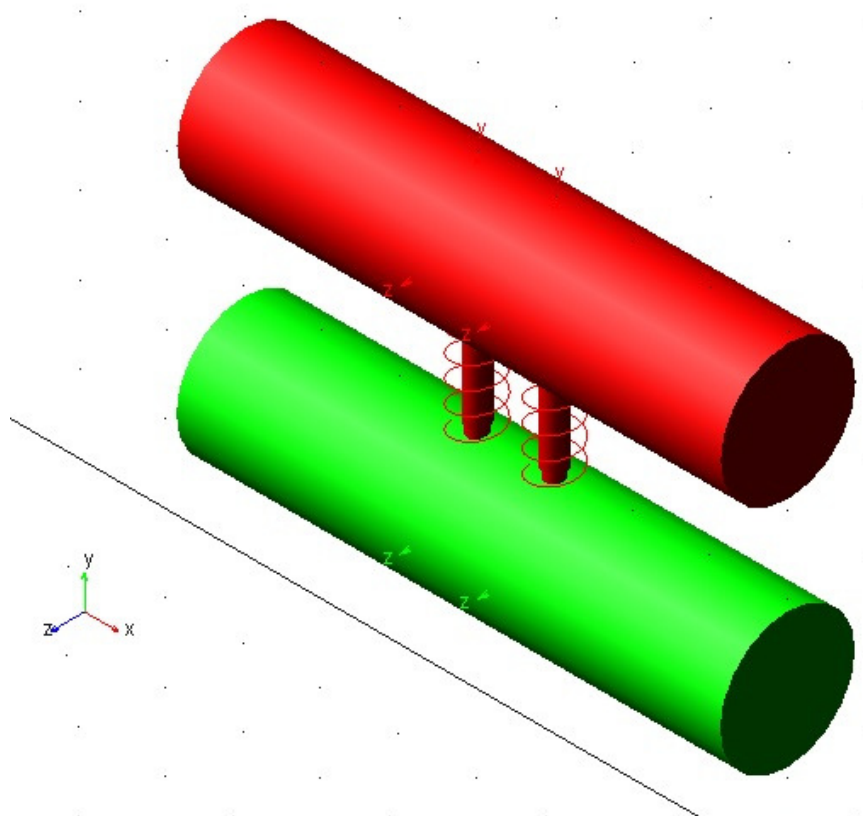


Figura 3.32: Fixação por anel, em ADAMS/View.

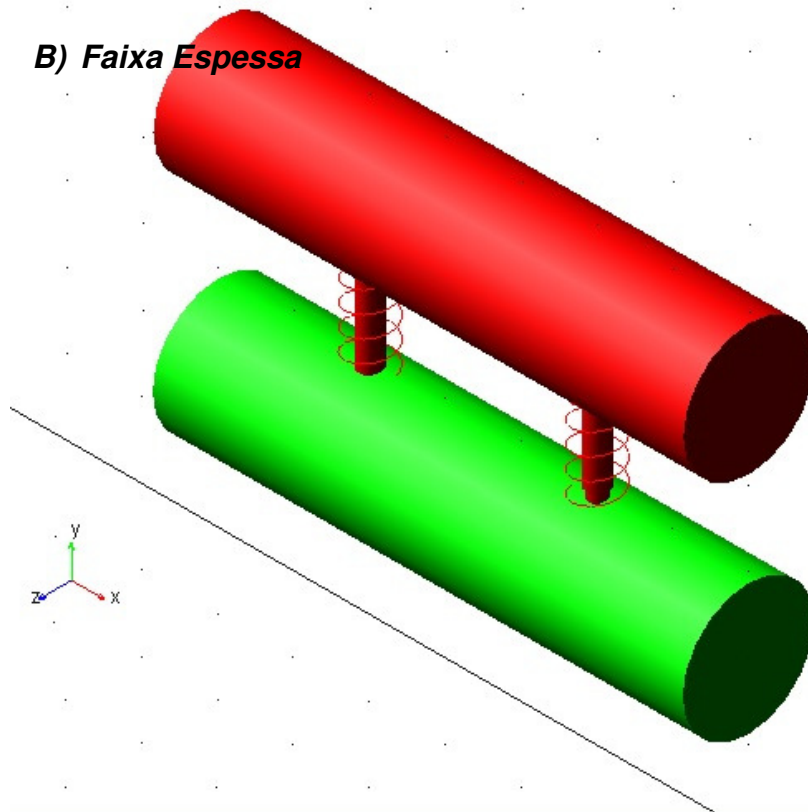
B) Faixa Espessa

Figura 3.33: Fixação por Faixa Espessa, em ADAMS/View.

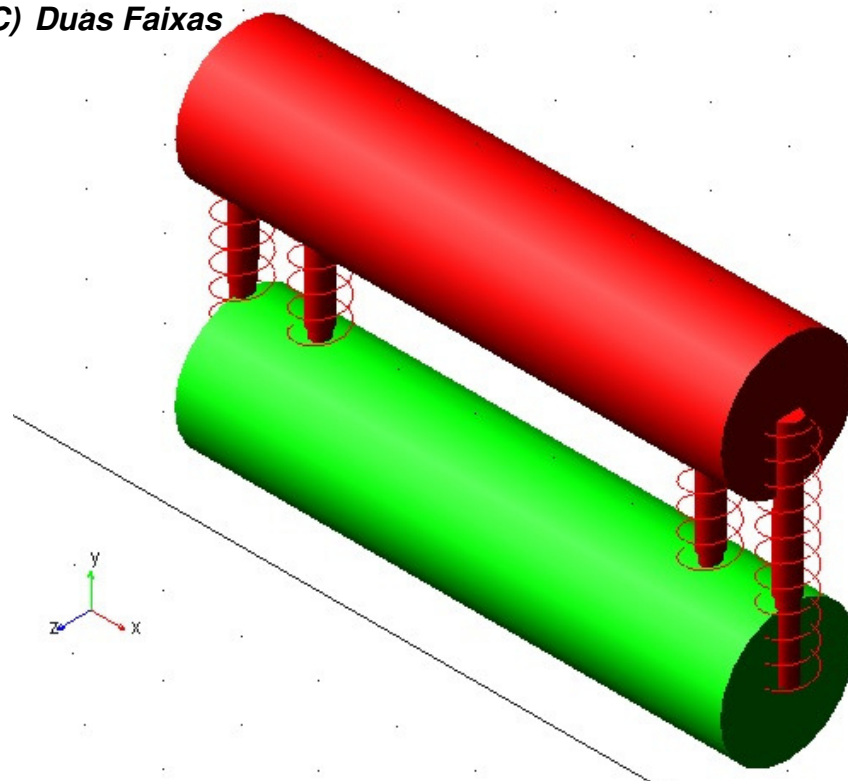
C) Duas Faixas

Figura 3.34: Fixação por duas faixas em ADAMS/View.

3.9. Ensaios virtuais

O movimento será imposto na junta de revolução alocada no cotovelo. Será imposto um ângulo seguindo a função dada pela equação 3.25. Recordando:

$$\theta(t) = 0,25 \cdot \sin(0,5 \cdot \pi \cdot t)$$

Ou seja, o deslocamento tem amplitude de 0,25 radiano e frequência de 0,25Hz. Esses valores foram escolhidos por gerar curvas nas quais pode-se identificar as melhores soluções, tomando como base os critérios citados na seção 1.6.1. A frequência é bem menor que a frequência natural, então não deveria haver problemas com respeito a esse fator.

A) Anel

Nesse modelo, ilustrado pela Figura 3.32, tem-se duas molas associadas em paralelo. Como se deve obter K_{Eq} igual a 162 N/m, considera-se duas molas idênticas e, usando a equação 3.25, conclui-se que cada mola deve ter rigidez igual a 81 N/m.

Para obter amortecimento equivalente de 0,11 N.s/m, tem-se, da fórmula 3.21 que cada mola contribui com 0,055 Ns/m.

Aplicando $f(t)$ por 12 segundos e fazendo a simulação em 1000 passos, obtém-se as seguintes saídas gráficas:

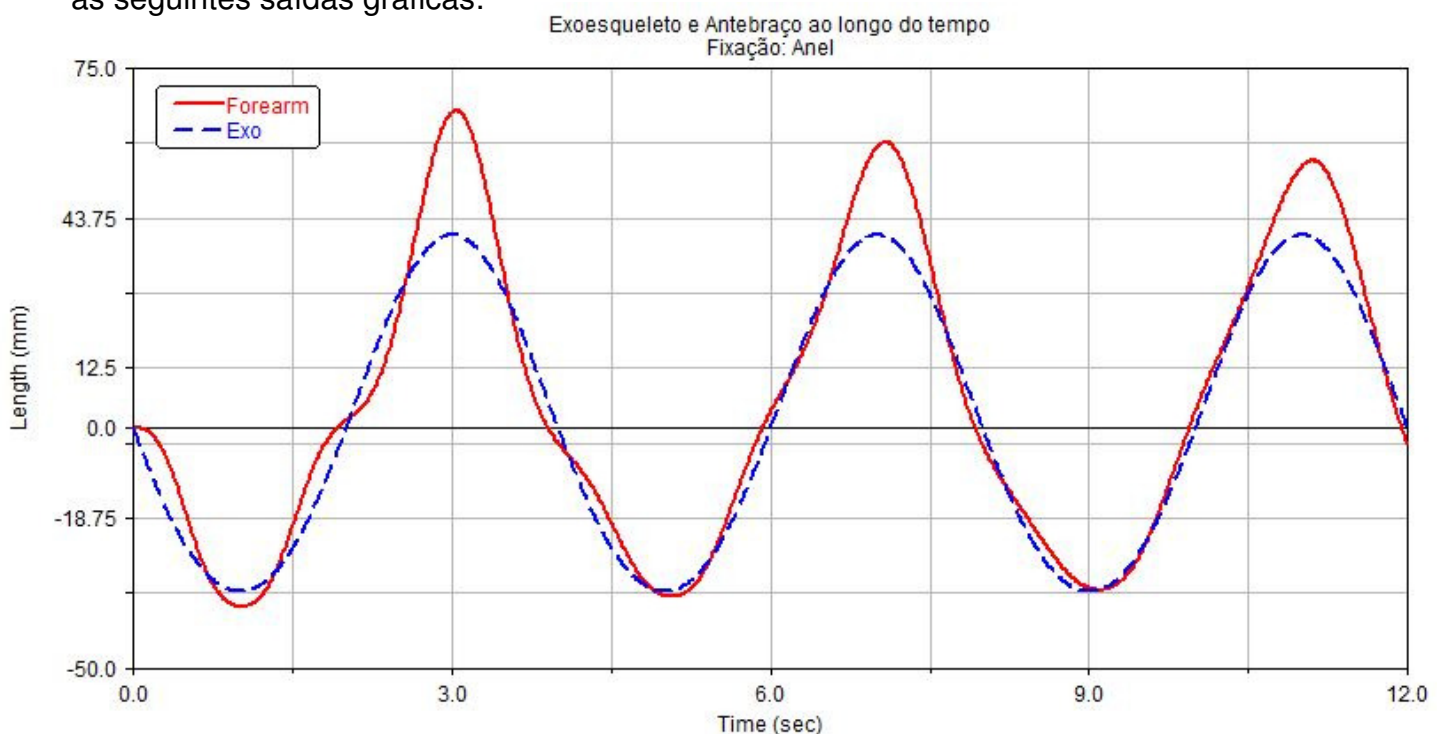


Figura 3.35: Comportamento do modelo Anel – Posições

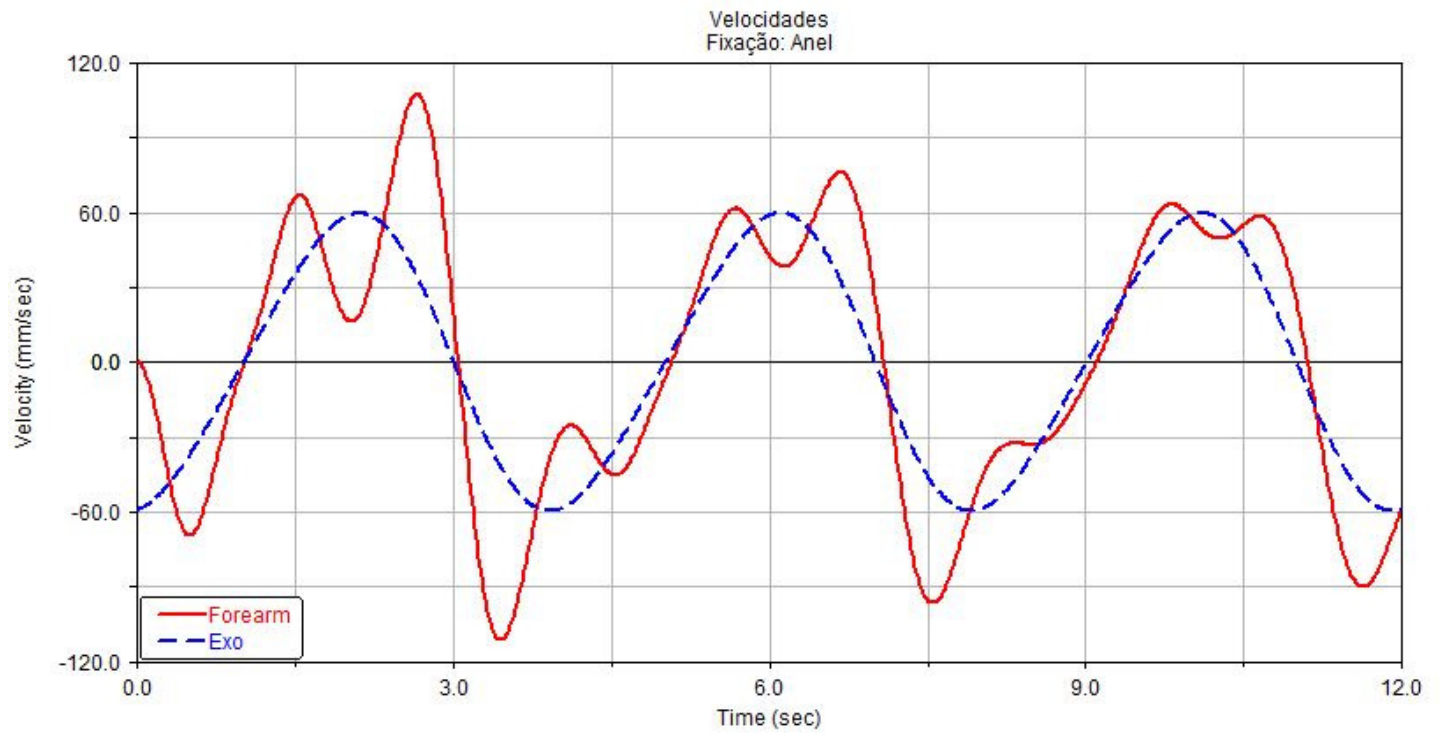


Figura 3.36: Comportamento do modelo Anel – Velocidades

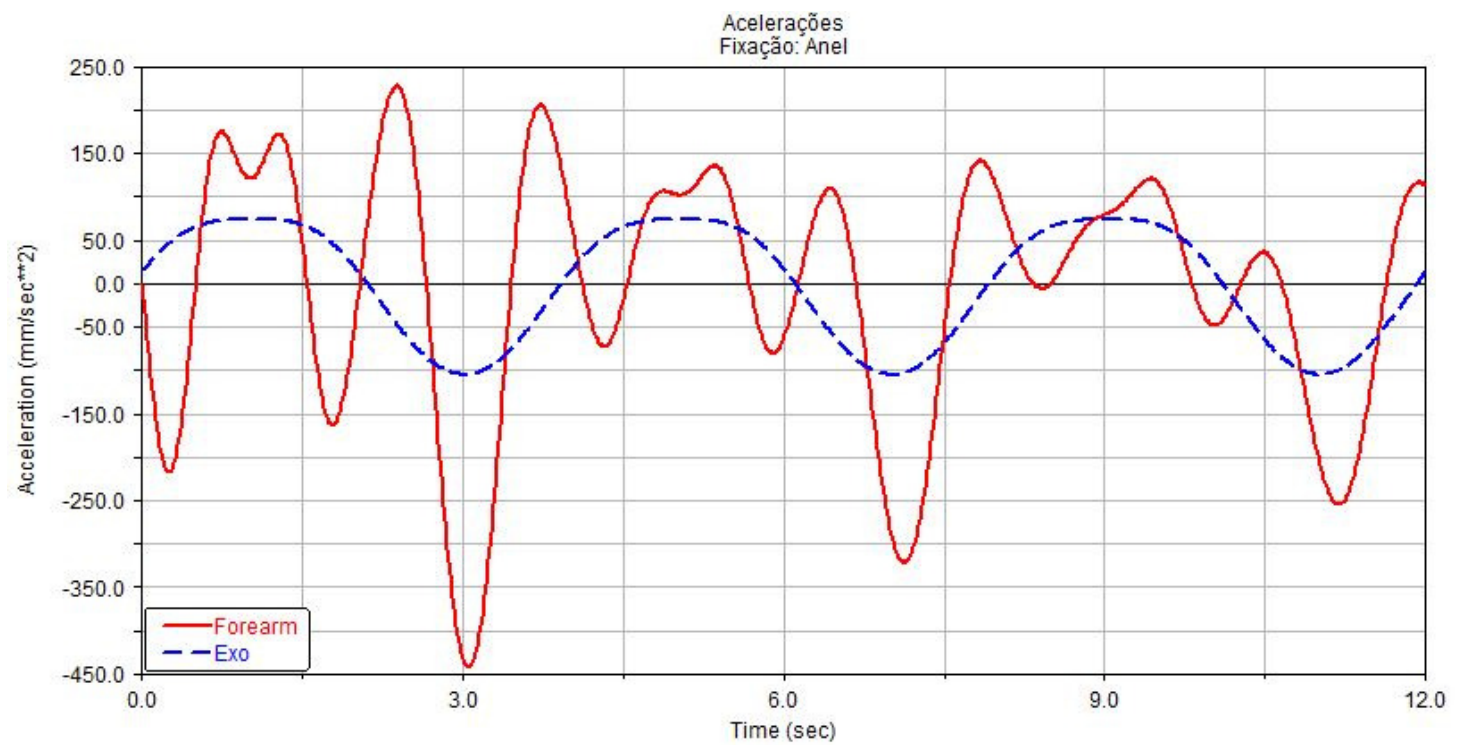


Figura 3.37: Comportamento do modelo Anel – Acelerações

B) Faixa Espessa

Neste caso valem também as considerações do item anterior. A diferença, aqui, é a distância entre as molas, como ilustrado na Figura 3.33. São ainda, duas molas. Portanto, a rigidez de cada mola continua sendo igual a 81 N/m e fator de amortecimento de 0,055 N.s/m.

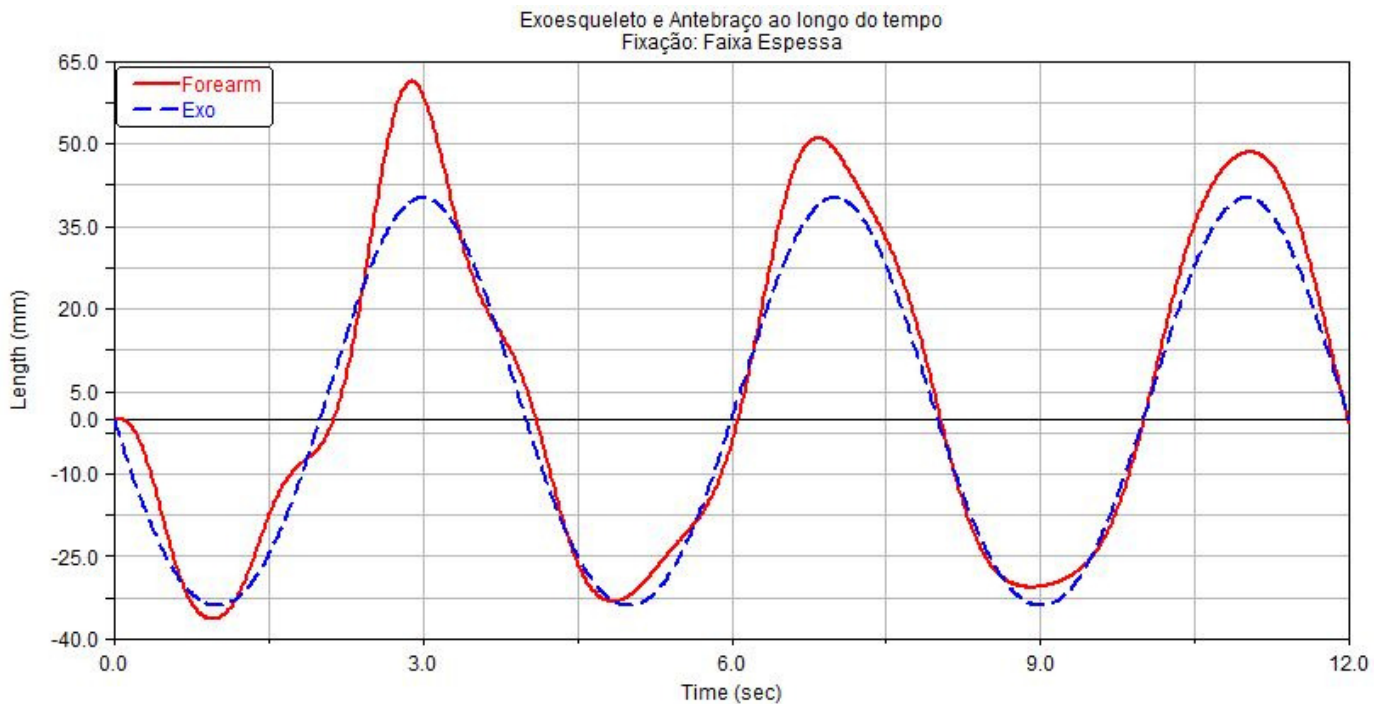
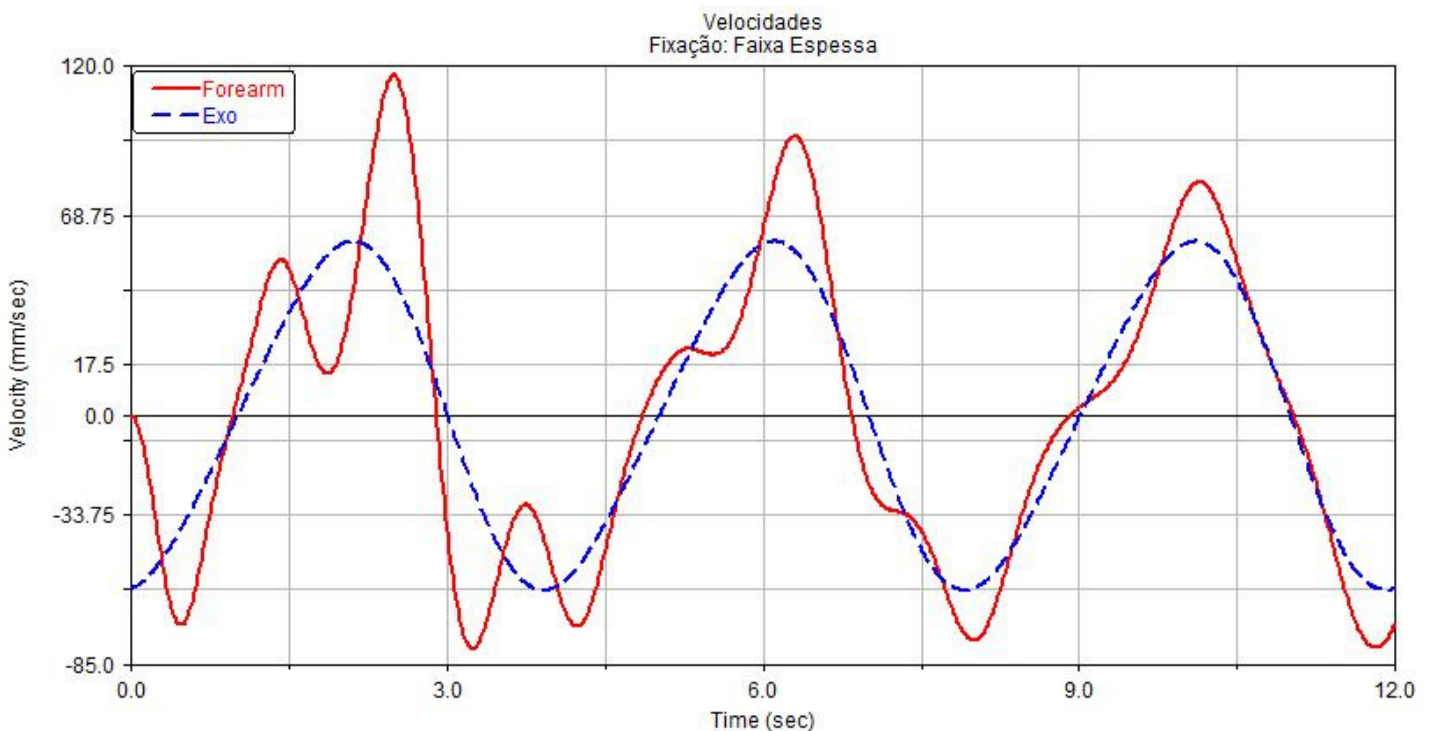


Figura 3.38: Comportamento do modelo Faixa Espessa – Posições



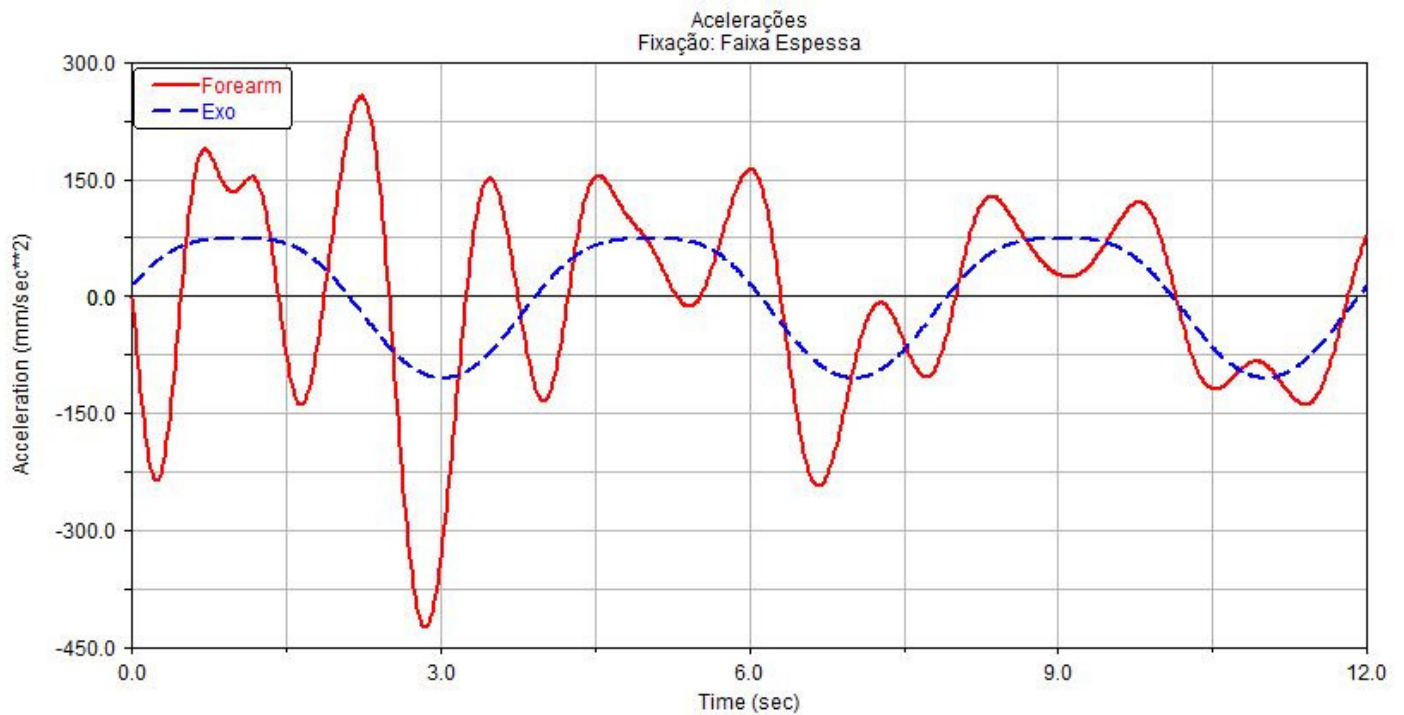


Figura 3.40: Comportamento do modelo Faixa Espessa – Acelerações

C) Duas Faixas

Já nesse caso, há quatro molas, como ilustrado pela Figura 3.34. Entretanto, elas estão suficientemente distanciadas, portanto cada par de molas terá rigidez equivalente igual a 162 N/m. Logo, cada mola deve ter rigidez igual a 81 N/m e, pela equação 3.21, fator de amortecimento de 0,055 N.s/m.

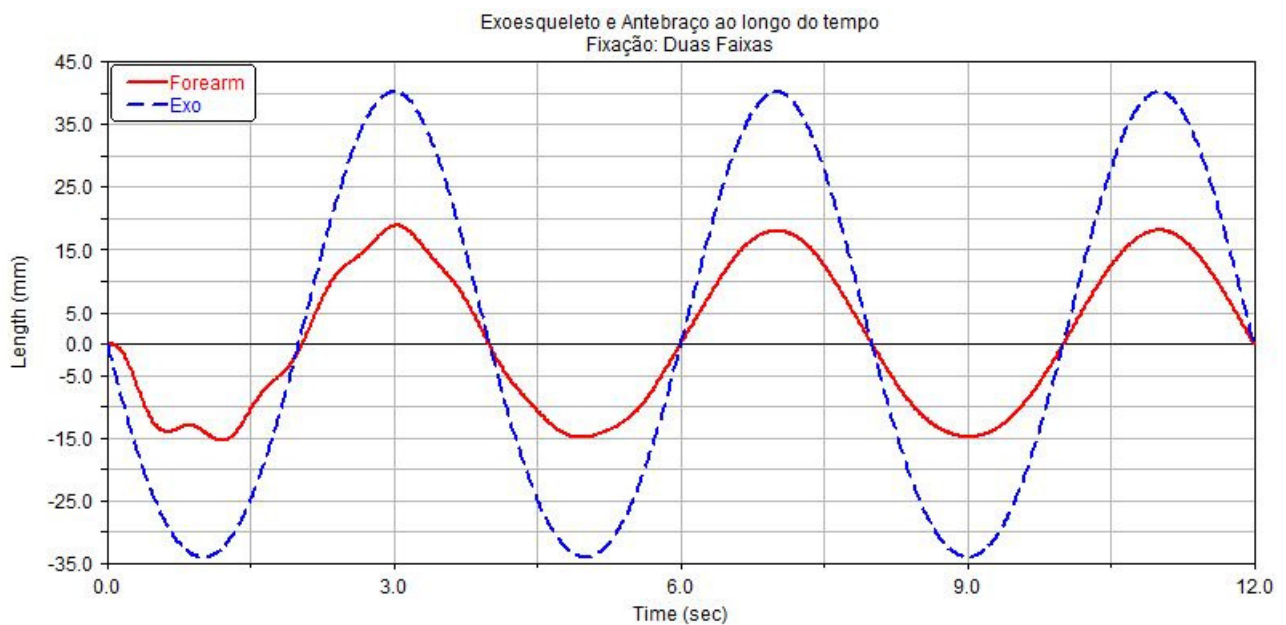


Figura 3.41: Comportamento do modelo Duas faixas – Posições

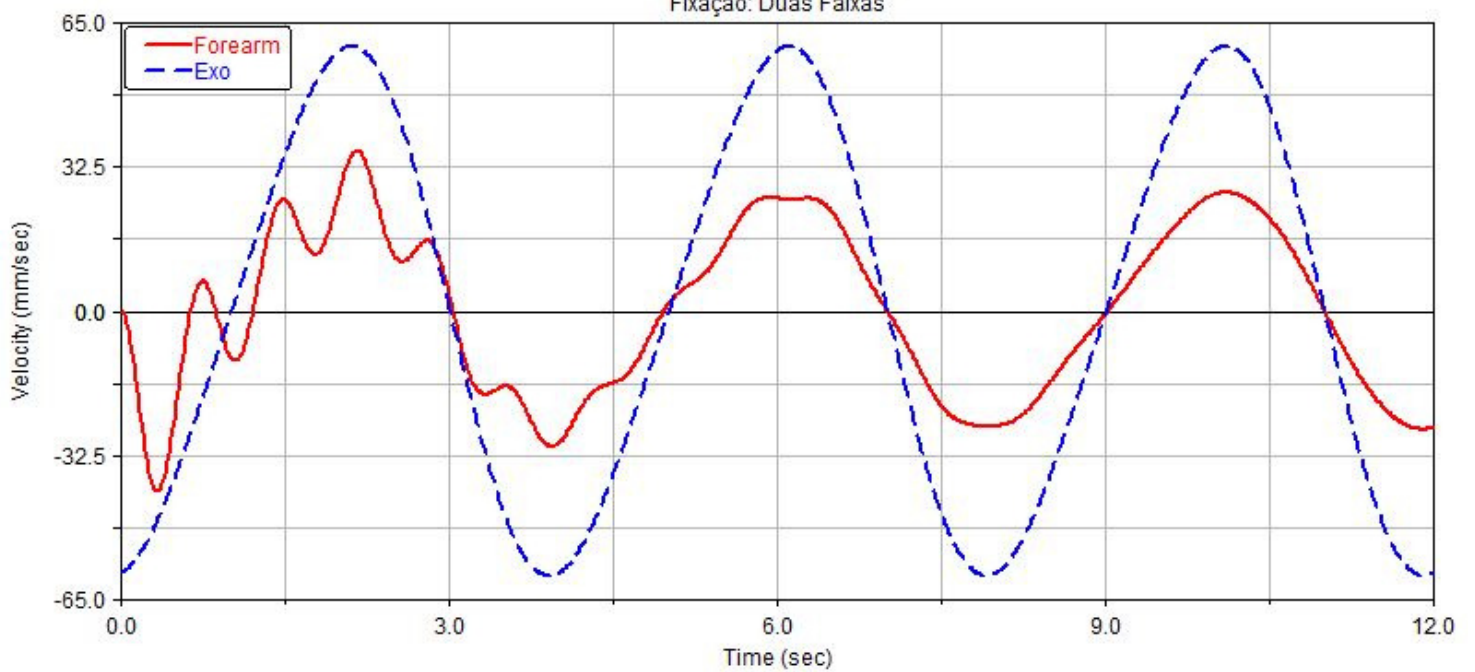


Figura 3.42: Comportamento do modelo Duas faixas – Velocidades

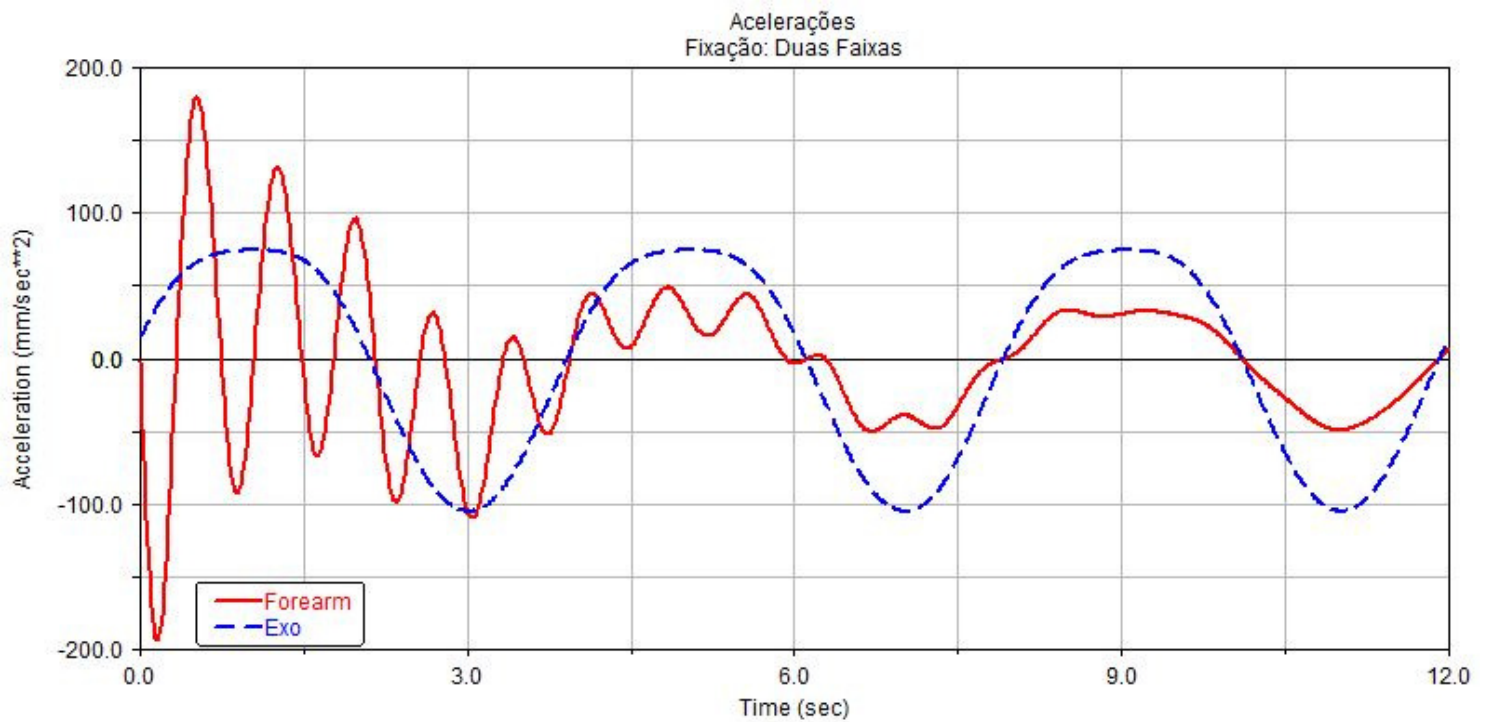


Figura 3.43: Comportamento do modelo Duas faixas – Acelerações

4. RESULTADOS

Os critérios para avaliação da melhor fixação entre os modelos propostos foram explicitados em 1.6.1.

Sabe-se, então, que uma fixação ideal entre o exoesqueleto e o antebraço deve transmitir o movimento imposto pela estrutura robótica ao paciente de forma precisa e eficiente, deve-se prezar pela segurança e deve-se também considerar o conforto do usuário.

Desse modo, pode-se fazer uma análise dos gráficos que representam o os movimentos do exoesqueleto e o do antebraço e identificar qual dos tipos de fixação propostos tem comportamento mais próximo àquele que definido como ideal.

Isso quer dizer que a fixação com melhor desempenho é aquela que produz um gráfico em que a curva que representa o antebraço, em vermelho, nas figuras exibidas, é bem próxima e semelhante à curva que representa o movimento do exoesqueleto, em azul.

Nota-se, então, que se pode descartar sumariamente o modelo de duas faixas, uma vez que é o gráfico que apresenta curvas mais díspares.

As curvas produzidas pelas simulações da fixação tipo Anel e da fixação tipo Faixa Espessa, por sua vez, apresentam comportamento mais próximo daquele que se procura. Uma análise visual, nesse caso, faz-se mais complexa. Para se definir qual delas tem melhor desempenho, pode-se, então, utilizar o método do desvio quadrático médio para identificar em qual das situações a curva do antebraço se desvia mais da curva do exoesqueleto. Na próxima seção esse método será abordado com mais detalhes.

As velocidades resultantes das simulações com o modelo Anel e o modelo Faixa Espessa são semelhantes e suas amplitudes não são grandes a ponto de representarem risco à segurança da fixação, portanto não são consideradas fatores críticos.

Além disso, nos gráficos pode-se observar que o modelo Duas Faixas é aquele que transmite acelerações de menor amplitude ao usuário. Entretanto, as acelerações impostas pelos outros dois tipos de fixação não são grandes o suficiente para causar incômodo ou dor.

Outro fator que conta contra o modelo de Duas Faixas, é que as velocidades com que o movimento é realizado são baixas, o que faz com que a movimentação do usuário seja muito lenta, e isso pode causar desconforto emocional, e isso vai de encontro aos critérios estabelecidos.,

4.1. Escolha da melhor fixação

O método de comparação entre os tipos de fixação remanescentes será uma avaliação ponto a ponto: será calculado o valor eficaz. Isto é, para cada instante, mede-se a posição imposta pelo exoesqueleto e a posição do antebraço. Em seguida, aplica-se o

método do desvio médio quadrático, no qual se avalia o erro entre duas curvas, $g(x)$ e $f(x)$, através da fórmula

$$\text{Erro} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (g(i) - f(i))^2}{n}} \quad (4.1)$$

Realiza-se o procedimento para a fixação Anel e para a fixação Faixa Espessa. Aquela que apresentar o menor erro quadrático pode ser considerada a mais próxima do ideal.

Modelo Anel

$$\text{Erro}_{\text{Anel}} = 8,0557 \cdot 10^6 \text{ mm}$$

Modelo Faixa Espessa

$$\text{Erro}_{\text{FaixaEspessa}} = 6,5611 \cdot 10^6 \text{ mm}$$

Apesar de os valores estarem na mesma ordem de grandeza, a diferença de um para o é de aproximadamente 1,5 km.

Conclui-se, portanto, que, de acordo com os resultados das simulações e tomando como base os critérios citados, o tipo de fixação mais adequado é o modelo de Faixa Espessa.

A título de curiosidade, pode-se aplicar o mesmo método para o tipo Dupla Faixa. O resultado obtido é:

$$\text{Erro}_{\text{DuplaFaixa}} = 1,4664 \cdot 10^7 \text{ mm}$$

O fato de esse valor ser uma ordem de grandeza maior do que os outros mostra que a exclusão sumária desse modelo de fixação foi uma atitude correta.

4.2. Análise da sensibilidade ao amortecimento

Pode-se arbitrar valores para o fator de amortecimento dos tecidos moles e gerar gráficos para que se possa analisar como o comportamento do sistema muda, de acordo com o coeficiente de amortecimento do conjunto.

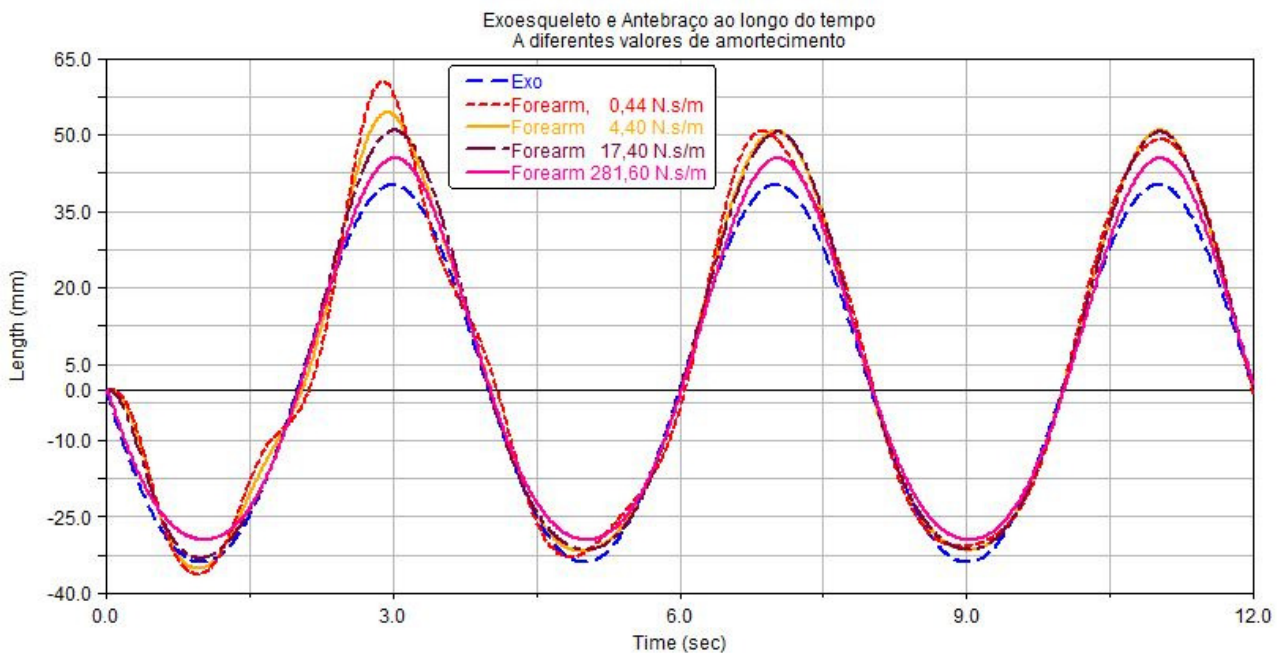


Figura 4.1: Seguimento, a diferentes coeficientes de amortecimento

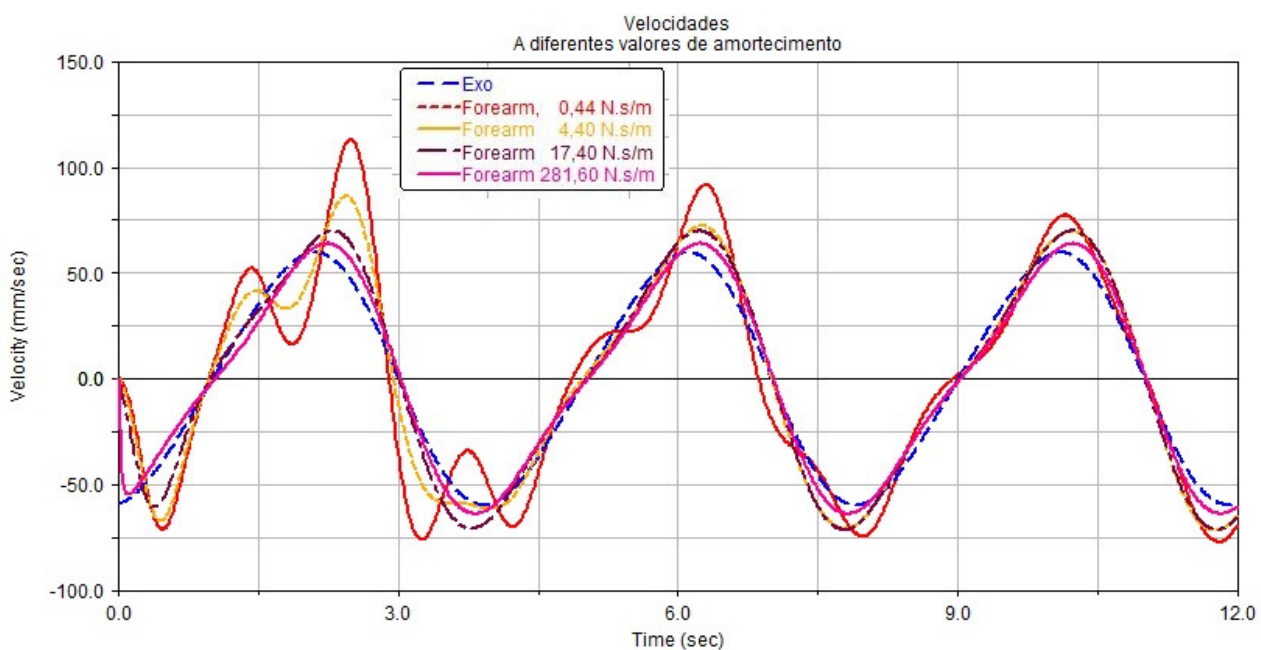


Figura 4.2: Velocidades, a diferentes coeficientes de amortecimento

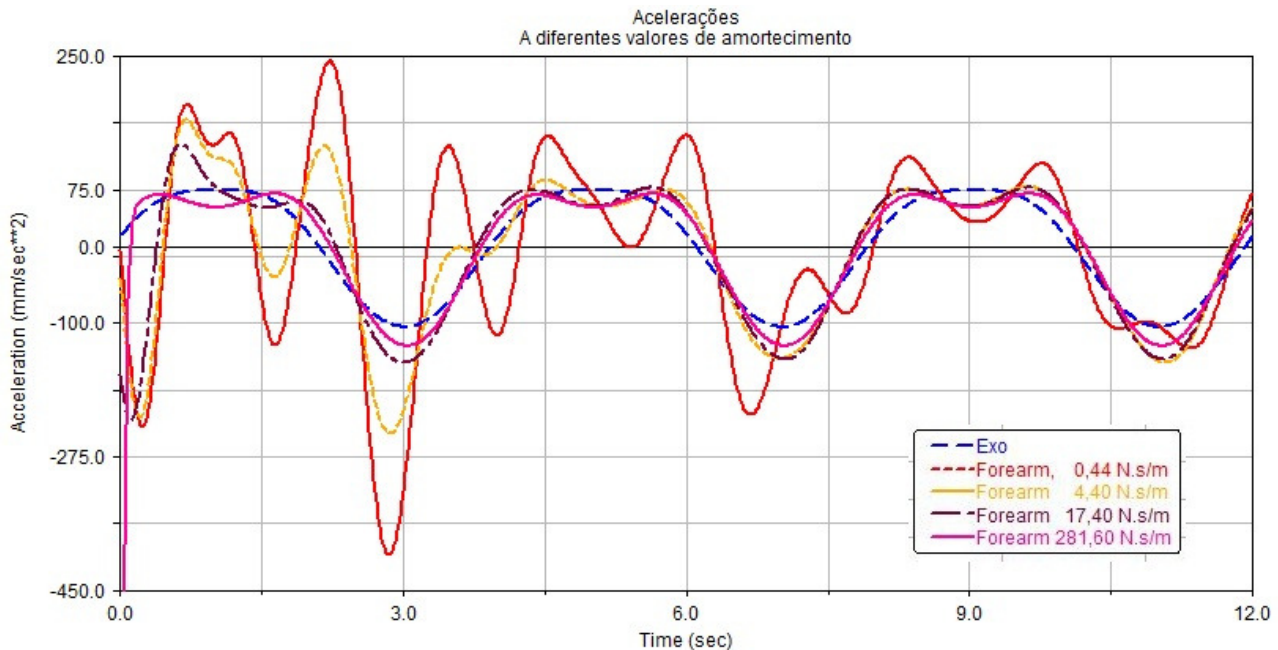


Figura 4.3: Acelerações, a diferentes coeficientes de amortecimento

Nota-se que quanto maior o fator de amortecimento do sistema, mais fiel é o movimento do antebraço ao movimento do imposto pelo exoesqueleto, ou seja, o seguimento, se aproxima do ideal. O mesmo ocorre com a velocidade, as oscilações diminuem e o perfil de velocidades imposto externamente é acompanhado pelo antebraço. Apesar de o mesmo comportamento ser observado no caso das acelerações, quanto maior o fator de amortecimento, maior o pico que surge no começo do movimento, que pode ser explicado pelo comportamento tipicamente de um sistema dinâmico de segunda ordem.

Os valores adotados para o fator de amortecimento do sistema são múltiplos de 0,11 N.s/m, coeficiente considerado para o amortecimento do material da fixação.

O impasse a que se chega nesse momento é: o material de fixação e os tecidos moles podem ser considerados como uma associação em série entre o exoesqueleto e o corpo humano. Pela equação 3.20, vê-se que o menor fator de amortecimento envolvido na associação limita os valores possíveis para o fator de amortecimento resultante. Ou seja, independentemente de quanto seja grande o coeficiente de amortecimento dos tecidos moles, se o fator de amortecimento da fixação for 0,11 N.s/m, o valor limite para o fator equivalente, quando o coeficiente dos tecidos moles tender a infinito, é de 0,11 N.s/m.

É necessário, então, que sejam feitas investigações apuradas com o objetivo de mensurar essa propriedade do corpo para que se entenda quem será o fator limitante do sistema. Se o valor encontrado for alto, convém substituir o material usado na fixação, de maneira a se conseguir coeficientes de amortecimento resultantes maiores. Caso

contrário, isto é, se o coeficiente de de amortecimento dos tecidos moles for baixo, deve-se encontrar outros modos de conseguir o comportamento adequado do sistema.

4.3. Comportamento a outras frequências

4.3.1. 1 Hz

Para realizar ensaios a frequências maiores do que 0,25Hz, considerada na seção anterior, é necessário aumentar o fator de amortecimento resultante do sistema. Se tal fator permanecer em 0,11 N.s/m, o comportamento do sistema fica longe do considerado ideal, sendo difícil até fazer uma avaliação. Para evitar este problema, o amortecimento definido para o teste a 1 Hz foi de 17,6 N.s/m. A frequência de 1 Hz foi escolhida, porque é mais próxima das frequências naturais de movimento.

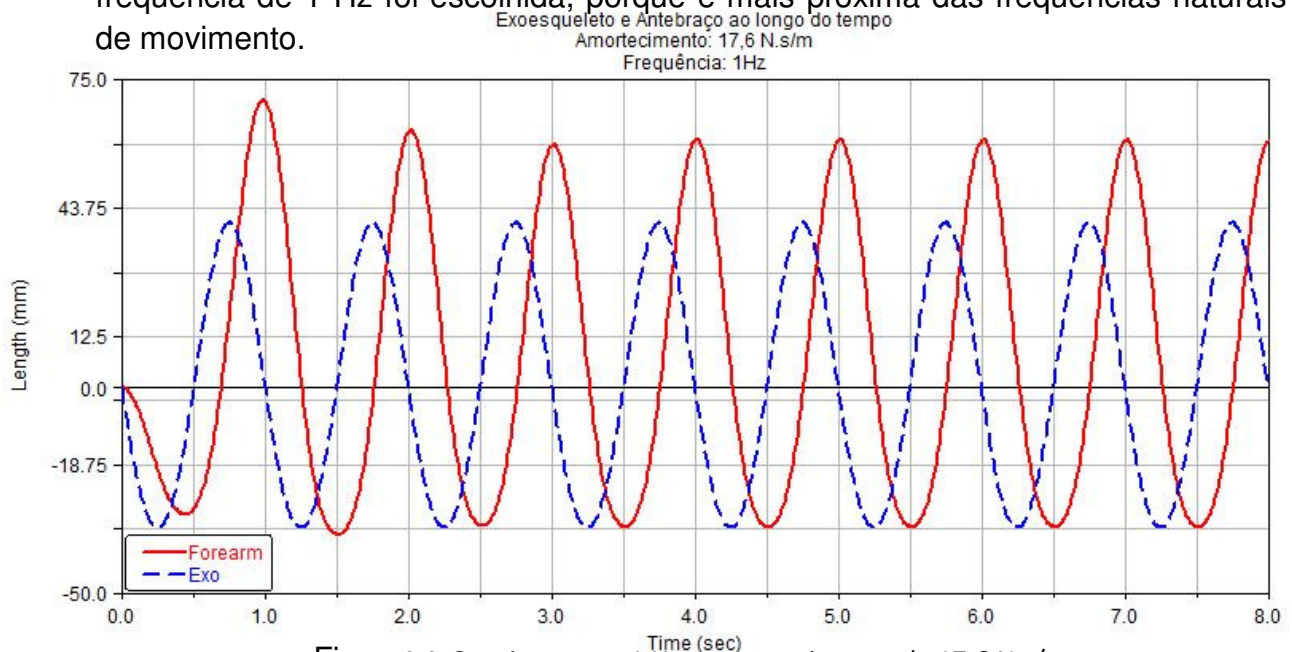


Figura 4.4: Seguimento, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

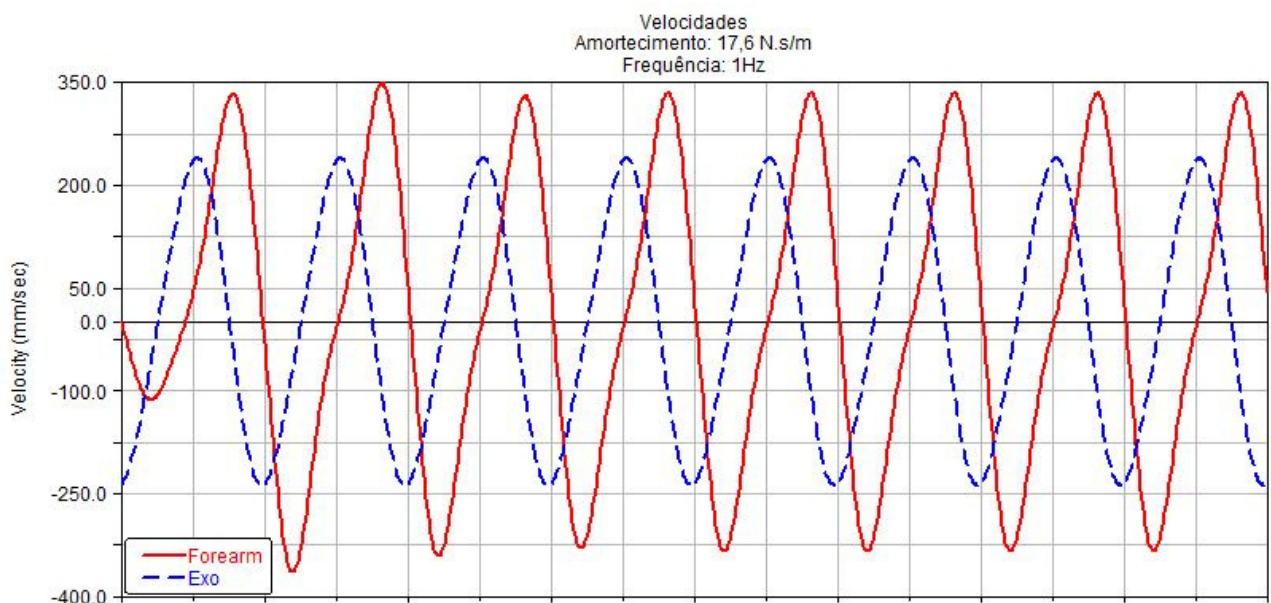


Figura 4.5: Velocidades, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

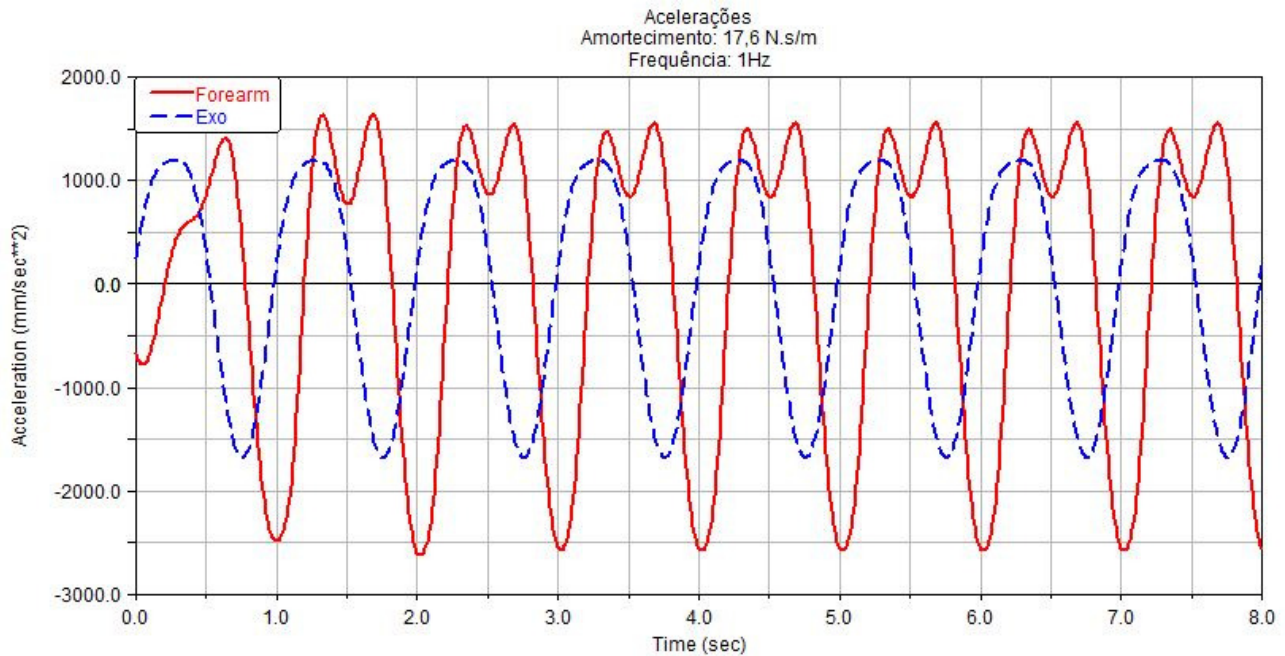


Figura 4.6: Acelerações, a 1 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

4.3.2. 5 Hz

Foram também realizadas simulações a 5 Hz, porque é próximo das frequências de movimento em casos patológicos (JOYCE; RACK, 1974).

Para ilustrar o problema que há ao realizar uma simulação a frequência alta para o fator de amortecimento considerado, foram realizadas simulações com coeficiente de amortecimento igual a 17,6 N.s/m e a 140,8 N.s/m.

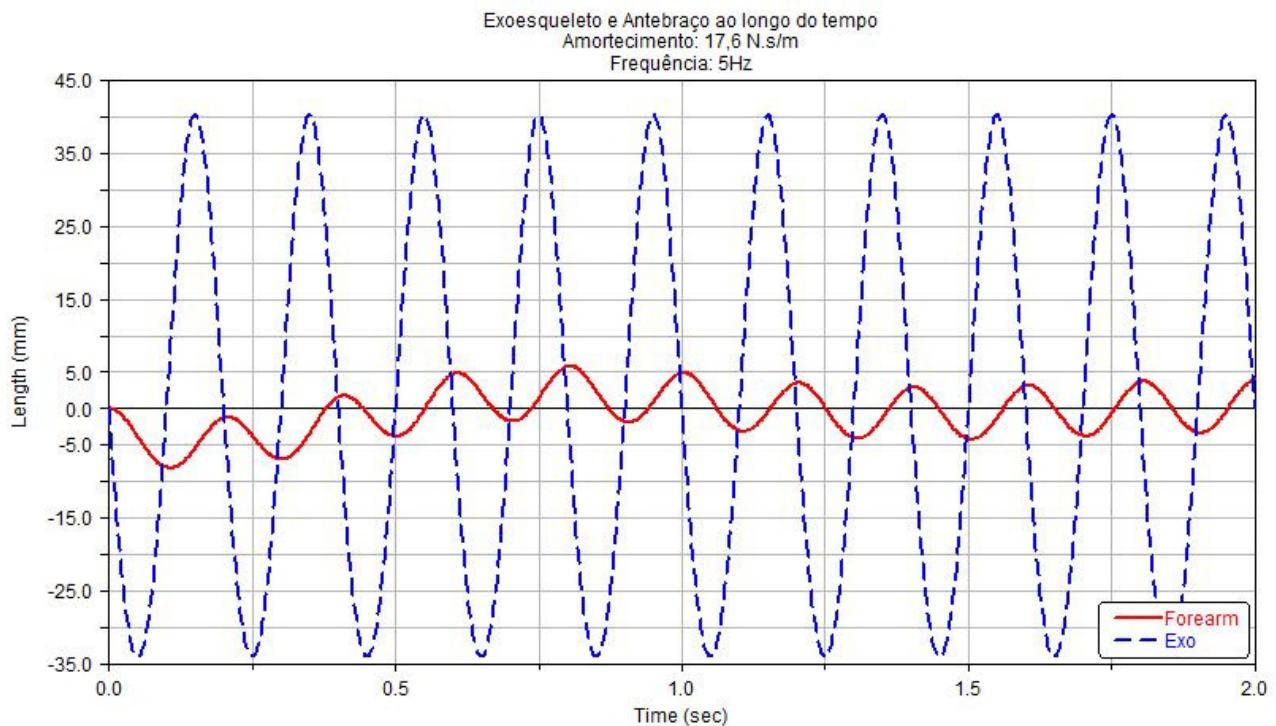


Figura 4.7: Seguimento, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

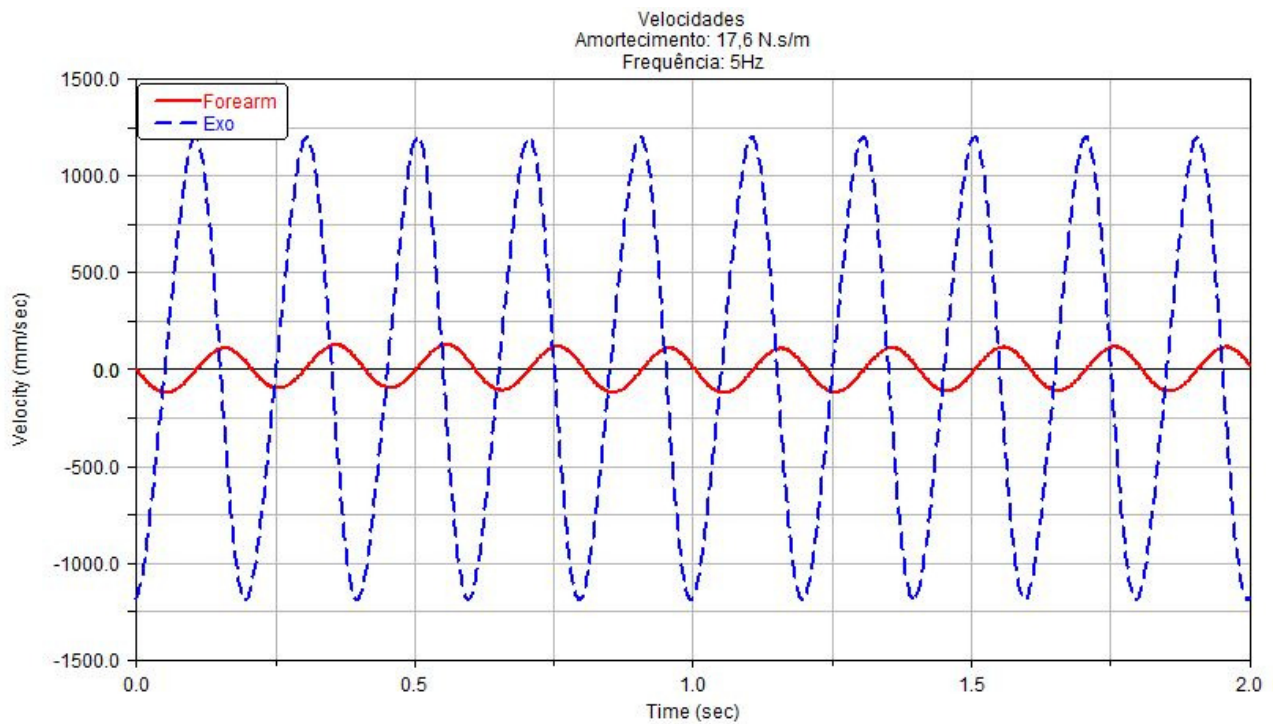


Figura 4.8: Velocidades, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

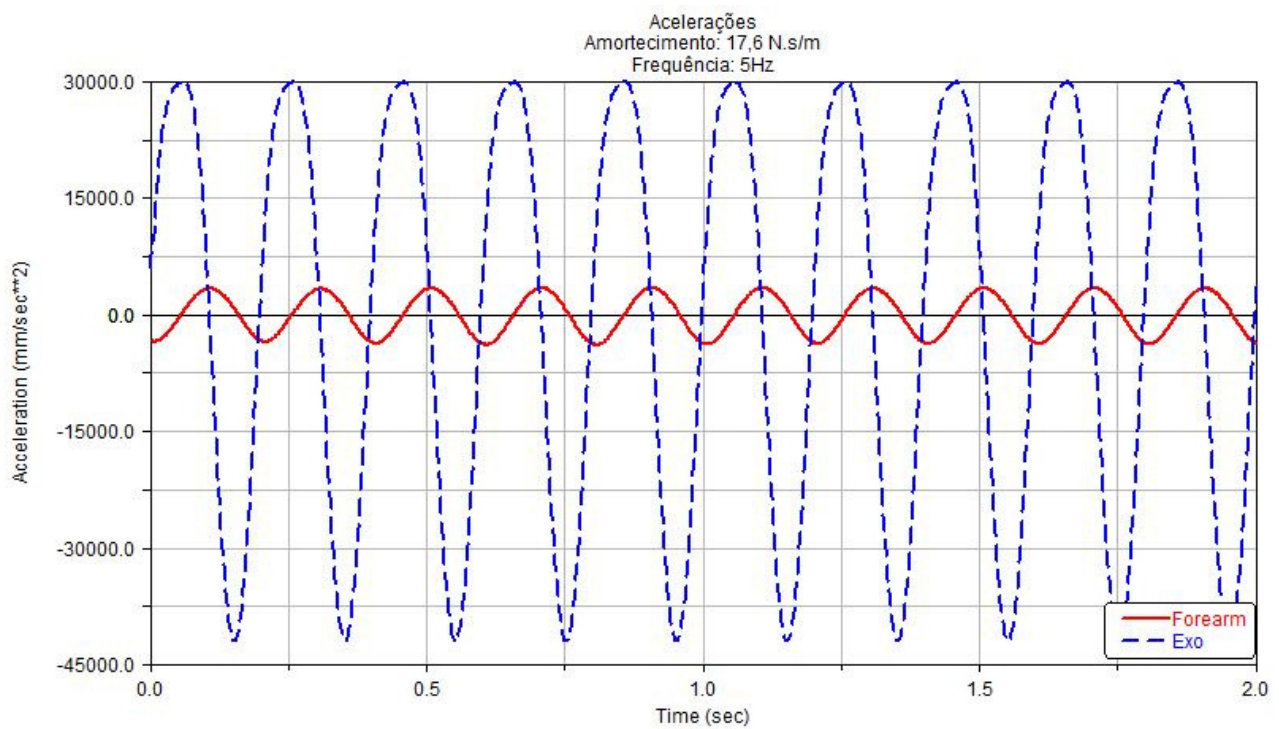


Figura 4.9: Acelerações, a 5 Hz e amortecimento de 17,6 N.s/m

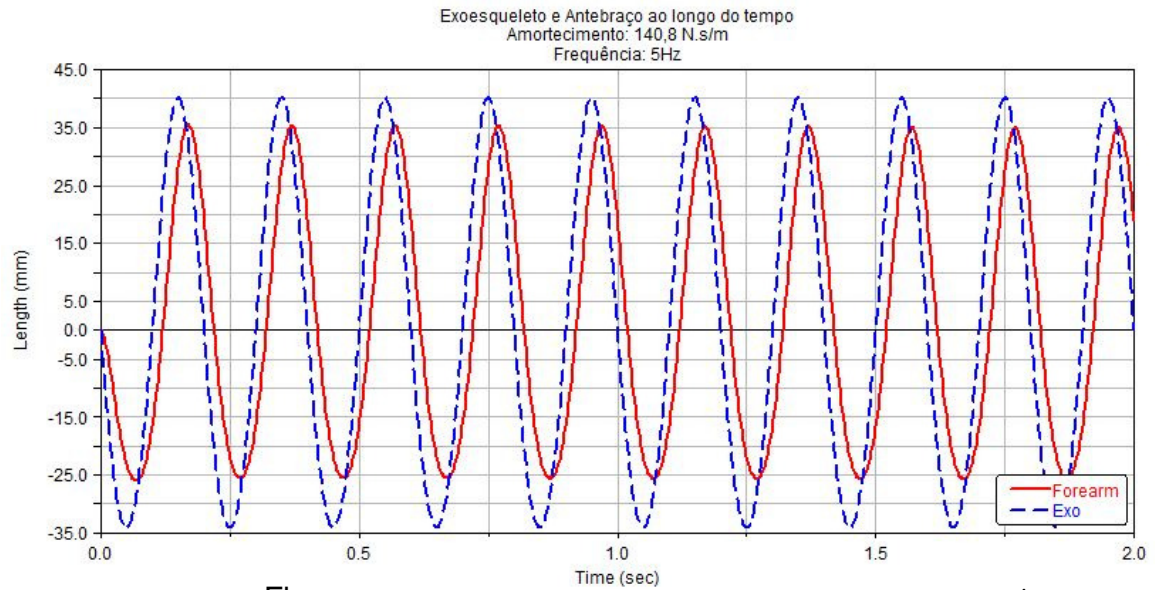


Figura 4.10: Seguimento, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s/m

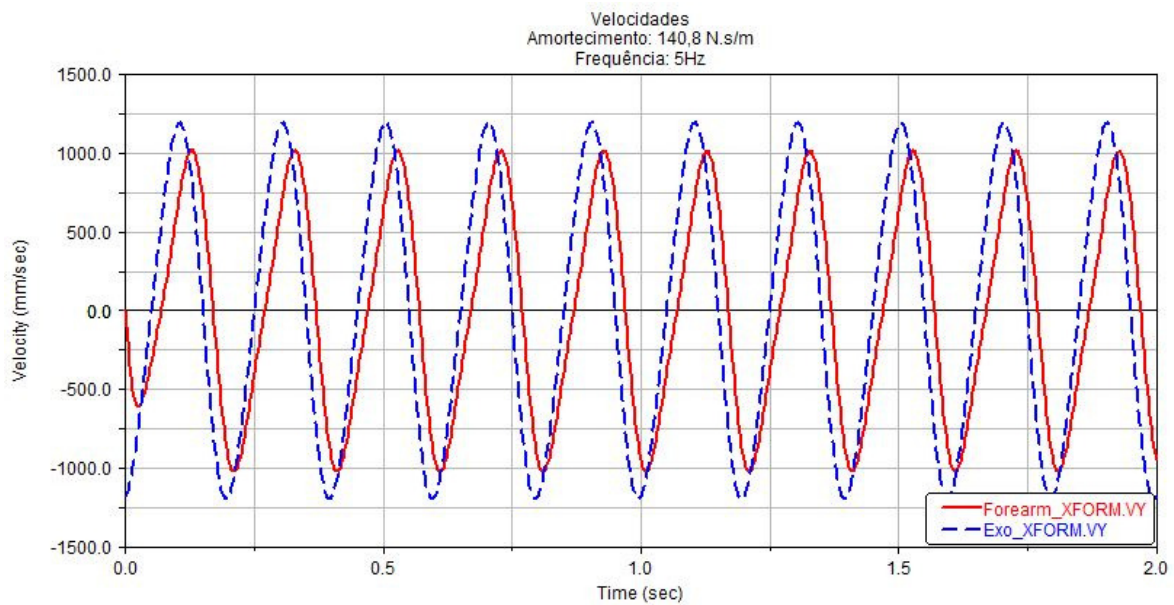


Figura 4.11: Velocidades, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s/m

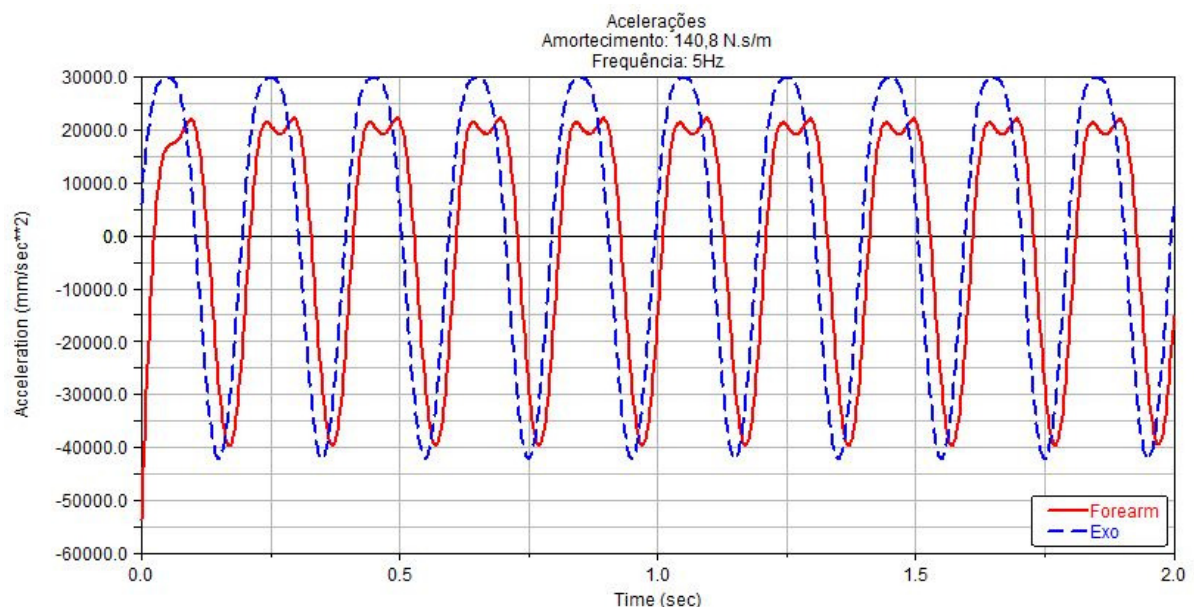


Figura 4.12: Acelerações, a 5 Hz e amortecimento de 140,8 N.s/m

Da análise dos gráficos, pode-se concluir que, quanto maior a frequência com que se deseja trabalhar, maior deve ser o amortecimento, para que o o seguimento seja aceitável. Por outro lado, ao aumentar esse coeficiente, as velocidades atingidas também crescem vertiginosamente, o que é prejudicial ao usuário, e as acelerações, apesar de bem controladas após alguns segundos, apresentam o pico inicial, já citado na seção 4.2, devido ao comportamento de sistema dinâmico de segunda ordem do conjunto.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente Trabalho de Conclusão de Curso propôs o estudo da interação entre braço e exoesqueleto utilizando diferentes tipos de fixação.

Apesar de a revisão histórica ter mostrado que a ciência que estuda exoesqueletos é desenvolvida há mais de 120 anos, não há registros de estudos conclusivos que explorem a área da fixação entre membro do corpo humano e estrutura robótica.

Portanto, como até o momento não há trabalhos que estudem os tipos de fixação membro-exoesqueleto, este trata-se de um campo em que ainda há um grande vácuo tecnológico, uma vez que o entendimento de como as partes interagem durante o movimento é de extrema importância.

Talvez atualmente os esforços no avanço tecnológico se concentrem na preocupação em projetar uma cinemática mais próxima da cinemática humana, buscando tecnologias novas para se aproximar da arquitetura natural do ser humano, e se negligencie, de certa forma, o estudo devido da fixação entre essas estruturas e o corpo.

Tendo em vista que não havia literatura disponível sobre esse tema, foi necessário desbravar o âmbito da anatomia, buscando interpretar do ponto de vista da engenharia dados que usualmente são restritos ao meio da medicina, para que só então se ingressasse na proposição de modelos que viriam a ser simulados e avaliados. Procurou-se, então, simplificar as complexas estruturas anatômicas sem perder a verossimilhança, na medida do possível, e foram sugeridos modelos que, ao final, eram basicamente sistemas de massas, molas e amortecedores.

A fixação em si e os tecidos moles – pele, gordura, músculos, ligamentos – foram representados por molas. As justificativas para tal simplificação e os parâmetros adotados foram exibidos detalhadamente na seção 3. Depois, considerou-se o conjunto como elementos rígidos – osso e exoesqueleto – conectados através dessas molas.

Em seguida, uma análise analítica foi realizada, chegando a funções de transferência do sistema e a análise do diagrama de Bode ilustrou o comportamento do do conjunto a diferentes frequências.

Em seguida, simulando o comportamento do sistema com cada tipo de fixação proposto, notou-se que, como esperado, a resposta era diferente em cada caso.

Tendo em vista as os gráficos gerados pelas simulações estudados na seção 3.8 e considerando critérios seguimento, segurança e conforto, explanados na seção 1.6.1, pode-se concluir que, entre os três tipos propostos de fixação, aquele que mostra comportamento mais próximo ao que se considera comportamento ideal é o tipo fixação por Faixa Espessa. Ou seja, é com esse modelo de fixação que o membro humano segue o movimento imposto pelo exoesqueleto com maior precisão, com velocidades satisfatoriamente seguras e acelerações que não provocam incômodo ao usuário.

Foram também realizadas simulações considerando diferentes frequências, onde se pode constatar que, quanto maior a frequência do movimento, maior deve ser o coeficiente de atrito, para que o comportamento do sistema seja razoável, entretanto o sobressinal, o pico inicial da aceleração deve ser observado, para que não se exponha o paciente a riscos desnecessários.

Para uma breve análise com relação ao coeficiente de amortecimento do corpo, na seção 4.2 foi realizada uma breve discussão sobre a sensibilidade do sistema a esse parâmetro. Foi visto que um problema que se tem na escolha do fator de amortecimento é diretamente relacionado ao coeficiente de amortecimento do material da fixação. Se esse valor for baixo, como no caso deste trabalho, ele passa a ser um valor limitante do fator de amortecimento equivalente do sistema, quando considerado associado em série com os elementos de amortecimento do corpo humano.

Trabalhos futuros devem ser realizados, onde sejam propostos outros tipos de fixação e se realize simulações com outros parâmetros para que se possa decidir se, de fato, há um tipo de fixação que se sobressaia, mostrando-se superior aos outros. Para tal, são necessários estudos que determinem uma aproximação realista do fator de amortecimento e das outras propriedades mecânicas dos tecidos moles do corpo, para que o modelo fique ainda mais verossímil.

Outro trabalho extremamente útil seria escolher um dos modelos de fixação aqui propostos – Faixa Espessa, por exemplo, porque com ele foram geradas mais simulações –, para que fossem realizados ensaios reais, de modo que se pudesse observar o comportamento da estrutura, de maneira que se conclua se é possível validar as simplificações aqui adotadas para a simulação computacional. Desse modo, poder-se-ia concluir se um modelo mais refinado se faz necessário ou se é possível evitar maiores custos computacionais, usando um modelo simples como o proposto pelo presente trabalho, para obter resultados satisfatórios.

Caso os ensaios reais mostrassem resultados divergentes daqueles apresentados neste trabalho, uma possível solução seria realizar simulações que considerassem, em vez de molas, parâmetros distribuídos, utilizando corpos com diferentes módulos de Young, compostos de materiais flexíveis, o que levaria o estudo para a análise de elementos finitos, como proposto pela opção A, apresentada na seção 3.3, seguido de comparação dos resultados obtidos com os resultados fornecidos pelos ensaios reais.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BENOIT, D.; ANDERSEN, M. S.; DAMSGAARD, M.; RASMUSSEN, J.; RAMSEY, D. K., 2012. *A linear soft tissue artifact model for human movement analysis: Proof concept using in vivo data*, Gait & Posture 35. pp 606-611.
- DIKOBÉ, D. G.; LUYT, A. S., 2009. *Morphology and properties of polypropylene/ethylene vinylacetate copolymer/wood powder blend composites*. eXPRESS Polymer Letters, n. 3, February. pp. 137-199,
- DRILLIS R.; CONTINI, 1966. M., Body Segment Parameters.
- FANG, P.; CHEN, Z.; ZHANG, S.. WANG, S.; WANG, L.; FENG, J., 2006. *Microstructure and thermal properties of ethylene-(vinyl acetate) copolymer/rectorite nanocomposites*. Polymer International, pp 312-318
- FORNER-CORDERO, A.; MATEU-ARCE, M.; FORNER-CORDERO, I.; ALCÁNTARA, E., MORENO, J. C.; PONS, J. L., 2008. *Changes Study of the motion artefacts of skin-mounted inertial sensors under different attachment conditions*. Physiological Measurement, 29 N21–N31.
- FORNER-CORDERO, A., 2010. *Estudo do Controle Motor do Membro Superior*. Projeto para financiamento à FAPESP aceito. Número do processo 2010/17181-0.
- GONZALEZ, J.C.; García, A. C.; Vivas, M. J. ; Ferrús, E. ; Alcántara, E. ; Forner A., 1999. *A New Portable Method for the measurement of pressure-discomfort threshold (PDT) on the Foot Plant*. Proceedings of the 1999 Footwear Symposium in Canmore / Canada. Preconference to the ISB - Conference in Calgary
- GOONETILLEKE, R.S.; ENG, T., 1994. *Contact area effects on discomfort*. Proceedings of the 38th Human Factors and Ergonomic Society Conference. pp. 688-690.
- GRAY, H., 1918 *Anatomy of the human body*. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- HENDERSON, A, M., 1993. *Ethylene-vinyl acetate (EVA) copolymers: a general review* Electrical Insulation Magazine, IEEE: Journals & Magazines, vol.9, pp. 30-38. Jan.-Feb.
- ISHII, M; YAMAMOTO, K; HYODO K., 2012 *A stand-alone wearable power assist suit – development and availability*. Journal of Robotics and Mechatronics, v. 17, 2005
- JARRASÉ, N.; MOREL G., *Connecting a Human Limb to an Exoskeleton*. IEEE Transactions on Robotics, v28.
- JOYCE, G. C.; RACK, P. M. H., 1974. *The Effects of Load and Force on Tremor at the Normal Human Elbow Joint*. Journal of Physiology, 240. pp 375 – 396.

- KWAN, M, K.; WOO, S. L., 1989. *A structural model to describe the non-linear stress-strain behavior for parallel-fibered collagenous tissues*. Journal of Biomechanics Engineering. 111: 361-363
- KROUSKOP, T.A.; WILLIAMS, R.; KREBS, M.; HERSZKOWICZ, M. S.; GARBER, S., 1985. *Effectiveness of mattress overlays in reducing interface pressures during recumbency*, Journal of Rehabilitation Research and Development. 22(3): 7-10
- LANIR, Y.; FUNG, Y. C., 1974. *Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin II. Experimental results*. Journal of Biomechanics 7, 171-182
- LESLIE, K. C., *Pedomotor*. 1919 .US Patent 1308675.
- MAUREL, W., 1998. *3D Modelling of the human upper limb, including the biomechanics in joints, muscles and soft tissues*. PhD Thesis, École Polytechnique Federale de Lausanne, Suíça.
- MITTER, J.S., 1968. The Mytron: A Servo-Controlled Exoskeleton for the Measurement of Muscular Kinetics. *Internal research project 86-198. Final Technical Report. Cal Report NO. VO.2401.E.1.*
- MOSHER, R.S. 1967. *Handyman to Hardiman*. Artigo.
- OHSUMI, A.; NAKANO, N., 2002. *Identification of Physical Parameters of a Flexible Structure From Noisy Measurement Data*. IEEE Transactions on instrumentation and measurement, vol. 51, No 5, pp 923-929
- OLIVEIRA, J. A., 2008. *Sistema Massa-Mola*. Mestrado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Norte-UFRN / Centro Federal de Educação Tecnológica da Bahia-CEFET pp. 12-13
- PONS, J.L., 2008. *Wearable Robots*, Biomechatron Exoskeletons. Wiley and Sons, Ltd. pp 134
- PONS, J.L. ; MORENO, J.C; BRUNETTI, F.J.; ROCON, E., 2007. *Lower-Limb Wearable Exoskeleton*. Rehabilitation Robotics, Itech Education and Publishing, Vienna, Austria. pp 475
- PERRY, J. C.; ROSEN, J.; BURNS, S., 2007. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 12.
- ROCON, E.; RUIZ, A.F; PONS, J.L.; BELDA-LOIS, J.M.; SÁNCHEZ-LACUESTA, J.J. 2005. *Rehabilitation robotics: a wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression*. In: International Conference on Robotics and Automation - ICRA05. pp. 241-246
- RACK, P. M. H., 1965. *The Behaviour of a Mammalian Muscle During Sinusoidal Stretching*. Journal of Physiology, 183. pp1-14.

- ROCON, E.; RUIZ, A.F; PONS, J.L.; MORENO, J.C., 2007. *Upper-Limb Robotic Rehabilitation Exoskeleton: Tremor Suppression* Rehabilitation Robotics, Itech Education and Publishing, Vienna, Austria.
- RUIZ, A. F.; ROCON, E.; RAYA, R.; PONS, J.L., 2008. Coupled Control of Human-Exoskeleton Systems: An Adaptative Process, *Conference on Human System Interaction*, HIS.
- SADIKU, E. R.; CHACKO, A.; VORSTER, O. C., 2009. *The rheological and mechanical properties of ethylene vinyl acetate (EVA) copolymer and organoclay nanocomposites* Journal of Reinforced Plastics and Composites published online 24 April 2009
- SANKAI, Y., 2006 *Leading edge of cybernics: Robot suit hal.* In *ICE-ICASE nternational Joint Conference*, [S.l: s.n.].
- SASAKI, D.; NORITSUGU, T., TAKAIWA, M., 2005. *Development of active support splint driven by pneumatic soft actuator (ASSIST)*. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics ad Automation. pp. 520-525.
- SU, J; ZOU, H.; GUO, T., 2009. *The Study of Mechanical Properties on Soft Tissue of Human Forearm in Vivo*, 3rd ICBBE, International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering.
- VAN SCHIE, C. H. M., 2005. *A Review of the Biomechanics of the Diabetic Foot*, International Journal of Lower Extremity Wounds.
- YAGIN, N.. *Apparatus to Facilitate Walking and Running*. 1889. US Patent 406328.
- YASUTOMI, A. Y.; MIRANDA, A.B.W., 2011. *Exoesqueleto Robótico de Membro Superior para Estudo de Controle Motor Humano*. Monografia de Conclusão de Curso na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
- ZATSIORSKY, V. ; SELUYANOV, V., CHUGUNOVA, L., 1990. In Vivo Body Segments Inertial Parameters Determination Using a Gamma-Scanner Method.
- ZATTERA, A. J.; BIANCHI, O.; ZENI, M.; FERREIRA, C. A., 2005 *Caracterização de resíduos de copolímeros de etileno-acetato de vinila - EVA*. Polímeros [online], vol.15, n.1, pp. 73-78.

7. APÊNDICE A – SOLUÇÃO ANALÍTICA DO SISTEMA MASSA-MOLA-AMORTECEDOR

Resposta livre

Considere-se o seguinte sistema massa-mola-amortecedor

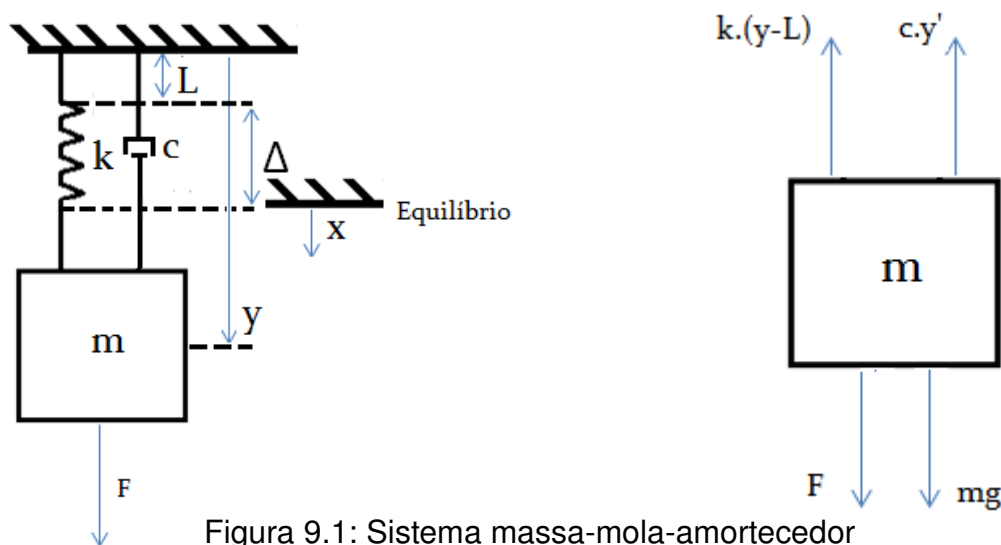


Figura 9.1: Sistema massa-mola-amortecedor

Seja F a força de entrada.

Tem-se que a rigidez da mola é responsável por uma força restitutiva, que vai sempre contra o movimento imposto, visando recuperar a dimensão da mola no equilíbrio. A força restitutiva é dada pela lei de Hooke

$$F_{\text{res}} = k.x$$

A viscosidade proporcionada pelo amortecedor é a característica responsável por absorver energia. Se o atrito viscoso é linear, a força de amortecimento é proporcional à variação de velocidade, segundo a fórmula

$$F_{\text{amort}} = c.y'$$

Supondo que a mola esteja em equilíbrio na Figura 9.1, alongada de Δ a partir da posição de repouso, e supondo F nula, tem-se o seguinte balanço das forças no equilíbrio:

$$m.g = k.\Delta$$

Já considerando-se f não nula tem-se, aplicando a segunda lei de Newton,

$$m.y'' = F - c.y' - k.(y-L) + m.g$$

Pode-se simplificar o modelo, fazendo

$$\begin{aligned} y - L &= x + \Delta \\ y' &= x' \\ y'' &= x'' \end{aligned}$$

Em termos de x, tem-se:

$$m.x'' = F - c.x' - k.(x + \Delta) + m.g \Rightarrow m.x'' = F - c.x' - k.x - k.\Delta + m.g$$

Como visto acima, $m.g = k.\Delta$. Tem-se, portanto:

$$m.x'' = F - c.x' - k.x$$

Este sistema é largamente utilizado para ilustrar a resposta de um sistema de segunda ordem.

O modelo é:

$$F = m.x'' + c.x' + k.x \quad \text{eq. I,}$$

que é um sistema de segunda ordem, cuja resposta livre pode ser obtida pelo uso da equação tentativa eq. II

$$x(t) = A.e^{st} \quad \text{eq. II,}$$

onde A e s são constantes a ser determinadas.

Diferenciando duas vezes essa equação, tem-se

$$x' = s.A.e^{st}$$

$$x'' = s^2.A.e^{st} \quad \text{eq. III}$$

Considerando o caso em que $F = 0$ e substituindo as eq. II e eq. III em eq. I, tem-se:

$$m.s^2.A.e^{st} + c.s.A.e^{st} + k.A.e^{st} = 0$$

$$(m.s^2 + c.s + k).A.e^{st} = 0$$

Para essa equação, tem-se que a solução trivial é dada para $A = 0$.

Para que seja obtida uma solução não-trivial é necessário que A seja diferente de zero e que s seja finito. Dessa forma, tem-se

$$m.s^2 + c.s + k = 0,$$

cuja solução é

$$s = \frac{-c \pm \sqrt{c^2 - 4mk}}{2m}$$

Considere-se que $c^2 > 4.m.k$.

Tem-se, então, duas soluções da forma da eq. II. Se elas forem distintas, a resposta livre é combinação linear delas, como a eq. IV

$$x(t) = A_1.e^{s_1.t} + A_2.e^{s_2.t} \quad \text{eq. IV}$$

Como são necessárias duas variáveis de estado para descrever a dinâmica do sistema, deve-se especificar seus valores iniciais para que a solução possa ser completamente determinada. Ou seja, para encontrar A_1 e A_2 , fazem-se necessárias as condições iniciais.

Considerando dados, então, $x(0)$ e $x'(0)$, e usando eq. IV, tem-se:

$$x(0) = A_1.e^0 + A_2.e^0 \rightarrow x(0) = A_1 + A_2$$

Diferenciando a eq. IV, vem:

$$x'(t) = s_1.A_1.e^{s_1.t} + s_2.A_2.e^{s_2.t}$$

e usando $x'(0)$:

$$x'(0) = s_1.A_1.e^{s_1.0} + s_2.A_2.e^{s_2.0} \rightarrow x'(0) = s_1.A_1 + s_2.A_2$$

O obtém-se o seguinte sistema fica:

$$x(0) = A_1 + A_2$$

$$x'(0) = s_1.A_1 + s_2.A_2$$

Da primeira equação vem

$$A_2 = x(0) - A_1$$

que, substituído na segunda equação, resulta em:

$$x'(0) = s_1.A_1 + s_2.x(0) - s_2.A_1 \Rightarrow x'(0) = (s_1 - s_2).A_1 + s_2.x(0)$$

Isolando A_1 e A_2 , tem-se

$$A_1 = \frac{x'(0) - s_2.x(0)}{s_1 - s_2} \text{ e } A_2 = \frac{s_1.x(0) - x'(0)}{s_1 - s_2}$$

E a solução está completamente determinada.

Soluções oscilatórias

Por outro lado, no caso em que $4.m.k > c^2$, as raízes características s_1 e s_2 são números complexos as soluções encontradas serão soluções oscilatórias.

Neste caso, a solução do tipo eq IV não é conveniente e é difícil prever o comportamento de $x(t)$ apenas olhando a solução. Rearranjando s para uma forma mais utilizada para o caso das raízes complexas, tem-se

$$\begin{aligned}s_1 &= -a + i.b \\ s_2 &= -a - i.b\end{aligned}$$

onde:

$$a = \frac{c}{2m} \text{ e } b = \frac{\sqrt{4m.k - c^2}}{2m}$$

Pode-se escrever

$$x(t) = A_1.e^{(-a + i.b).t} + A_2.e^{(-a - i.b).t} \Rightarrow x(t) = e^{-at} \cdot (A_1.e^{i.b.t} + A_2.e^{-i.b.t})$$

Pela identidade de Euler para exponencial complexa, tem-se:

$$\begin{aligned}e^{i.b.t} &= \cos(bt) + i.\sin(bt) \\ e^{-i.b.t} &= \cos(bt) - i.\sin(bt)\end{aligned}$$

E pode-se reescrever $x(t)$:

$$x(t) = e^{-at} \cdot [A_1 \cdot (\cos(bt) + i.\sin(bt)) + A_2 \cdot (\cos(bt) - i.\sin(bt))]$$

que pode ser rearranjada como:

$$x(t) = e^{-at} \cdot [(A_1 + A_2) \cdot \cos(bt) + i \cdot (A_1 - A_2) \cdot \sin(bt)]$$

Diferenciando,

$$x'(t) = -a.e^{-at} \cdot [(A_1 + A_2) \cdot \cos(bt) + i \cdot (A_1 - A_2) \cdot \sin(bt)] + e^{-at} \cdot [-b \cdot (A_1 + A_2) \cdot \sin(bt) + i \cdot b \cdot (A_1 - A_2) \cdot \cos(bt)]$$

Substituindo $x(0)$ e $x'(0)$ nas expressões $x(t)$ e $x'(t)$, pode-se expressar A_1 e A_2 como segue:

$$x(0) = e^{-a \cdot 0} \cdot ((A_1 + A_2) \cdot \cos(b \cdot 0) + i \cdot (A_1 - A_2) \cdot \sin(b \cdot 0))$$

$$x(0) = A_1 + A_2$$

$$x'(0) = -a \cdot e^{-a0} \cdot [(A_1 + A_2) \cdot \cos(b0) + i \cdot (A_1 - A_2) \cdot \sin(b0)] + e^{-a0} \cdot [-b(A_1 + A_2) \cdot \sin(b0) + i b(A_1 - A_2) \cdot \cos(b0)]$$

$$x'(0) = -a (A_1 + A_2) + i \cdot b \cdot (A_1 - A_2)$$

E o sistema a ser considerado é:

$$x(0) = A_1 + A_2$$

$$x'(0) = -a(A_1 + A_2) + i b(A_1 - A_2)$$

Reescrevendo a primeira equação, tem-se:

$$A_1 = x(0) - A_2$$

que, substituído na segunda equação, resulta em:

$$x'(0) = -a (x(0) - A_2 - A_2) + i \cdot b \cdot (x(0) - A_2 - A_2)$$

E pode-se isolar A_2 e A_1 :

$$A_2 = \frac{x(0)}{2} + \frac{x'(0) + a \cdot x(0)}{2 \cdot b} \cdot i$$

$$A_1 = \frac{x(0)}{2} - \frac{x'(0) + a \cdot x(0)}{2 \cdot b} \cdot i$$

Pode-se definir

$$A_R = \frac{x(0)}{2} \text{ e } A_{Im} = -\frac{x'(0) + a \cdot x(0)}{2 \cdot b}$$

E então tem-se

$$\begin{aligned} A_1 + A_2 &= A_R \\ i \cdot (A_1 - A_2) &= -2 \cdot A_{Im} \end{aligned}$$

E voltando à solução $x(t)$ (eq IV), pode-se escrever:

$$x(t) = e^{-at} \cdot [2 \cdot A_R \cdot \cos(bt) - 2 \cdot A_{Im} \cdot \sin(bt)]$$

De eq. IV pode-se ver que a resposta livre consiste em oscilações que decaem exponencialmente, com frequência de b (radianos) por unidade de tempo.

Para precisar a natureza da oscilação, pode-se escrever eq. IV como uma onda senoidal com um deslocamento de fase.

Comparando o termo dentro dos parênteses da equação de $x(t)$

$$2.A_R. \cos(bt) - 2.A_{Im}. \sin(bt)$$

com a identidade:

$$B.\sin(bt + \phi) = B.\sin(bt)\cos(\phi) + B.\cos(bt)\sin(\phi)$$

chega-se a

$$B.\cos(\phi) = -2.A_{Im}$$

$$B.\sin(\phi) = 2.A_R$$

Pode-se definir B como positivo e pode-se absorver eventuais mudanças de sinal, fazendo uso do ângulo ϕ .

Pode-se, então, escrever:

$$B^2\sin^2\phi + B^2\cos^2\phi = 4.(A_R^2 + A_{Im}^2)$$

Donde vem:

$$B = 2.(A_R^2 + A_{Im}^2)^{1/2}$$

Portanto a resposta livre para raízes complexas pode ser escrita como:

$$x(t) = B.e^{-at}.\sin(bt + \phi)$$

Com B dado acima e ϕ , calculado pelas equações $B.\cos(\phi) = -2.A_{Im}$ e $B.\sin(\phi) = 2.A_R$, que determina o quadrante da solução.

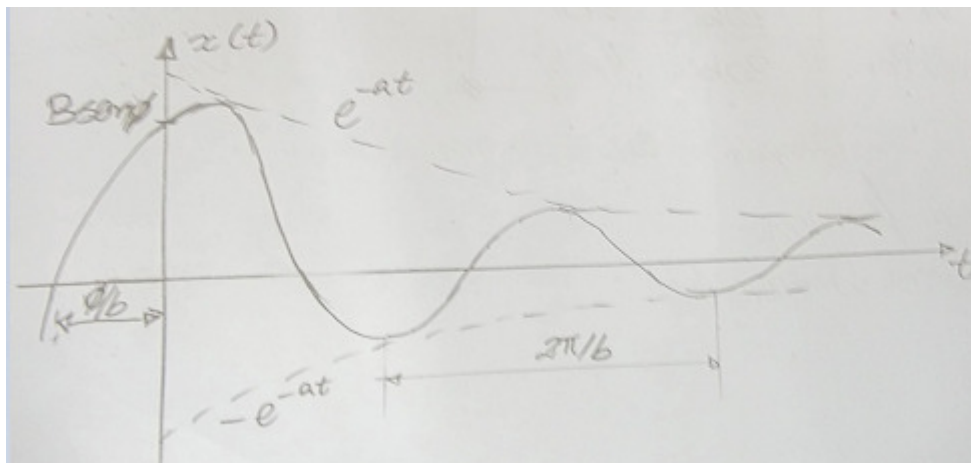
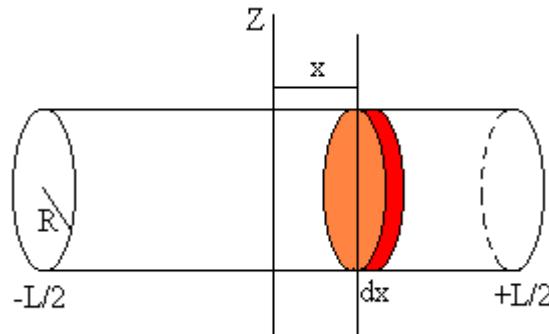


Figura 9.2: Resposta livre – solução oscilatória

A oscilação senoidal tem uma frequência b (rad/tempo), logo, o período é $T = 2.\pi/b$. A amplitude da oscilação cai exponencialmente, como ilustrado pela Figura 9.2.

8. APÊNDICE B – MOMENTO DE INÉRCIA DO CILINDRO

Para calcular o momento de inércia de um cilindro de massa M , raio R e comprimento L , com um eixo perpendicular à sua geratriz passando pelo seu centro, tem-se:



Divide-se o cilindro em discos de raio R e espessura dx . O momento de inércia de cada disco é dado por

$$\frac{1}{4} R^2 dm = \frac{1}{4} R^2 \frac{M}{\pi R^2 L} \pi R^2 dx = \frac{M}{4L} R^2 dx$$

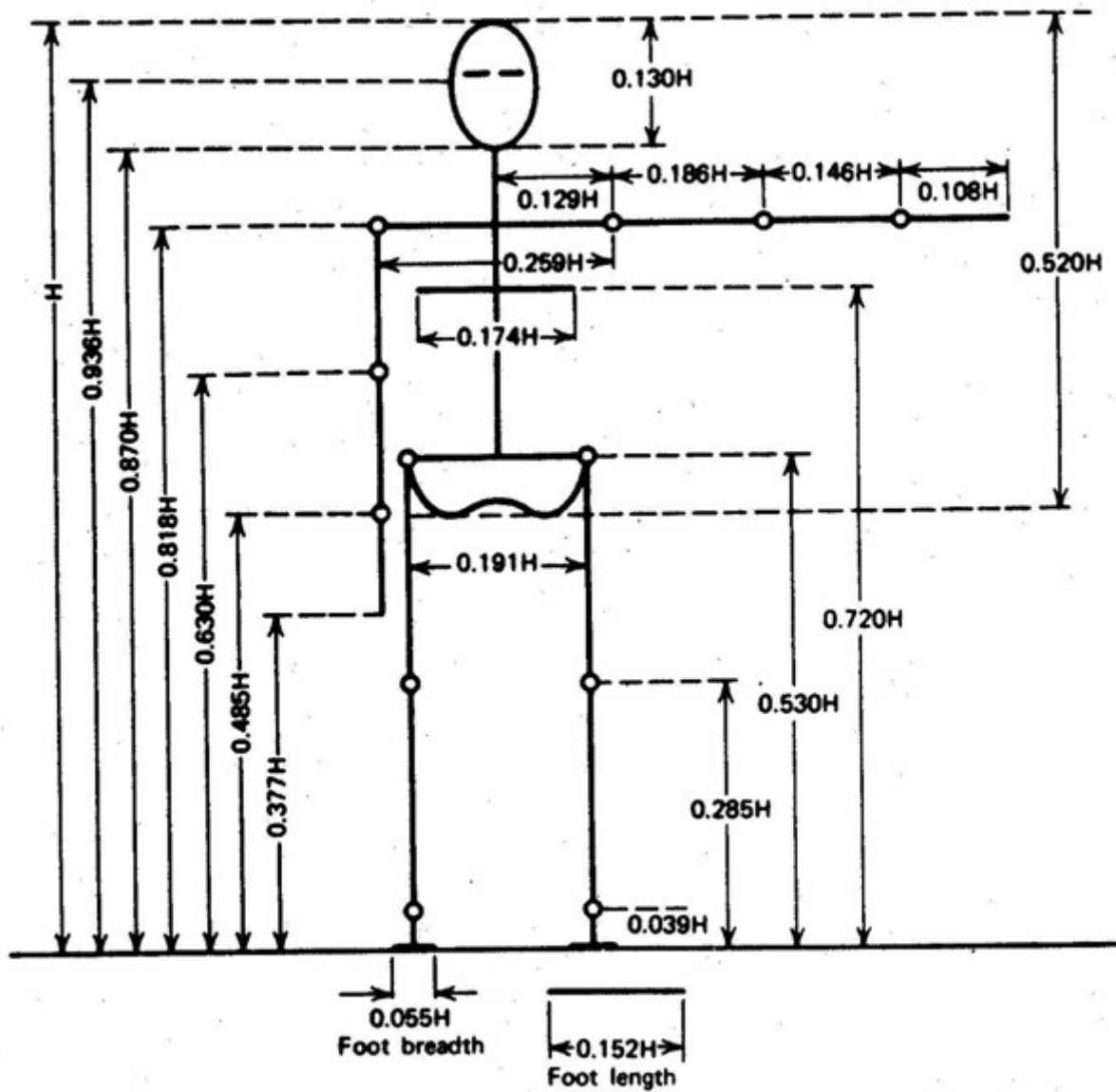
Aplica-se, então, o teorema de Steiner, para cálculo do momento de inércia desse disco, com respeito a um eixo paralelo situado a uma distância x .

$$\frac{1}{4} R^2 dm + x^2 dm = \left(\frac{1}{4} R^2 + x^2 \right) \frac{M}{\pi R^2 L} \pi R^2 dx = \left(\frac{1}{4} R^2 + x^2 \right) \frac{M}{L} dx$$

E tem-se o momento de inércia do cilindro:

$$I_G = \int_{-L/2}^{L/2} \left(\frac{1}{4} R^2 + x^2 \right) \frac{M}{L} dx = \frac{1}{4} MR^2 + \frac{1}{12} ML^2$$

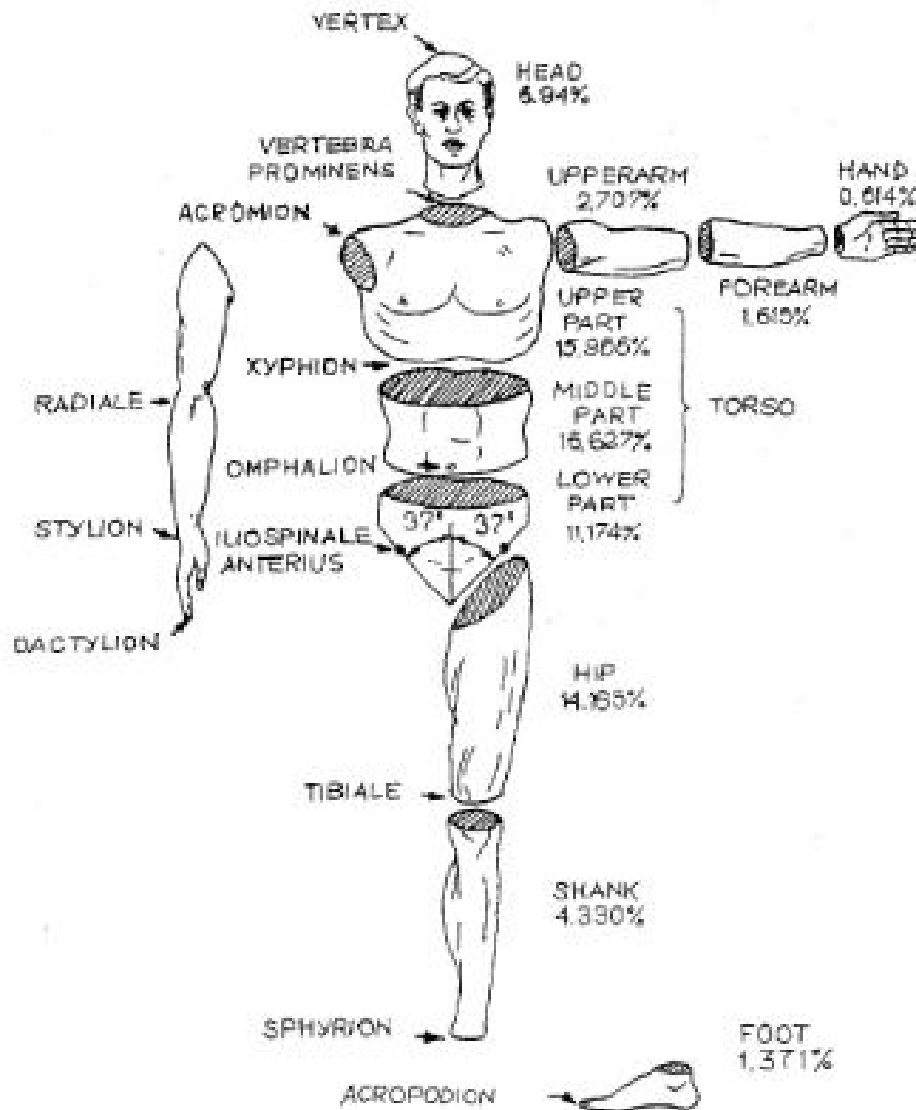
9. ANEXO A – MODELO ANTROPOMÉTRICO DE DRILLIS E CONTINI



Body segment lengths expressed as a fraction of body height H .

Modelo de Drillis e Contini, através do qual se pode estimar as medidas de cada segmento do corpo como uma fração da altura do sujeito.

10.ANEXO B – MODELO DE ZATIORSKY, SELUYANOV E CHUGUNOVA



Modelo de Zatsiorsky e Seluyanov, que dá uma estimativa da porcentagem da massa total do sujeito que cada parte do corpo representa.

11.ANEXO C – OSCILAÇÕES FORÇADAS COM AMORTECIMENTO

Consideremos agora o movimento de um sistema massa-mola com amortecimento. A equação (24) modela o fenômeno, ou seja:

$$mu''(t) + bu'(t) + ku(t) = F_0 \cos wt \quad (36)$$

onde m é massa do corpo, b é o fator de amortecimento proporcional à velocidade, k é a constante da mola e $F_0 \cos wt$ é a força externa aplicada ao sistema.

Para resolver esta equação necessitamos encontrar a solução u_h da equação homogênea e a solução u_p da equação completa. A solução geral é a soma dessas duas soluções.

Solução da homogênea:

$$mu''(t) + bu'(t) + ku(t) = 0 : \quad (37)$$

Já sabemos que a solução de (37) é $u_h = c_1 e^{r_1 t} + c_2 e^{r_2 t}$, onde r_1 e r_2 são soluções da equação característica, que podem ser reais ou complexas conjugadas.

Para encontrar a solução da não homogênea podemos admitir que a massa, após um certo tempo, passará a oscilar com a frequência da força externa, de modo que a solução procurada deve ser da forma:

$$u_p(t) = A \cos wt + B \sin wt \quad (38)$$

Derivando u_p duas vezes e substituindo em (36) teremos:

$$\begin{aligned} u_p' &= -Aw \sin wt + Bw \cos wt \quad e \quad u_p'' = -Aw^2 \cos wt - Bw^2 \sin wt. \\ -Amw^2 \cos wt - Bmw^2 \sin wt - Abw \sin wt + Bbw \cos wt + Ak \cos wt + Bk \sin wt &= F_0 \cos wt \\ (Ak + Bbw - Amw^2) \cos wt + (Bk - Abw - Bmw^2) \sin wt &= F_0 \cos wt \end{aligned}$$

Dai,

$$\begin{cases} Ak + Bbw - Amw^2 = F_0 \cos wt \\ Bk - Abw - Bmw^2 = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} A = \frac{(k - mw^2)}{(k - mw^2)^2 + b^2 w^2} F_0 \\ B = \frac{bw}{k - mw^2} A = \frac{bw}{(k - mw^2)^2 + b^2 w^2} F_0 \end{cases}$$

Como $w_0^2 = \frac{k}{m} \Rightarrow k = mw_0^2$ e fazendo $\gamma = \frac{b}{2m} \Rightarrow b = 2m\gamma$, vem:

$$\begin{cases} A = \frac{(k - m\omega^2)}{(k - m\omega^2)^2 + b^2\omega^2} F_0 = \frac{(m\omega_0^2 - m\omega^2)}{(m\omega_0^2 - m\omega^2)^2 + (2m\gamma)^2\omega^2} F_0 = \frac{m(\omega_0^2 - \omega^2)}{m^2[(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2]} F_0 \\ B = \frac{b\omega}{k - m\omega^2} A = \frac{b\omega}{(k - m\omega^2)^2 + b^2\omega^2} F_0 = \frac{2m\gamma\omega}{m^2[(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2]} F_0 \end{cases}$$

Portanto, $A = \frac{(\omega_0^2 - \omega^2) F_0 / m}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}$ e $B = \frac{2\gamma\omega F_0 / m}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}$ (39)

Reescrevendo $u_p(t) = A \cos \omega t + B \sin \omega t$ na forma $u_p(t) = R \cos(\omega t - \theta)$ e lembrando que:

$$R = \sqrt{A^2 + B^2} \quad e \quad \tan \theta = \frac{B}{A}$$

$$R = \frac{F_0 / m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}} \quad e \quad \tan \theta = \frac{2\gamma\omega}{\omega_0^2 - \omega^2} \quad (40)$$

Finalmente,

$$u_p(t) = \frac{F_0 / m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}} \cos(\omega t - \theta) \quad (41)$$

Assim, a solução geral de (36) é:

$$u = c_1 e^{r_1 t} + c_2 e^{r_2 t} + \frac{F_0 / m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}} \cos(\omega t - \theta) \quad (42)$$

O termo $u_h = c_1 e^{r_1 t} + c_2 e^{r_2 t}$ pode ser escrito como:

$$u_h = c_1 e^{\frac{-b + \sqrt{\Delta}}{2m} t} + c_2 e^{\frac{-b - \sqrt{\Delta}}{2m} t} = c_1 e^{\frac{-b}{2m} t} e^{\frac{\sqrt{\Delta}}{2m} t} + c_2 e^{\frac{-b}{2m} t} e^{\frac{-\sqrt{\Delta}}{2m} t} = \left(c_1 e^{\frac{\sqrt{\Delta}}{2m} t} + c_2 e^{\frac{-\sqrt{\Delta}}{2m} t} \right) e^{\frac{-b}{2m} t} = (c_1 e^{\alpha t} + c_2 e^{-\alpha t}) e^{-\gamma t} \quad (43)$$

Em (43) $\alpha = \frac{\sqrt{\Delta}}{2m}$ é real ou complexo, mas $\gamma = \frac{b}{2m}$ é uma constante real positiva. Assim quando $t \rightarrow \infty$, $e^{-\gamma t} \rightarrow 0$ e conseqüentemente $u_h = c_1 e^{r_1 t} + c_2 e^{r_2 t} \rightarrow 0$. Por este motivo $u_h = c_1 e^{r_1 t} + c_2 e^{r_2 t}$ é chamada de **solução transiente**. Como resultado, resta apenas o termo:

$$U(t) = \frac{F_0 / m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\gamma^2\omega^2}} \cos(\omega t - \theta) \quad (44)$$

Observe que esta ultima expressão varia com a mesma frequência da força externa, possui amplitude constante e não depende das condições iniciais. Esta é a chamada **solução estacionária** ou **resposta forçada**, pois é o que permanece depois que o estado transiente desaparece.