



PROJETO DE GRADUAÇÃO

**ANÁLISE DINÂMICA DE UM EXOESQUELETO
DE MEMBROS INFERIORES UTILIZADO NO
CONTEXTO DE REABILITAÇÃO DE
INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR**

Por,
Daniel Baldasso Robbi

Brasília, 1 de julho de 2018

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECANICA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

PROJETO DE GRADUAÇÃO

**ANÁLISE DINÂMICA DE UM EXOESQUELETO
DE MEMBROS INFERIORES UTILIZADO NO
CONTEXTO DE REABILITAÇÃO DE
INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR**

POR,

Daniel Baldasso Robbi

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro Mecânico.

Banca Examinadora

Prof. Alberto C. G. C. Diniz, UnB/ ENM (Orientador)

Prof. Antônio Padilha L. Bó, UnB/ENE (Coorientador)

Prof. Eugênio Libório Feitosa Fortaleza, UnB/ ENM

Prof. Mário Olavo Magno de Carvalho, UnB/ ENM

Brasília, 1 de julho de 2018

RESUMO

Dentro do contexto da utilização de exoesqueletos para a reabilitação de pacientes com lesão medular há uma diversificação na utilização de atuadores para promover e controlar os movimentos da marcha humana. Para se estudar a utilização de atuadores, elementos passivos e semi-ativos alternativos é necessário o conhecimento dos torques atuantes nas juntas dos membros inferiores para um ciclo da marcha. O objetivo desse trabalho é justamente obter os torques necessários nas articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) no âmbito de uma marcha de reabilitação (velocidade 0,3 m/s) e usá-los para a seleção de forma otimizada dos atuadores a serem usados em um exoesqueleto a ser desenvolvido. Visando estudar a influência da aceleração do quadril na dinâmica do sistema, dois modelos dinâmicos foram desenvolvidos. O primeiro considera o quadril um referencial inercial e o segundo considera a sua aceleração durante a marcha, sendo que ambos foram implementados através de rotinas no software MATLAB. Realizou-se a análise da dinâmica direta e inversa de uma marcha sadia apresentada na literatura com a finalidade de validar e estudar as limitações dos modelos propostos e posteriormente aplicou-se dados cinemáticos medidos experimentalmente para a obtenção de padrões de torque na marcha de reabilitação para as articulações dos membros inferiores. Os padrões gerados pelos dois modelos distintos foram comparados e, posteriormente, o mais fiel a realidade foi usado para a seleção otimizada dos atuadores do exoesqueleto desenvolvido.

ABSTRACT

Within the context of exoskeletons for the rehabilitation of patients with spinal cord injury there is a diversification in the use of actuators to promote and control human gait movements. In order to study possible actuator alternatives, it is necessary to know the moments acting on the leg joints for a gait cycle. The aim of this work is precisely to obtain the required moments in the joints of the lower limbs (hip, knee and ankle) in a rehabilitation gait (speed 0.3 m /s) and use them in the optimized selection of the actuators that will be used in an exoskeleton. In order to see how relevant the hip acceleration is for the system dynamics, two different models were developed. The first one considers the hip inertial and the second takes in consideration the hip acceleration during gait and both were implemented through routines in MATLAB software. It was performed the analysis of the direct and inverse dynamics of a healthy gait presented in the literature with the purpose of validating and studying the limitations of the proposed models and it was applied experimentally kinematic data to obtain moment patterns in the rehabilitation gait for the lower limb joints. These patterns were compared and the best one was used in the optimized selection of the actuators for the developed exoskeleton.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 O TEMA DE ESTUDO E SUA RELEVÂNCIA	1
1.2 OBJETIVOS	2
1.3 METODOLOGIA	2
1.4 ESTRUTURAÇÃO DO TRABALHO	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1 ALGUNS EXEMPLOS DE EXOESQUELETOS E MÁQUINAS DE REABILITAÇÃO	4
2.2 FUNDAMENTOS DA MARCHA HUMANA	7
2.2.1 Planos Principais	7
2.2.2 Movimentação das Articulações dos Membros Inferiores	7
2.2.3 Propriedades Antropométricas	10
2.2.4 Dinâmica da Marcha Humana	11
2.2.5 Diferenças Cinemática entre Marcha Sadia e Marcha em Reabilitação	13
2.2.6 Força de Reação do Solo Durante a Fase de Sustentação	13
2.2.7 Dificuldade na geração da marcha e Controle a Nível Muscular	15
2.2.8 A Inercialidade do Quadril	17
2.3 ALGUNS EXEMPLOS DA MODELAGEM DINÂMICA DA MARCHA HUMANA	18
2.4 TORQUES NAS ARTICULAÇÕES DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE UMA MARCHA SADIA E COM BAIXA CADÊNCIA	19
2.5 FUNDAMENTOS DA DINÂMICA LAGRANGIANA	21
2.5.1 Convenção de Denavit-Hartenberg para a Escolha de Eixos e Coordenadas Generalizadas	21
2.5.2 As Equações de Euler Lagrange	22
2.5.3 As Equações de Euler Lagrange para um Manipulador Robótico de base inercial de n-Links	23
2.5.4 As Equações de Euler Lagrange para um Manipulador Robótico de base não inercial de n-Links	25
2.6 Seleção de Atuadores	26
2.6.1 Análise Comparativa dos Tipos de Atuadores	26
2.6.2 Procedimentos para a Seleção Otimizada dos Atuadores Elétricos	27
3. MODELAGEM	31
3.1 Modelo Considerando o Quadril Inercial	31
3.1.2 MODELAGEM DA FASE DE BALANÇO	32
3.1.3 MODELAGEM DA FASE DE APOIO	34
3.2 Modelo Considerando a Aceleração do Quadril	37
3.3 Desenvolvimento de Rotinas em MATLAB	39
4. Metodologia Experimental	40
4.1 APARATO EXPERIMENTAL	40
4.2 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO	41
4.3 ANÁLISE DOS DADOS	42
4.3.1 Identificação da Fase de Apoio	47
5. Análise de Resultados	48
5.1 ANÁLISE DINÂMICA MARCHA SADIA	48
5.1.1 Descrição Experimento Realizado em Winter (2009)	48
5.1.2 Dinâmica Inversa da Marcha Sadia para Um Ciclo da Marcha	49
5.1.3 Dinâmica Direta da Marcha Sadia para Um Ciclo da Marcha e a Necessidade de um Controlador	54
5.2 ANÁLISE DA DINÂMICA MARCHA EM REABILITAÇÃO	56
5.2.1 Hipóteses Assumidas	56
5.2.2 Dinâmica Inversa da Marcha em Reabilitação	58
5.3 Seleção Otimizada dos Atuadores do Quadril, Joelho e Tornozelo	64
6. Conclusões	70
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exoesqueleto BLEEX (Zoss,2005)	5
Figura 2 – Exoesqueleto Rewalk (Fonte: Página da Rewalk)	5
Figura 3 – Modelo Máquina de Reabilitação (Colombo, 2000)	6
Figura 4 – Máquina de Reabilitação Lokomat (Fonte: Página da Hocoma)	6
Figura 5 – Planos de referência (Suekichi,2014)	7
Figura 6 – Abdução e Adução da perna (Araújo, 2010)	8
Figura 7 – Extensão e Flexão da perna (Araújo, 2010)	8
Figura 8 – Rotação da perna (Araújo, 2010)	8
Figura 9 – Extensão e Flexão do Joelho (Araújo, 2010)	9
Figura 10 – Inversão do Tornozelo (Araújo, 2010)	9
Figura 11 – Dorsiflexão e Flexão Plantar do Tornozelo (Araújo, 2010)	9
Figura 12 – Abdução e Adução do Tornozelo (Araújo, 2010)	10
Figura 13 – Flexão e extensão em relação à junta metatarsial (Araújo, 2010)	10
Figura 14 – Tamanho dos Membros em Relação a Altura (Winter, 2009)	11
Figura 15 – Ilustração de Passo e Passada (Araújo,2010)	12
Figura 16 – Ilustração de Passo e Passada (adaptado de Dollar e Herr,2008)	12
Figura 17 – Força de Reação do Solo (Neumann,2010).....	13
Figura 18 – Força de Reação do Solo Durante um Ciclo de Marcha Normal (Neumann,2010)	14
Figura 19 – Força de Reação do Solo Durante um Ciclo de Marcha Lento (Winter,1987)	15
Figura 20 – Deslocamento do Centro de Pressão Durante Fase de Apoio (Adaptado de Winter,1987)	15
Figura 21 – Principais Músculos dos Membros Inferiores Envolvidos na Marcha Humana (Adaptado de Winter, 2009).....	16
Figura 22 – Aceleração Articulação do Quadril em Diferentes Velocidades de Marcha (Wiebrin, 2002).....	17
Figura 23 – Modelo Passivo de Caminhada (McGeer, 1990).....	18
Figura 24 – Modelo Pêndulo Duplo (Suekechi, 2014).....	18
Figura 25 – Modelo Exoesqueleto BLEEX (Racine, 2005)	19
Figura 26 – Torques Articulações Membros Inferiores Marcha Normal e Lenta	20
Figura 27 – Manipulador de Dois Links (Spong,2006)	22
Figura 28 – Esquema Motor, Sistema de Transmissão e Carga Externa (Rezazadeh, 2014)	27
Figura 29– Parâmetros de Denavit-Hartenberg para os Membros Inferiores	31
Figura 30 – Modelo do pé na fase de apoio	35
Figura 31 – Definição de H_2 para o final da fase de apoio.....	35
Figura 32 – Fluxograma da rotina desenvolvida em MATLAB referente à dinâmica inversa	39
Figura 33 – Modelo Esteira JOG FORMA (site TechnoGym)	40
Figura 34 – Sensor Inercial Usado (site Yost Lab)	40
Figura 35 – Sistema Polaris Spectra	41
Figura 36 – Foto Ilustrativa do Posicionamento dos Sensores no Experimento Realizado	41
Figura 37 – Angulação Relativa do Tronco, Quadril, Joelho e Tornozelo para o Experimento Realizado (Obtido dos Sensores Inerciais)	42
Figura 38 - Deslocamento Quadril para o Experimento Realizado (Obtido do sistema Polaris).....	43
Figura 39 - Ciclo Médio Angulação Quadril (Graus).....	44
Figura 40– Ciclo Médio Angulação Joelho (Graus)	44
Figura 41– Ciclo Médio Angulação Tornozelo (Graus)	44
Figura 42 - Deslocamento Horizontal.....	45
Figura 43 - Deslocamento Vertical	45
Figura 44 - Aceleração Vertical do Quadril	46
Figura 45 – Aceleração Horizontal do Quadril	46
Figura 46– Identificação da Fase de Apoio	47
Figura 47- Dados Antropomórficos Pessoa Analisada (Winter, 2009)	49
Figura 48–Esquema de Placa de Força (Winter 2009)	49

Figura 49 – Análise dinâmica inversa do quadril na marcha sadia	50
Figura 50 – Análise dinâmica inversa do joelho na marcha sadia	51
Figura 51 – Análise dinâmica inversa do tornozelo na marcha sadia	51
Figura 52 - Erros Quadril	52
Figura 53 - Erros Joelho	52
Figura 54 – Erros Tornozelo	53
Figura 55 – Resultado Dinâmica Direta Quadril.....	54
Figura 56 – Resultado Dinâmica Direta Joelho	55
Figura 57 – Resultado Dinâmica Direta Tornozelo	55
Figura 58- Força Vertical Adotada e Valores para Velocidades Maiores.....	57
Figura 59- Força Horizontal Adotada e Valores para Velocidades Maiores	58
Figura 60 – Torques Articulações Quadril.....	59
Figura 61 - Diferença Modelos para o Quadril	60
Figura 62 – Torques Articulações Joelho	61
Figura 63- Diferenças Modelos para o Joelho.....	61
Figura 64– Torques Articulações Tornozelo	63
Figura 65 - Diferenças Modelos para Tornozelo.....	63
Figura 66 - Atuadores Quadril	65
Figura 67 - Atuadores Joelho	66
Figura 68 - Atuadores Tornozelo.....	67
Figura 69 - Energia Gasta e Fator de Redução - Quadril.....	68
Figura 70 - Energia Gasta e Fator de Redução - Joelho.....	68
Figura 71 - Energia Gasta e Fator de Redução – Tornozelo	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Massa, Inércia e Centro de Massa para os Membros Inferiores.....	11
Tabela 2 – Análise Comparativa Atuadores (Adapado de Casolo, 2008)	27
Tabela 3 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg	32
Tabela 4 –Combinação Atuadores e Redutores para o Quadril	65
Tabela 5 - Combinação Atuadores e Redutores para o Joelho	66
Tabela 6 -Atuadores para o Tornozelo	67
Tabela 7 - Atuadores e Sistemas de Transmissão Selecionados	68

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

m_1	Massa da Coxa	[kg]
m_2	Massa da Perna	[kg]
m_3	Massa do Pé	[kg]
M	Massa da Pessoa	[kg]
I_1	Momento de Inércia da Coxa	[kg.m ²]
I_2	Momento de Inércia da Perna	[kg.m ²]
I_3	Momento de Inércia do Pé	[kg.m ²]
L_{c1}	Distância Proximal Centro de Massa da Coxa	[m]
L_{c2}	Distância Proximal Centro de Massa da Perna	[m]
L_{c1}	Distância Proximal Centro de Massa do Pé	[m]
Z_i	I-ésimo Eixo Referencial Z	
Y_i	I-ésimo Eixo Referencial Y	
X_i	I-ésimo Eixo Referencial X	
O_i	Posição Nula do Referencial i	
g_i	Restrição Holonômica	
q_i	Primeiro Parâmetro de Denavit Hartenberg	[rad]
d_i	Segundo Parâmetro de Denavit Hartenberg	[m]
A_i	Quarto Parâmetro de Denavit Hartenberg	[m]
L	Lagrangiano	[J]
K	Energia Cinética	[J]
P	Energia Potencial	[J]
v_e	Velocidade Linear	[m/s]
J_{vi}	Jacobiano Velocidade Linear	
J_{wi}	Jacobiano Velocidade Angular	
C_p	Aplicação da Força de Reação do Solo	[m]
D	Matriz Inercial	[kg.m ²]
C	Matriz de Coriolis e Aceleração Centrípeta	[kg.m ² .rad/s]
$g(q)$	Matriz de Termos Potenciais	[N.m]
q_f	Angulação Auxiliar do Pé na Fase de Apoio	[rad]
B	Tamanho Link Auxiliar do Pé na Fase de Apoio	[m]
H	Altura do Tornozelo nas Subfases Início da Sustentação e Apoio Médio	[m]
H_2	Altura do Tornozelo na Subfase Retirada da Sustentação	[m]
q_m	Angulação Quinto Metatarso	[rad]
g_r	Gravidade	[N.m/s ²]
$F_{pé}$	Matriz Forçamento Externo no Pé	
$F_{quadril}$	Matriz Forçamento Externo no Quadril	
F_{rv}	Força de Reação Radial	[N]
F_{rh}	Força de Reação Horizontal	[N]
M_{he}	Momento Externo no Quadril	[N.m]
I_t	Momento de Inércia do Tronco	[kg.m ²]
L_t	Comprimento do Tronco	[m]
P_t	Forçamento do Tronco	[N]
J_q	Jacobiano dos Membros Inferiores em Relação ao Quadril	
Z	Parâmetro Teste de Valores Extremos de Groove	
x_i	Ângulo absoluto relativo a uma porcentagem do ciclo analisado	[rad]

\bar{x}	Média dos Ângulos relativo a uma porcentagem do ciclo analisado	[rad]
s	Desvio Padrão Amostral para os Ângulos relativo a um ciclo	[rad]
EQM_q	Erro Quadrático Médio	[N ² .m ²]

Símbolos Gregos

α_i	Terceiro Parâmetro de Denavit Hartenberg	[rad]
τ_i	Forçamento i-ésima coordenada	[N]
w_i	Velocidade Angular	[rad/s]
θ_1	Ângulo Quadril do Modelo Desenvolvido	[rad]
θ_2	Ângulo Joelho do Modelo Desenvolvido	[rad]
θ_3	Ângulo Tornozelo do Modelo Desenvolvido	[rad]
τ_{est}	Torque Estático	[N.m]
τ_{din}	Torque Dinâmico	[N.m]
q_i	Primeiro Parâmetro de Denavit Hartenberg	[rad]
τ_q	Torque Externo no Quadril	[N.m]
β_1	Ângulo Absoluto do Quadril Experimental	[rad]
β_2	Ângulo Absoluto do Joelho Experimental	[rad]
β_3	Ângulo Absoluto do Tornozelo Experimental	[rad]
θ_{reljoe}	Ângulo Relativo do Joelho Experimental	[rad]
γ_1	Ângulo Relativo do Quadril Winter (2009)	[rad]
γ_2	Ângulo Relativo do Joelho Winter (2009)	[rad]
γ_3	Ângulo Relativo do Tornozelo Winter (2009)	[rad]
τ_{ref}	Torque Referência	[N.m]

Siglas

MATLAB	<i>Matrix Laboratory</i>
FRS	Força de Reação no Solo
EMA	Empoderando Mobilidade e Autonomia
LARA	Laboratório de Automação e Robótica
TAO	Transparent Active Orthoses

1. INTRODUÇÃO

1.1 O TEMA DE ESTUDO E SUA RELEVÂNCIA

Os estudos referentes à pessoas com mobilidade reduzida começaram efetivamente no período posterior à segunda guerra mundial devido ao grande número de mutilados e de lesionados na medula (Santos, 2011). Segundo Tremblay (1996), Harry Botterell foi o primeiro neurocirurgião a estudar o tema.

No Brasil, segundo o censo do IBGE (2010), em 2000 haviam aproximadamente 955 mil pessoas com deficiência física, dos quais 400 mil eram paraplégicos. Esses valores mostram a importância de não somente se estudar as deficiências físicas em termos das ciências da saúde (biologicamente), mas também de propor soluções de engenharia que visam melhorar de alguma forma a vida dessas pessoas afetadas.

A reabilitação dos pacientes com lesão medular que apresentam como sintoma principal a paralisia de alguns conjuntos musculares (Santos, 2011). A paralisia é uma condição de imobilidade total ou parcial de um ou mais músculos (Suekichi, 2014) e pode ocorrer devido à acidentes ou à degradação natural do corpo humano. A paralisia dos membros inferiores é chamada de paraplegia enquanto a de corpo inteiro é chamada de tetraplegia.

A impossibilidade de controlar e mover os membros ocasiona não só a diminuição da qualidade de vida da pessoa mas também outras complicações médicas como úlceras de pressão, problemas circulatórios e problemas urológicos (Nogueira, 2010).

Nesse contexto, a reabilitação de pacientes com lesão medular é desejada com a finalidade de não somente proporcionar uma recuperação da força dos membros lesionados, mas principalmente da funcionalidade e independência do indivíduo na execução das tarefas.

Uma lesão medular pode interromper a transmissão de informação entre o sistema nervoso central e o restante do corpo, vindo a causar algum tipo de paralisia (Dietz et al, 2014). A lesão da coluna vertebral tem como consequência, portanto, a perda das funções associadas aos nervos localizados na vértebra lesionada e abaixo da mesma. Existem dois tipos de lesão da coluna vertebral – a completa e a incompleta. Na primeira ocorre a perda total das funções musculares e sensoriais na região afetada e abaixo dela e na segunda há uma preservação de algumas funções sensoriais-motoras (Seeley et al, 2007).

A reabilitação é possível em alguns casos porque ela permite, através de padrões específicos e frequentes de atividades, aumentar a probabilidade de uma combinação de neurônios para a execução dessa atividade (Cai et al, 2006), além do fortalecimento propriamente dito dos músculos exercitados.

Todavia a sua eficácia não pode ser garantida devido à gravidade e variedade das lesões dos pacientes, sendo que a sua maior taxa de sucesso é quando há somente uma lesão medular parcial.

Geralmente, a reabilitação dos membros inferiores envolve a atuação de vários fisioterapeutas e é extenuante e não muito eficiente. A utilização de equipamentos robóticos (exoesqueletos e máquinas de reabilitação) permite sessões de reabilitação mais longas e com uma maior qualidade, sendo uma tendência a ser seguida nos centros clínicos (Santos, 2011).

O primeiro passo no desenvolvimento de exoesqueletos é o entendimento da dinâmica da marcha sadia e em reabilitação. O desenvolvimento de um modelo dinâmico é importante para a escolha dos atuadores pois expressa a relação entre as forças e momentos externos aplicados e o movimento dos membros. Um erro grande na modelagem pode causar danos físicos ao paciente, pois seu corpo estará exposto à forças excessivos ou estranhos à natureza humana. Esse trabalho foca no desenvolvimento de um modelo que pode ser aplicado em exoesqueletos e máquinas de reabilitação no contexto de reabilitação, possibilitando assim um maior controle da marcha e ajudando os fisioterapeutas no manuseio do paciente.

1.2 OBJETIVOS

Esse trabalho se insere no âmbito do projeto TAO (Transparent Active Orthoses), realizado pela UnB e por outras universidades públicas brasileiras e têm como objetivo geral o desenvolvimento de exoesqueletos de membros inferiores leves e compactos para a assistência a pessoas com mobilidade reduzida decorrente de lesões medulares e desordens neurológicas no contexto de reabilitação.

O objetivo principal desse trabalho é a seleção otimizada dos atuadores a serem usados no exoesqueleto a ser desenvolvido pela UnB no âmbito do projeto TAO. Além disso, os objetivos específicos desse trabalho são a validação dos modelos dinâmicos desenvolvidos no contexto da marcha sadia e da marcha em reabilitação e a coleta de dados cinemáticos das articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) para a marcha em reabilitação.

1.3 METODOLOGIA

Foi realizada uma revisão e análise da literatura para melhor compreender os fenômenos envolvidos na marcha humana e as técnicas de modelagem de sistemas dinâmicos não lineares que serviram de base teórica para as etapas posteriores.

Primeiramente, dois modelos dinâmicos distintos foram desenvolvidos, sendo que um considera a aceleração do quadril e o outro o considera inercial. Ambos os modelos foram implementados através de rotinas em MATLAB e os resultados da dinâmica inversa para uma marcha sadia foram comparados entre si e com os torques encontrados na literatura (Winter, 2009) analisando as diferenças e similaridades encontradas.

Posteriormente, conduziu-se um experimento com a finalidade de obter os ângulos das articulações dos membros inferiores e a aceleração do quadril em condições que se assemelham a marcha em reabilitação. O tratamento dos sinais e a aplicação do modelo foram feitos em MATLAB. Ambos os modelos desenvolvidos foram usados na análise da dinâmica inversa da marcha em reabilitação e os resultados foram novamente comparados qualitativamente entre si e com os torques encontrados na literatura para valores de baixa, média e alta cadência (Winter, 1987).

O torques obtidos pelo modelo mais completo (considerando a aceleração do quadril) foi usado como referência na seleção otimizada dos atuadores a serem usados no exoesqueleto. Essa seleção levou em consideração os limites impostos pelas curvas características (torque-velocidade) e os torques máximos permitidos pelos atuadores analisados. Dentre os atuadores que podem ser usados nas articulações dos membros inferiores, obteve-se o fator de redução para o redutor que otimizasse a energia gasta durante a marcha em reabilitação. Posteriormente, para os atuadores que consumissem a mesma energia, optou-se pelo sistema atuador-redutor que fosse mais leve.

1.4 ESTRUTURAÇÃO DO TRABALHO

Esse relatório será dividido em 6 capítulos conforme descrito a seguir.

O Capítulo 1 apresenta uma breve introdução do tema a ser abordado, descrevendo os conceitos de paralisia e a reabilitação e a utilização de exoesqueletos para melhorar a qualidade desta. Além disso são apresentados os objetivos gerais do projeto e os específicos desse trabalho, assim como a metodologia a ser adotada.

O Capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica dos fundamentos a serem utilizados no desenvolvimento dos modelos dinâmicos e do experimento realizado e o estado da arte de exoesqueletos utilizados em ambientes clínicos.

O Capítulo 3 consiste na apresentação dos modelos dinâmicos desenvolvidos.

O Capítulo 4 apresenta o experimento realizado para a obtenção dos dados cinemáticos para uma marcha em reabilitação.

O Capítulo 5 consiste na análise dos resultados preliminares obtidos para uma marcha sadia e para uma marcha em reabilitação e apresenta a seleção otimizada dos atuadores a serem usados no exoesqueleto da UnB no âmbito do projeto TAO.

O Capítulo 6 consiste na conclusão do trabalho desenvolvido e propostas de trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesse capítulo é apresentada uma revisão dos principais conceitos e referências para o desenvolvimento desse trabalho.

O estado da arte de exoesqueletos e máquinas de reabilitação é apresentado devido a importância de se conhecer o panorama geral das soluções de engenharia adotadas atualmente no desenvolvimento desses equipamentos. Posteriormente, disserta-se sobre os fundamentos da marcha humana, apresentando conceitos importantes na descrição desse fenômeno. Apresentam-se também os principais modelos usados para descrever dinamicamente a marcha tanto sadia quanto em reabilitação.

Por fim, discorre-se sobre os fundamentos da dinâmica lagrangiana, a qual será usada no desenvolvimento dos modelos apresentados no capítulo 3.

2.1 ALGUNS EXEMPLOS DE EXOESQUELETOS E MÁQUINAS DE REABILITAÇÃO

Segundo Herr (2009) exoesqueletos são dispositivos mecânicos antropomórficos que são usados pelo operador para aumentar ou restaurar os seus movimentos. Os dois principais objetivos que os exoesqueletos atualmente possuem são aumentar a força e velocidade do usuário (por exemplo, aplicações militares) e para ajudar pacientes que perderam a funcionalidade de algum membro.

O primeiro exoesqueleto com atuadores ativos foi projetado em 1960 por Miodir Vukobratovic no Mihailo Pupin Institute em Belgrado. Desde então, inúmeros projetos tentam melhorar as características técnicas dos exoesqueletos e torná-los mais funcionais. Atuadores elétricos, pneumáticos e série elásticos são os tipos de atuação mais adotados atualmente (Araújo, 2010).

Um dos exoesqueletos mais completos existentes hoje é o BLEEX, desenvolvido em 2003 e aperfeiçoado em 2005 pela Universidade da Califórnia em Berkeley (figura 1). Ele possui como objetivo aumentar a capacidade de uma pessoa carregar carga, característica desejada pelo seu financiador principal, o Departamento de Defesa dos Estados Unidos da América. É composto por atuadores hidráulicos lineares nas articulações dos tornozelos, joelhos e coxas (Zoss, 2005) e atua em sete graus de liberdade por perna. Possui capacidade de carga de aproximadamente 70 Kg com velocidade de caminhada de 2.2 m/s, descontado o peso do usuário (Zoss, 2005).



Figura 1 – Exoesqueleto BLEEX (Zoss,2005)

Um exoesqueleto disponível no mercado e que possui como finalidade aumentar a mobilidade de pessoas com limitação muscular é o ReWalk da empresa Argo (Figura 2). Sua atuação consiste em motores de corrente contínua posicionados no quadril e no joelho (quatro graus de liberdade). É bastante utilizado no contexto de reabilitação em clínicas de ponta e permite pessoas com lesão medular se manterem eretos, andar, fazer curvas, subir e descer escadas (Santos, 2011). Esse exoesqueleto não garante porém a estabilidade do paciente, sendo necessário a utilização de muletas durante a caminhada.



Figura 2 – Exoesqueleto Rewalk (Fonte: Página da Rewalk)

Em um contexto de reabilitação é necessário o controle tanto das variáveis da marcha quanto das características do contato entre o corpo humano e o ambiente (solo). Máquinas de reabilitação da marcha tem como característica a integração entre exoesqueletos e esteiras, permitindo assim o controle das condições de operação. Para garantir a estabilidade e aliviar as forças atuantes nos membros inferiores

algumas máquinas de reabilitação possuem um sistema de suspensão que atua no tronco do paciente (Colombo, 2000), conforme ilustrado na figura 3.

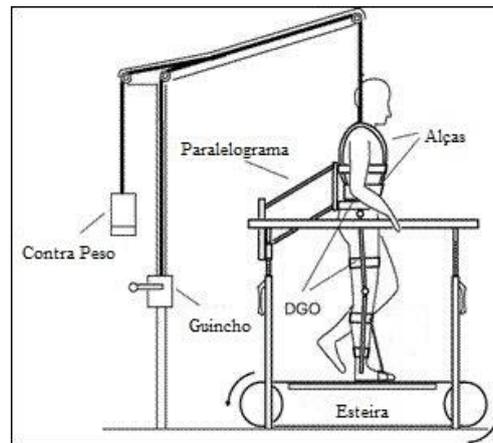


Figura 3 – Modelo Máquina de Reabilitação (Colombo, 2000)

O Lokomat é uma máquina de reabilitação desenvolvida pela empresa Hocoma e se encontra disponível atualmente no mercado (Figura 4). Possui como finalidade automatizar as sessões de reabilitação e consiste de atuadores elétricos no quadril e no joelho movimentando a perna de um paciente em balanço por um sistema de sustentação. No tornozelo há uma mola para impedir que a pessoa tropece quando andando (problema do pé caído). O exoesqueleto se encontra integrado à esteira permitindo assim o controle da velocidade da marcha de forma eficiente e segura.



Figura 4 – Máquina de Reabilitação Lokomat (Fonte: Página da Hocoma)

De forma geral, recomenda-se que o paciente que sofreu lesão medular faça a sua reabilitação em uma máquina de reabilitação controlada e na presença de fisioterapeutas qualificados e somente depois da completa adaptação a exoesqueletos usá-los de forma independente.

2.2 FUNDAMENTOS DA MARCHA HUMANA

Apresentam-se nessa subseção os conceitos básicos para a descrição da marcha humana. Discorre-se sobre os planos principais usados para a localização dos membros do corpo humano, os graus de liberdade e os movimentos das articulações dos membros inferiores, as propriedades antropométricas, a descrição da dinâmica da marcha sadia e as diferenças com a marcha em reabilitação.

2.2.1 Planos Principais

Os movimentos do corpo humano são referenciados em relação aos planos transversal, frontal e sagital. O plano transversal divide o corpo humano horizontalmente na metade superior e na metade inferior enquanto o plano frontal divide verticalmente nas metades frente e trás e o sagital divide verticalmente em metades direita e esquerda. A Figura 5 ilustra os planos adotados.

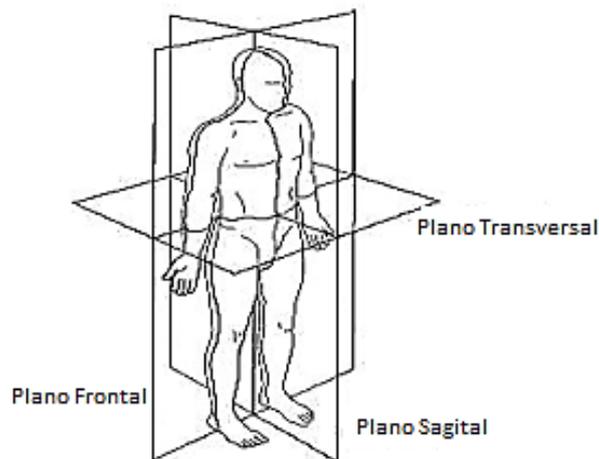


Figura 5 – Planos de referência (Suekichi,2014)

2.2.2 Movimentação das Articulações dos Membros Inferiores

Esse trabalho focará principalmente na dinâmica dos membros inferiores, portanto serão analisados os movimentos relativos às articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. O movimento relativo ao quinto metatarso também será apresentado devido à sua importância na marcha humana.

O quadril é responsável pela movimentação dos membros inferiores como um todo e possui três principais tipos de movimentos em uma pessoa saudável: a abdução e adução lateral da perna no eixo frontal; a extensão e flexão frontal da perna no eixo sagital e rotação no plano transversal(Araújo, 2010). As figuras 6, 7 e 8 ilustram os respectivos graus de liberdade.

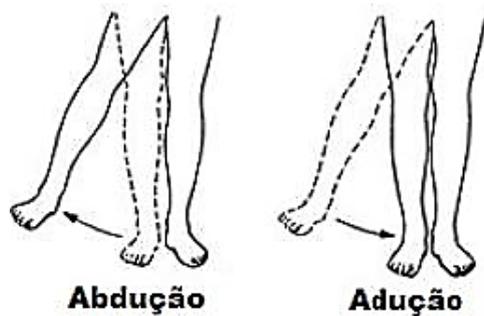


Figura 6 – Abdução e Adução da perna (Araújo, 2010)

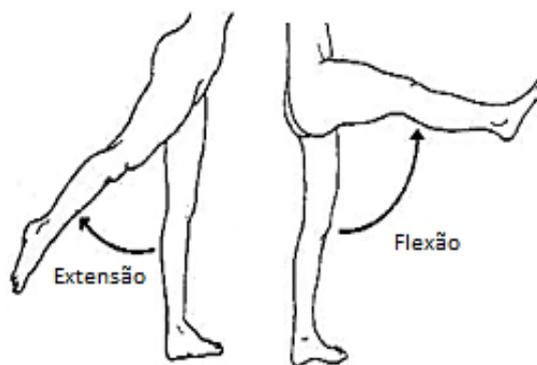


Figura 7 – Extensão e Flexão da perna (Araújo, 2010)

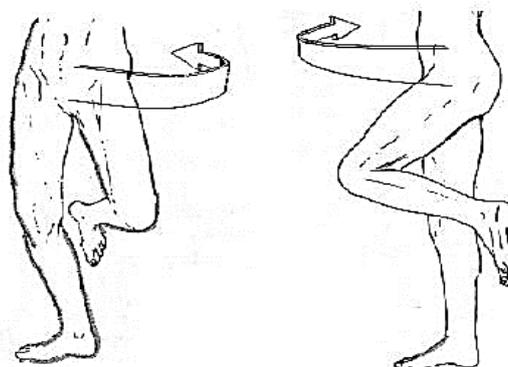


Figura 8 – Rotação da perna (Araújo, 2010)

A articulação do joelho, que liga a coxa e a perna, consegue realizar de forma segura e eficiente apenas o movimento de extensão e flexão no plano sagital. É importante salientar que sem esses graus de liberdade, o ser humano ainda consegue caminhar, porém essa marcha não pode ser considerada natural e geralmente envolve um gasto energético mais alto (Pedroso, 2011). A Figura 9 ilustra esses movimentos.

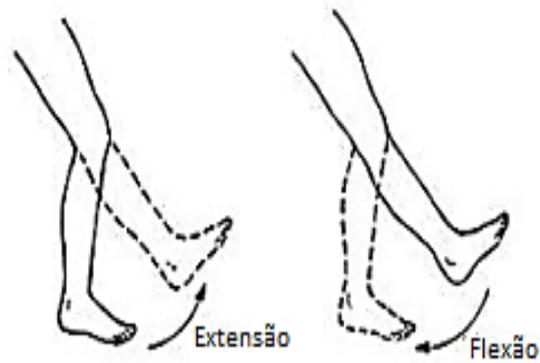


Figura 9 – Extensão e Flexão do Joelho (Araújo, 2010)

O tornozelo liga a perna e o pé e tem a capacidade de realizar o movimento de inversão no plano frontal (Figura 10), flexão e extensão no plano sagital (Figura 11) e abdução e adução no plano transversal (Figura 12). Todos esses movimentos permitem que o pé absorva satisfatoriamente as irregularidades do terreno durante a marcha.



Figura 10 – Inversão do Tornozelo (Araújo, 2010)

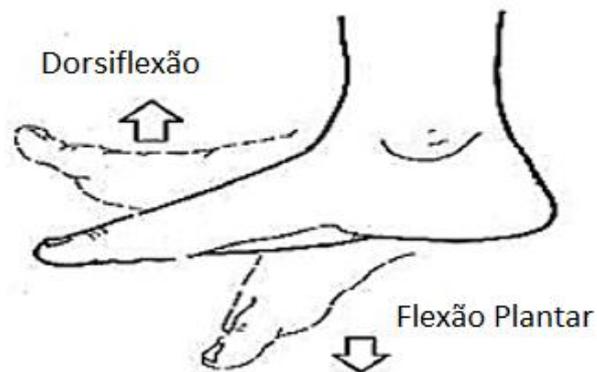


Figura 11 – Dorsiflexão e Flexão Plantar do Tornozelo (Araújo, 2010)



Figura 12 – Abdução e Adução do Tornozelo (Araújo, 2010)

O quinto metatarso é um osso localizado no pé. A sua articulação possibilita um movimento de flexão e extensão dos dedos no plano sagital durante a marcha. Esse movimento é importante principalmente no impulso no final da fase de balanço (ver seção 2.2.4) e está ilustrado na Figura 13.

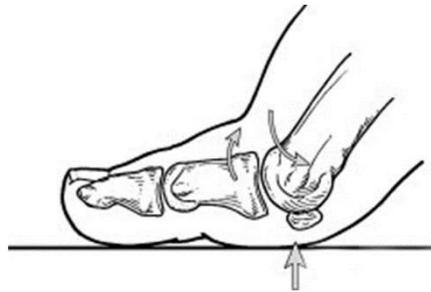


Figura 13 – Flexão e extensão em relação à junta metatarsal (Araújo, 2010)

Os esforços atuantes nos graus de liberdade relativos a movimentos no plano sagital são consideravelmente maiores do que os dos outros dois planos. Esse trabalho, portanto, analisará somente a flexão e a extensão do quadril, do joelho e do tornozelo, além da movimentação da junta metatarsal.

2.2.3 Propriedades Antropométricas

O peso e o tamanho dos segmentos do corpo humano podem ser calculados de forma aproximada como uma porcentagem do peso total e da altura da pessoa (Winter, 2009). Essas relações são as mesmas para a maioria das pessoas (Hall, 2006) e permitem normalizar os resultados experimentais obtidos nesse trabalho em relação à massa e à altura do paciente. A relação entre o tamanho dos segmentos e a altura está ilustrada na Figura 14.

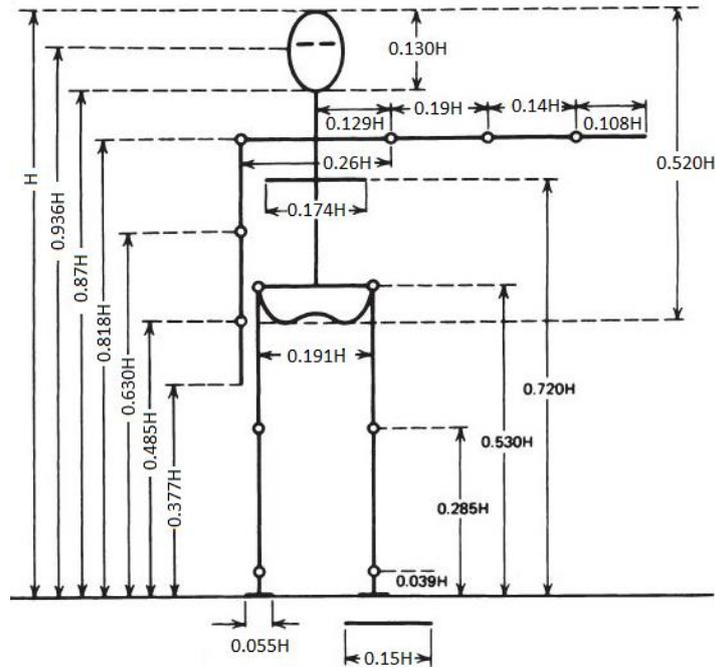


Figura 14 – Tamanho dos Membros em Relação a Altura (Winter, 2009)

Além do comprimento dos membros e da massa, é possível obter também uma relação para o momento de inércia (em relação ao seu centro de massa, I_1, I_2, I_3) e o centro de massa de cada membro (proximal, L_{c1}, L_{c2}, L_{c3}) em função do seu tamanho (Winter, 2009). Essas relações para os membros inferiores estão dispostas na Tabela 1, onde L_1, L_2 e L_3 são os comprimentos da coxa, da perna e do pé e M é a massa total da pessoa.

Tabela 1 – Massa, Inércia e Centro de Massa para os Membros Inferiores

Grandeza	Coxa	Perna	Pé
Massa	$m_1 = 0.1M$	$m_2 = 0.0465M$	$m_3 = 0.0145M$
Momento de Inércia	$I_1 = m_1(0.323L_1)^2$	$I_2 = m_2(0.302L_2)^2$	$I_3 = m_3(0.475L_3)^2$
Centro de Massa	$L_{c1} = 0.433L_1$	$L_{c2} = 0.433L_2$	$L_{c3} = 0.5L_3$

2.2.4 Dinâmica da Marcha Humana

A marcha humana é a maneira como uma pessoa anda e é semelhante cinematicamente e dinamicamente para a maioria dos indivíduos saudáveis (Winter, 2009). Apenas o tamanho da passada se altera, pois varia com o tamanho da pessoa e a velocidade adotada.

Dois conceitos básicos envolvidos na marcha são o passo e a passada (Figura 15). O primeiro é a distância entre o ponto de contato do calcanhar de um pé e o chão ao ponto de contato do calcanhar do pé oposto em um mesmo ciclo de caminhada. Já o segundo é a distância entre o ponto de contato do calcanhar de um pé e o ponto de contato do calcanhar do mesmo pé quando ele retornar ao chão no começo de um novo ciclo. Para uma descrição da marcha é necessário analisar ao menos um ciclo (uma passada) pois as variáveis cinemáticas e dinâmicas tendem a se repetir.

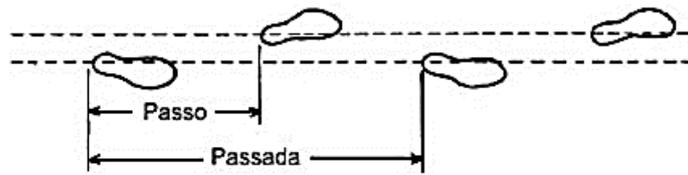


Figura 15 – Ilustração de Passo e Passada (Araújo,2010)

A marcha humana sadia apresenta duas fases principais: a apoiada e a de balanço. A primeira ocorre desde o contato do calcanhar no solo até o momento em que os dedos do pé saem do solo. A segunda remete a quando a perna analisada não se encontra em contato com o solo, ou seja, período no qual ocorre a flexão do quadril. A fase de balanço representa aproximadamente 38% da caminhada, enquanto a apoiada representa 62% para uma marcha sadia (Dollar e Herr, 2008). A Figura 16 apresenta as fases da marcha quando vista do referencial da perna direita.

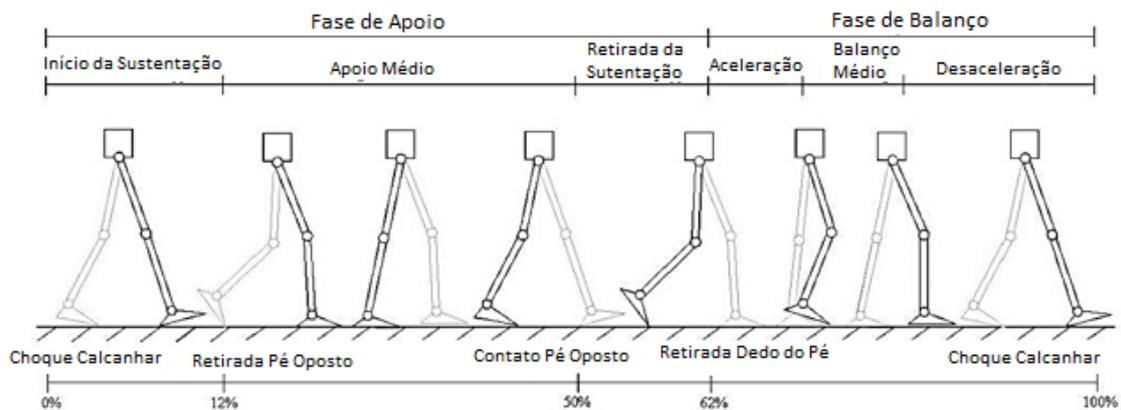


Figura 16 – Ilustração de Passo e Passada (adaptado de Dollar e Herr,2008)

A fase de apoio pode ser dividida em Início da Sustentação, Apoio Médio e Retirada da Sustentação (Dollar e Herr, 2008). A primeira ocorre desde quando se tem o contato do calcanhar no chão até que todo o pé esteja horizontal. Nessa subfase os dois pés estão em contato com o chão (dupla sustentação). A segunda ocorre quando somente um pé está em contato com o solo, suportando todo o peso da pessoa e as forças dinâmicas do corpo. A Retirada da Sustentação é a fase em que o calcanhar se desprende do chão, havendo uma angulação considerável na junta do quinto metatarso e termina quando os dedos do pé saem do chão. Nessa subfase ambos os pés estão em contato com o chão.

A fase de balanço pode ser dividida em Aceleração, na qual a perna experimenta uma aceleração para frente a partir da retirada da perna do solo; o Balanço Médio, no qual a perna se encontra em movimento com velocidade uniforme; Desaceleração, no qual a perna com um todo desacelera para se preparar para o impacto iminente com o solo.

2.2.5 Diferenças Cinemática entre Marcha Sadia e Marcha em Reabilitação

Apesar da marcha em reabilitação possuir algumas particularidades, a sua principal diferença quando comparado com a sadia é a velocidade de locomoção (Louie et al 2015).

A velocidade média de uma marcha sadia para uma pessoa normal é de 1,46 m/s (Bohanon,1997). Em reabilitação, devido a necessidade de um maior controle por parte do fisioterapeuta e a limitação física dos pacientes, a velocidade é de aproximadamente 0,3 m/s (Louie et al, 2015), podendo ser ainda menor em casos específicos. Essa diferença de velocidade causa uma diferença na cadência da marcha, pois essas são grandezas diretamente relacionadas (Kirtley, 1985).

Os dados para os ângulos em uma marcha em reabilitação serão obtidos experimentalmente no capítulo 4, pois os mesmos não foram encontrados na literatura. As diferenças dinâmicas entre a marcha sadia e uma marcha a baixa cadência são apresentadas na seção 2.4

2.2.6 Força de Reação do Solo Durante a Fase de Sustentação

Durante a fase de apoio o pé encontra-se em contato com o solo caracterizando uma força de reação chamada de FRS (Força de Reação do Solo). A FRS é oriunda portanto da força peso da pessoa e do movimento da marcha realizado por ela. A Figura 17 apresenta as forças de reação no plano sagital.

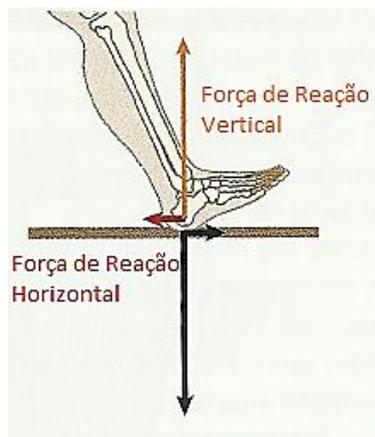


Figura 17 – Força de Reação do Solo (Neumann,2010)

As forças de reação vertical e horizontal possuem os seus valores durante uma caminhada normal ilustrados na Figura 18.

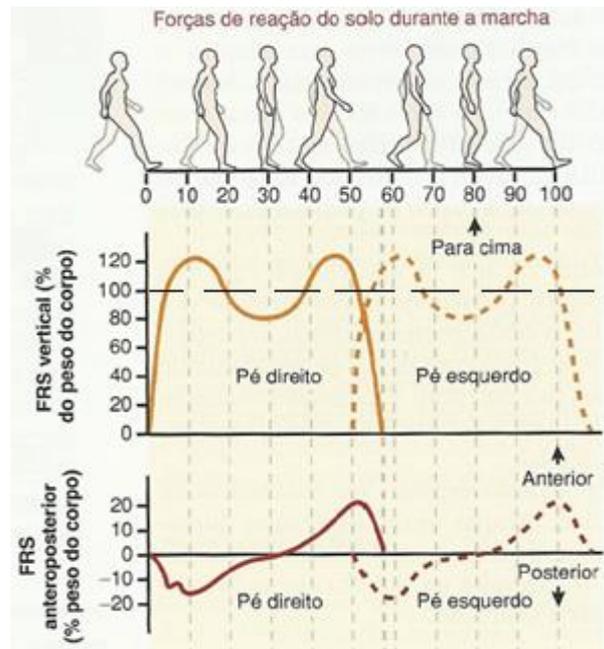


Figura 18 – Força de Reação do Solo Durante um Ciclo de Marcha Normal (Neumann,2010)

Em um primeiro momento da fase de apoio (subfase início da sustentação), a força de reação vertical aumenta até um valor superior ao do peso da pessoa, pois ela é responsável também pela desaceleração do centro de massa. Durante a subfase de apoio médio, a força é menor do que o peso porque a aceleração do centro de massa troca de sentido (a favor da gravidade para contra a gravidade). Na retirada da sustentação o valor da força de reação é maior do que o peso porque ela acelera o centro de massa contra a gravidade, promovendo a continuação da marcha.

A força horizontal é contrária ao movimento no início da sustentação porque ela freia o movimento do pé quando ocorre o contato entre o calcanhar e o chão. Na retirada da sustentação, a força está no sentido do movimento porque ela desloca o centro de massa da pessoa para frente.

Para uma marcha em velocidades reduzidas, como no caso da reabilitação, a força de reação no solo apresenta um comportamento diferente quando comparado com a caminhada normal. Com a diminuição da aceleração do centro de massa da pessoa, a força de reação vertical se aproxima da força peso na maior parte da marcha, conforme ilustrado na figura 19.

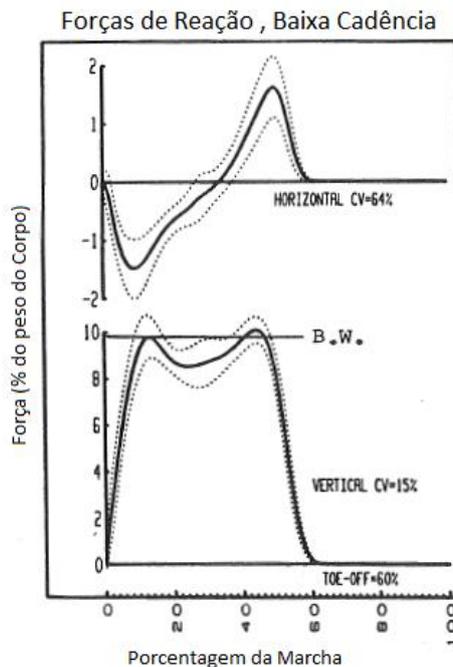


Figura 19 – Força de Reação do Solo Durante um Ciclo de Marcha Lento (Winter,1987)

O ponto de aplicação da FRS é denominado de Centro de Pressão (Cp) e é um aspecto importante no equilíbrio da pessoa quando em caminhada. Durante a fase de apoio, o Cp se desloca do calcanhar no início da sustentação até os dedos do pé na retirada da sustentação. A Figura 20 ilustra a variação do Centro de Pressão no pé durante um ciclo da fase de sustentação.

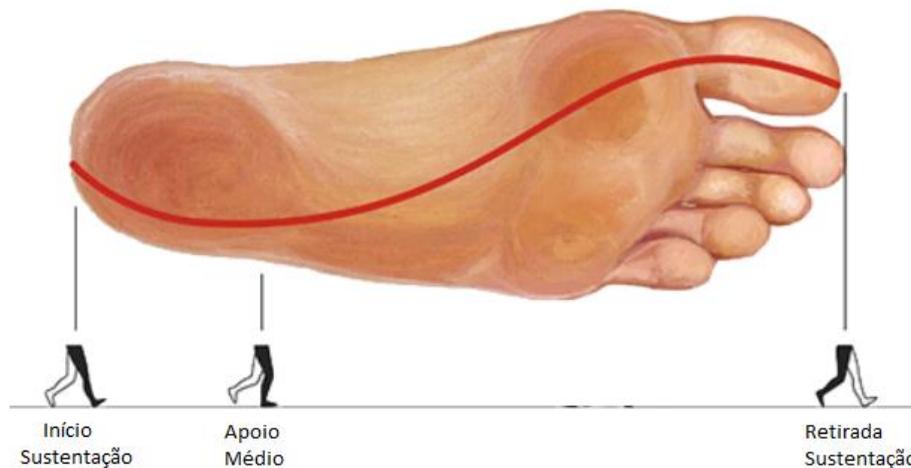


Figura 20 – Deslocamento do Centro de Pressão Durante Fase de Apoio (Adaptado de Winter,1987)

2.2.7 Dificuldade na geração da marcha e Controle a Nível Muscular

A geração de marcha similares a marcha humana sadia é um grande desafio para os campos da robótica e da biomecânica e atualmente ainda não foi totalmente esclarecido (Dzeladini, 2016).

As duas principais metodologias utilizadas são a geração de marcha pela mimetização das variáveis cinéticas obtidas experimentalmente e a geração a partir da minimização de uma função de custo, geralmente associada a potência energética muscular.

A grande desvantagem relacionada ao problema de minimização consiste no fato de que não necessariamente o nosso corpo humano opta pela opção mais econômica. Muitas vezes, dadas as restrições encontradas, gastamos mais energia propositalmente para suprir uma determinada demanda (Dzeladini, 2016). Como exemplo, podemos citar quando corremos para chegar mais rapidamente em um determinado local. Além disso, não há consenso entre os pesquisadores quanto a qual é a correta função a ser minimizada. De acordo com Srinivasan (2015), as principais funções utilizadas são a do torque nas juntas, força nos modelos musculares e custo metabólico total. Nenhuma delas consegue obter resultados comparáveis a uma marcha humana sadia e um desenvolvimento posterior é necessário.

A mimetização de variáveis cinéticas é uma metodologia mais simples de ser aplicada, pois consiste basicamente na obtenção dos dados de um paciente saudável e a aplicação de um controle para seguir a trajetória referência. A sua principal desvantagem é a impossibilidade de controlar diretamente os esforços nos grupos musculares com precisão, devido a existência de vários músculos que podem realizar os mesmos movimentos (Figura 21). Todavia, de acordo com Winter (2009), geralmente seguir uma trajetória obtida experimentalmente é suficiente para exercitar os principais músculos utilizados na marcha. Existe também a opção de validar os esforços musculares com o procedimento de eletromiografia, muito utilizado para estudo de movimento.



Figura 21 – Principais Músculos dos Membros Inferiores Envolvidos na Marcha Humana (Adaptado de Winter, 2009)

Nesse trabalho, os torques serão obtidos partindo-se de uma análise da dinâmica inversa do modelo desenvolvido, que por sua vez possui como grandeza de medida dados cinemáticos experimentais.

2.2.8 A Inercialidade do Quadril

Conforme Wiebren (2002), a aceleração da articulação do quadril é relacionada diretamente com a velocidade da marcha. Em velocidades maiores, a aceleração possui um valor modular maior nos três sentidos do espaço tri-dimensional, conforme ilustrado na Figura 22.

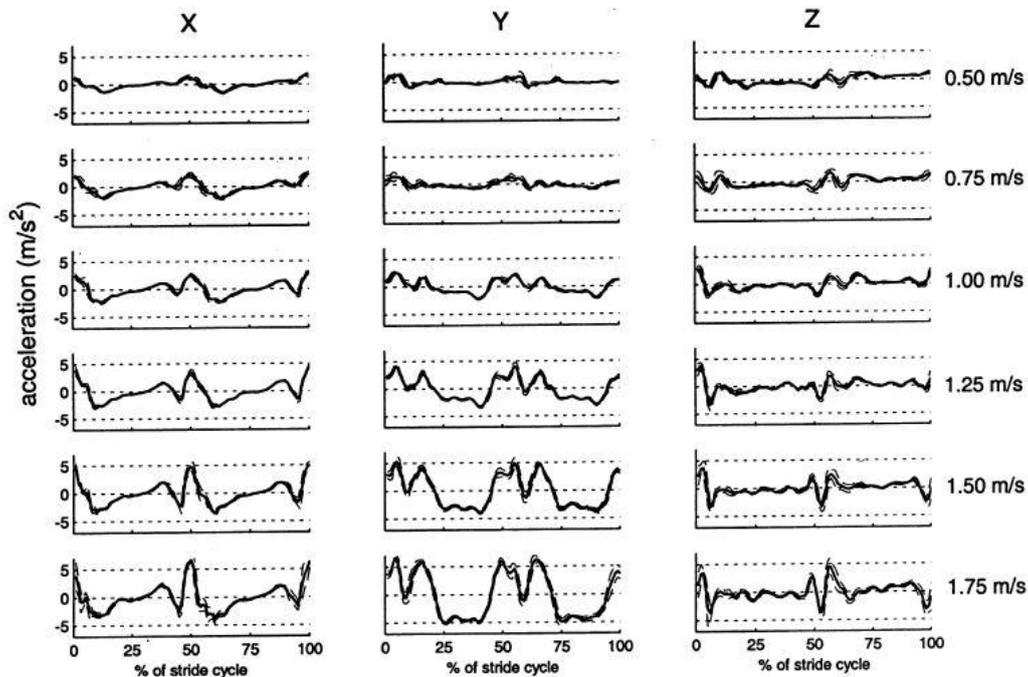


Figura 22 – Aceleração Articulação do Quadril em Diferentes Velocidades de Marcha (Wiebren, 2002)

Onde o eixo X representando acelerações antero-posterior, o eixo Y acelerações verticais e o eixo Z acelerações mediolaterais (Wiebren, 2002).

Percebe-se que para velocidades altas o quadril está sujeito a acelerações com valor modular mais elevado nos três eixos analisados. Esse resultado é esperado, pois para velocidades menores a variação vertical do centro de massa é menos acentuada e as acelerações angulares das articulações dos membros inferiores também são menores.

Para uma marcha de reabilitação, devido a sua baixa velocidade (0,3 m/s), a aceleração do quadril é menor do que quando comparada com uma marcha sadia (1,2 m/s). Visando aferir a influência da aceleração do quadril na dinâmica da marcha, desenvolveram-se dois modelos dinâmicos distintos, sendo que um considera o quadril inercial e o outro considera a sua aceleração. Testa-se, portanto, a hipótese da inercialidade do quadril e a sua influência na dinâmica do sistema na marcha em reabilitação e os resultados são apresentados no capítulo 5.

2.3 ALGUNS EXEMPLOS DA MODELAGEM DINÂMICA DA MARCHA HUMANA

A modelagem dinâmica de uma marcha sadia está sendo estudada nos contextos da biomecânica e de robótica. Ambos possuem como objetivo simular com a maior precisão possível a marcha humana com a finalidade de não só entendê-la melhor mas também de replicá-la em um momento posterior.

Os primeiros modelos desenvolvidos se baseavam em mecanismos simples com pouca ou nenhuma atuação externa. McGeer (1990) demonstrou que o seu modelo dinâmico passivo (Figura 23) é capaz de gerar uma marcha sem a aplicação de nenhuma energia externa quando colocado em um leve declive. O centro de massa do sistema se locomove basicamente em um movimento pendular invertido devido à gravidade e à inércia. Esse modelo não consegue prever os torques necessários para a marcha, sendo bastante limitado na sua análise.

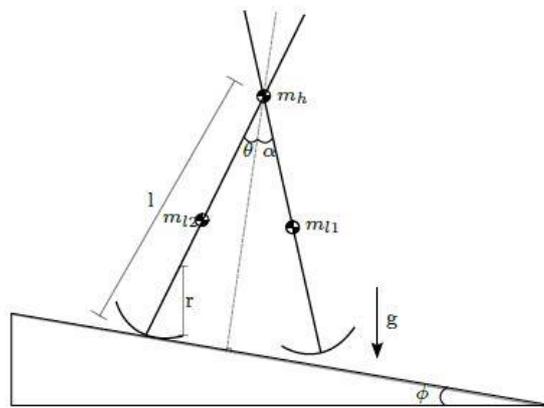


Figura 23 – Modelo Passivo de Caminhada (McGeer, 1990)

Posteriormente surgiram modelos que incorporaram a dinâmica das articulações do quadril e do joelho na análise. Suekechi (2014) propôs um modelo que considera os membros inferiores do corpo humano um pêndulo duplo no plano sagital, conforme a figura 24.

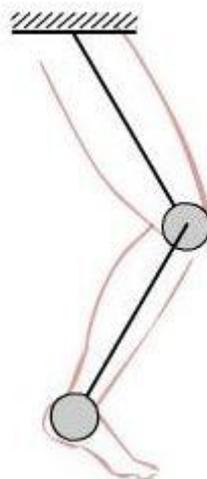


Figura 24 – Modelo Pêndulo Duplo (Suekechi, 2014)

Esse modelo consegue mensurar os torques necessários no quadril e no joelho para uma marcha sadia, porém não incorpora o tornozelo, considerando o contato com o chão pontual. Essa simplificação pode ocasionar erros na análise, principalmente quando o padrão da força do solo no pé não é conhecido com precisão.

Um modelo dinâmico mais completo foi o desenvolvido para o controle do exoesqueleto BLEEX da Universidade da Califórnia em Berkeley (Racine, 2005). Possui sete *links* e analisa as duas pernas ao mesmo tempo durante a caminhada. O pé da pessoa também é analisado, porém as forças de reação no solo são consideradas pontuais após o centro de pressão ultrapassar a região do quinto metatarso, conforme ilustrado na Figura 25.

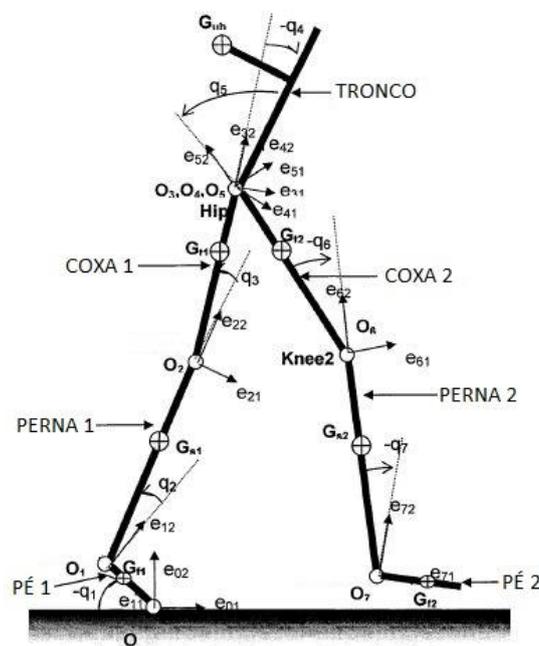


Figura 25 – Modelo Exoesqueleto BLEEX (Racine, 2005)

Os modelos proposto nesse trabalho são apresentados no capítulo 3 e consideram uma perna somente na análise, porém o ponto de atuação da força de reação do solo será variável para toda a extensão do pé. Será também aferida a hipótese da inercialidade do quadril, comparando os resultados obtidos pelos dois modelos desenvolvidos.

2.4 TORQUES NAS ARTICULAÇÕES DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE UMA MARCHA SADIA E COM BAIXA CADÊNCIA

Os torques nas articulações do quadril, joelho e tornozelo já foram medidos para uma marcha sem inclinação em uma pessoa saudável (Winter, 2009). Também estão disponíveis os torques referência para uma marcha a baixa velocidade (0.8m/s).

A convenção de sinais em relação aos torques geralmente determina como positivo um movimento que causa a extensão dos membros e negativo um torque que causa a flexão dos mesmos.

Usando valores tabelados por Winter (1987), construiu-se os gráficos apresentados na Figura 26 que ilustram os torques nas articulações do quadril, joelho e tornozelo para as velocidades de 0.8 m/s e 1 m/s.

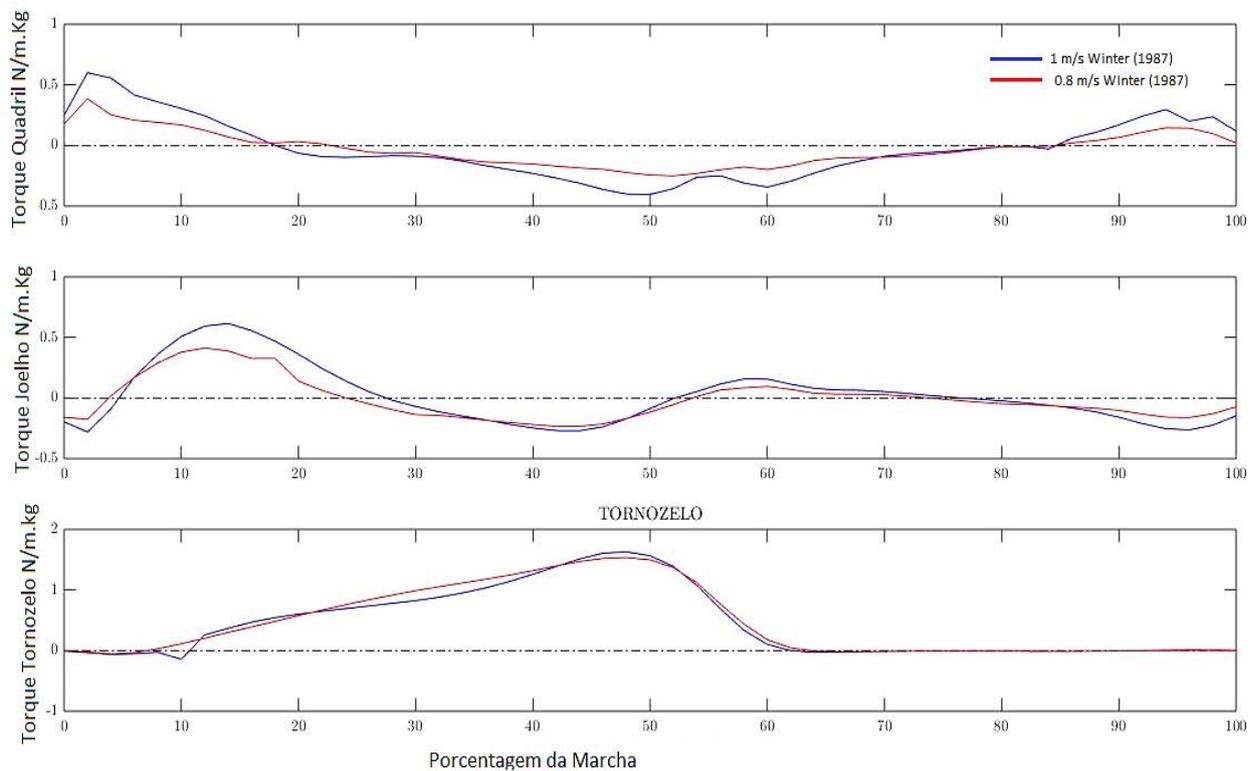


Figura 26 – Torques Articulações Membros Inferiores Marcha Normal e Lenta

O contato entre o pé e chão ocorre no começo da marcha e a perna entra em balanço em 65% da marcha como um todo. A diferença dinâmica entre a marcha normal e a baixa velocidade é decorrente da menor importância das forças inercias na análise da situação.

Percebe-se que o torque no tornozelo é essencialmente extensivo e ocorre principalmente devido à força de contato com o solo, tendo um impulso um pouco antes da saída do pé (55% da marcha). Esse impulso é o responsável por mover o centro de massa da pessoa para frente durante a caminhada. Durante a fase de balanço, o tornozelo praticamente possui torque nulo.

A função principal do joelho é proporcionar uma resistência ao movimento quando ocorre o primeiro contato do pé com o solo. O torque de extensão entre 5% e 25% da marcha tem como consequência segurar o centro de massa do corpo no momento de contato. Posteriormente, entre 25% e 50% da marcha, o joelho realiza um momento de flexão para mover o centro de massa do corpo para frente, acompanhando a tendência do tornozelo.

O quadril entre 0% e 15% apresenta um torque extensivo pois o centro de massa do corpo está se movendo para frente em relação ao ponto de contato com o solo. Posteriormente, um momento de flexão tende a levar a perna para frente e completar o ciclo da caminhada.

2.5 FUNDAMENTOS DA DINÂMICA LAGRANGIANA

Apresentam-se nessa subseção os conceitos para a aplicação da dinâmica lagrangiana em um contexto geral e a posterior particularização para a sua aplicação na dinâmica de manipuladores robóticos fixos e para manipuladores com bases não inerciais, que são empregados no desenvolvimento dos modelos dinâmicos do capítulo 3.

2.5.1 Convenção de Denavit-Hartenberg para a Escolha de Eixos e Coordenadas Generalizadas

A escolha de um referencial não alterará o fenômeno dinâmico observado, porém alguns referenciais simplificam a análise a ser realizada. Em um contexto de pesquisa, é importante seguir convenções para se ter a capacidade de comparar os resultados obtidos facilmente e de maneira direta com os obtidos em outros projetos independentes. Esse trabalho utiliza a convenção de Denavit-Hartenberg para a escolha dos eixos e das coordenadas generalizadas.

Essa convenção foi desenvolvida em 1955 por Jacques Denavit e Richard Hartenberg com a finalidade de padronizar as coordenadas utilizadas para representações espaciais (Spong, 2006). Posteriormente, foi comprovado a sua eficiência para a descrição de sistemas robóticos e atualmente é a mais empregada no contexto de análise cinemática de manipuladores.

Em uma cadeia de manipuladores, o primeiro passo para a descrição cinemática é numerar os links de 0 a N (número total de *links*) partindo da base (referencial inercial) e numerar as articulações (conexão entre dois *links*) de 1 a N. Dessa forma, quando se aplica uma força na articulação 1, o link número 1 tenderá a se mover (Spong, 2006).

Em um manipulador, os dois principais tipos de articulação são a prismática e a de rotação. O primeiro está associado a um grau de liberdade linear e o segundo a um angular.

A convenção de Denavit Hartenberg estabelece o seguinte procedimento para definir os eixos que serão usados como referencial na análise:

- Definir o sistema de coordenadas ortonormal que respeite a regra da mão direita na articulação de base (número 1), com o eixo Z_0 na direção do movimento dessa articulação;
- Definir os eixos Z_i alinhando-os com a direção de movimento da articulação $i+1$;
- Estabelecer a origem do i -ésimo sistema de coordenada O_i na interseção dos eixos Z_i e Z_{i-1} ou na inteseção da normal comum entre Z_i e Z_{i-1} . Caso os eixos sejam paralelos é recomendável assumir a normal no ponto em que a análise seja facilitada;
- Estabelecer os eixos X_i . Caso Z_i e Z_{i-1} não sejam coplanares o único segmento de linha perpendicular aos dois eixos e que possui menor comprimento define o eixo X_i . Caso Z_i e Z_{i-1} sejam paralelos, X_i é escolhido na direção do segmento de linha que liga O_i a Z_{i-1} . Quando Z_i e Z_{i-1} se intercedem, X_i é escolhido normal ao plano formado pelos eixos Z ;

- Estabelecer os eixos Y_i respeitando a regra da mão direita.

Uma vez definidos os sistemas de coordenadas necessários usando a convenção mencionada, descreve-se todo o sistema cinemático com apenas os quatro parâmetros apresentados a seguir (Spong, 2006).

- q_i : ângulo entre o eixo X_i e X_{i-1} observado de Z_{i-1} ;
- d_i : distância entre a origem do $i-1$ -ésimo sistema de coordenada e a interseção entre Z_{i-1} e X_i observado de Z_{i-1} ;
- A_i : distância da interseção de Z_{i-1} e X_i a origem do i -ésimo sistema de coordenada observado de Z_{i-1} ;
- α_i : ângulo entre os eixos Z_{i-1} e Z_i observado de X_i ;

A Figura 27 ilustra um manipulador de dois *links* com a cinemática definida pela convenção de Denavit-Hartenberg.

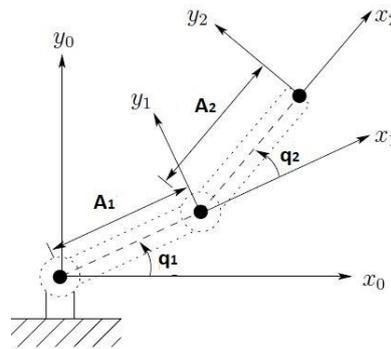


Figura 27 – Manipulador de Dois Links (Spong,2006)

2.5.2 As Equações de Euler Lagrange

Um modelo dinâmico apresenta a relação entre as forças e os torques aplicados no objeto de estudo e o seu movimento, sendo importante também para o desenvolvimento de metodologias de controle em um momento posterior.

Diferentes técnicas podem ser utilizadas para se fazer a modelagem dinâmica e a escolha se deve principalmente a facilidade de aplicação para uma situação específica. Como exemplo, para um dado problema dinâmico qualquer pode-se utilizar a metodologia de aplicação direta da segunda Lei de Newton e a de Euler-Lagrange.

Nesse trabalho as equações de movimento serão derivadas utilizando a metodologia energética de Euler-Lagrange, a qual descreve a evolução de sistemas mecânicos submetidos a restrições holonômicas (Spong, 2006). Uma restrição é dita holonômica se for uma igualdade com a forma da equação 1.

$$g_i(q_1, \dots, q_k) = 0 \quad i = 1, 2, \dots, l \quad (1)$$

sendo g_i a restrição em si, q_k a k -ésima coordenada que descreve o sistema e i o número total de restrições imposta ao sistema. Um sistema submetido a l restrições holonômicas possui menos l graus de liberdade quando comparado com um sistema com as mesmas propriedades porém sem restrições.

O lagrangiano (L) de um sistema é dado analiticamente pela diferença entre a energia cinética (K) do sistema analisado e a energia potencial (P), conforme a equação 2.

$$L = K - P \quad (2)$$

Para se determinar as equações de movimento de um sistema utilizando a metodologia de Euler-Lagrange, deve-se aplicar as equações de Euler-Lagrange apresentadas na equação 3 (maiores detalhes consultar Spong, 2006).

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad i = 1, \dots, n \quad (3)$$

Na equação 3, t é o tempo, q_i é a i -ésima coordenada generalizada (definida pela convenção de Denavit-Hartenberg), \dot{q}_i é a derivada em relação ao tempo da i -ésima coordenada generalizada, τ_i é o forçamento na i -ésima coordenada e n é o número de graus de liberdade.

Pode-se portanto obter as equações de movimento do sistema conforme a equação 3 desde que as restrições sejam holonômicas.

2.5.3 As Equações de Euler Lagrange para um Manipulador Robótico de base inercial de n -Links

Um manipulador robótico é um sistema que possui geralmente uma base inercial e que apresenta links sólidos conectando as articulações que podem ser rotacionais ou prismáticas. As restrições de um sistema dinâmico desse tipo possui a forma apresentada na equação 4.

$$\|O_i - O_{i-1}\| - l = 0 \quad i = 1, \dots, n \quad (4)$$

Na equação 4, O_i é a origem do i -ésimo sistema de coordenadas, O_{i-1} a origem da i -ésimo menos um sistema de coordenadas e l é o tamanho do link que liga os sistemas de coordenadas i e $i-1$.

As restrições são portanto holônomicas e a metodologia de Euler-Lagrange pode ser aplicada diretamente.

O Jacobiano é uma definição importante na análise dinâmica pelo método de energia de manipuladores pois relaciona a velocidade linear (Jacobiano linear) e a angular (Jacobiano angular) do último *link* do robô com as velocidades de todas as articulações conforme explicitado nas equações:

$$v_e = J_{vi}(q)\dot{q} \quad (5)$$

$$w_i = J_{wi}(q)\dot{q} \quad (6)$$

Onde v_e é a velocidade linear do último *link*, J_{vi} é o Jacobiano linear, \dot{q} são as velocidades das coordenadas generalizadas, w_i é a velocidade angular do último link e J_{wi} é o Jacobiano angular.

As equações de movimento de um manipulador podem ser escritas conforme a equação 7 (Spong, 2006).

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (7)$$

onde $D(q)$, $C(q, \dot{q})$ são matrizes $n \times n$ que representam respectivamente os termos inerciais e os termos centrípetos e de Coriolis, $g(q)$ é uma matriz $n \times 1$ que representa as forças gravitacionais e τ é o vetor $n \times 1$ dos forçamentos externos aplicados à cada articulação.

A matriz inercial $D(q)$ é definida pela equação:

$$D(q) = \left[\sum_{i=1}^n \{m_i J_{vi}^T(q) J_{vi}(q) + J_{wi}^T(q) R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{wi}(q)\} \right] \quad (8)$$

sendo m_i é a massa do link i , $J_{vi}(q)$ é o jacobiano de velocidade linear relacionado ao link i , $R_i(q)$ é a matriz rotacional do link i em relação ao link referência e I_i é o tensor inercial do link i em relação ao seu centro de massa.

Para a determinação da matriz dos termos centrípetos e de Coriolis é necessário calcular os coeficientes conhecidos como símbolos de Christoffel dados por:

$$C_{ijk} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} + \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right) \quad (9)$$

onde i, j, k são os índices das juntas rotacionais respectivas, e d é um elemento proveniente da matriz inercial previamente calculada. De posse dos símbolos de Christoffel, pode-se finalmente calcular os elementos da matriz C :

$$C_{kj} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n c_{ijk}(q) \dot{q}_i \quad (10)$$

A energia potencial do manipulador pode ser calculada assumindo que a distância do centro de massa do link i ao sistema de coordenadas referencial é dado pela grandeza r_{ci} , sendo o seu valor dado por:

$$P = \sum_{i=1}^n m_i g^T r_{ci} \quad (11)$$

Os elementos do vetor $g(q)$ de termos gravitacionais podem ser calculado pela equação:

$$g_k = \frac{\partial P}{\partial q_k} \quad (12)$$

Quando uma força ou momento é aplicada em algum link do manipulador robótico, os torques gerados nas demais articulações podem ser calculados conforme a equação 13 (Spong, 2006).

$$\tau_{est} = J^T F \quad (13)$$

Na equação 13, τ_{est} é o torque em cada coordenada generalizada do manipulador oriundo dos esforços aplicados, J^T é a transposta matriz jacobiana do *link* no qual a força atua em relação aos outros e F é a matriz de esforços no manipulador terminal.

Esse procedimento permite portanto a descrição completa de um manipulador robótico com n *links*, sendo bastante útil pela sua facilidade de aplicação nessas condições específicas.

2.5.4 As Equações de Euler Lagrange para um Manipulador Robótico de base não inercial de n-Links

Se o manipulador robótico possuir uma base não inercial, forças não inerciais devem ser consideradas na análise dinâmica para a completa descrição do sistema.

Essas forças não inerciais podem ser expressas introduzindo o termo $R(q)$. A equação 7, descrita considerando esse novo termo, é dada por:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + R(q) = \tau \quad (14)$$

sendo que as matrizes inercial, de Coriolis e forças centrípetas e de termos potenciais são idênticas as apresentadas na seção 2.5.3.

Para a obtenção analítica do termo extra $R(q)$ é necessário o cálculo das equações de movimento diretamente da equação 3, considerando o lagrangiano obtido das energias cinéticas e potenciais dos *links* do manipulador robótico analisado, conforme será exemplificado na seção 3.2.

2.6 Seleção de Atuadores

Atualmente, existe uma grande diversidade nos atuadores, elementos passivos e semi-ativos usados em exoesqueletos. A utilização de atuadores ativos em todas as juntas (quadril, joelho e tornozelo) permite uma melhor mimetização da realidade da marcha humana quando comparada com o uso de elementos passivos e semi-ativos, sendo, portanto, a configuração máxima empregada nesse trabalho.

Apresentam-se nessa seção os principais tipos de atuadores utilizados nos exoesqueletos apresentados na seção 2.1 e uma comparação qualitativa entre eles, visando fundamentar uma escolha futura do tipo dos atuadores empregados no projeto TAO. Posteriormente, é apresentado uma metodologia para a otimização da escolha dos atuadores e dos respectivos sistemas de transmissão.

2.6.1 Análise Comparativa dos Tipos de Atuadores

Os três principais tipos de atuadores empregados em exoesqueletos usados no contexto de reabilitação são o elétrico, o hidráulico e o pneumático.

O primeiro consiste basicamente um motor elétrico (DC ou AC) e possuem instalação simples, são leves, pequenos e geralmente silenciosos. O segundo utiliza fluido pressurizado para transmitir força a uma junta e necessita portanto de um aparato mecânico para funcionamento (compressor, sistema de refrigeração). O terceiro utiliza gás pressurizado para produzir força e também requer um aparato mecânico relativamente complexo para funcionar (Casolo, 2008). A tabela 2 apresenta uma comparação qualitativa desses três tipos de atuadores.

Tabela 2 – Análise Comparativa Atuadores (Adapado de Casolo, 2008)

Características	Elétrico	Pneumático	Hidráulico
Potência / Peso	1/10 dos atuadores hidráulico	Entre o hidráulico e o pneumático	Melhor
Manutenção	Não periódica	Frequente	Frequente
Nível de Ruído	Baixo	Alto	Alto
Consumo de Energia	Baixo Consumo	Alto consumo	Alto consumo
Simplicidade da Montagem	Simples	Complexo	Complexo
Precisão	Alta	Média	Média

Percebe-se que, apesar do motor elétrico ter a capacidade de produzir menos energia por peso comparativamente com as outras opções, eles não necessitam de manutenção periódica, são silenciosos, possuem baixo consumo de energia e não requerem outros equipamentos (compressor, refrigerador), além de possuírem uma controlabilidade melhor. Portanto, todos os atuadores selecionados nesse trabalho são elétricos e maiores detalhes podem ser encontrados no capítulo 5.

2.6.2 Procedimentos para a Seleção Otimizada dos Atuadores Elétricos

Juntamente com os atuadores elétricos é geralmente necessário um sistema de transmissão para reduzir ou aumentar o torque e a velocidade fornecidos ao sistema. A Figura 28 ilustra essa configuração de forma simplificada.

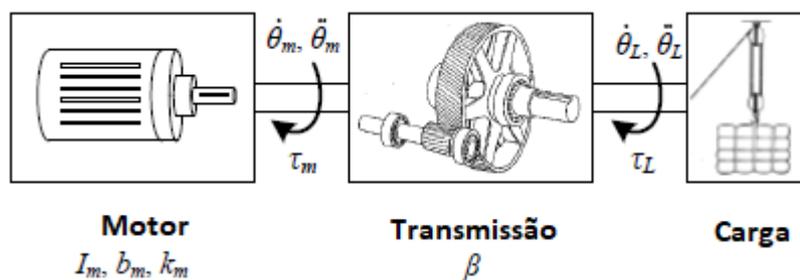


Figura 28 – Esquema Motor, Sistema de Transmissão e Carga Externa (Rezazadeh, 2014)

Na figura 28, I_m é a inércia do motor, b_m o amortecimento do motor, k_m a constante do motor, θ_m o ângulo de rotação do eixo do motor, τ_m o torque do motor, β a razão de transmissão, τ_L o torque necessário para mover a carga e θ_L o ângulo do objeto a ser movido. No contexto dos exoesqueletos, a carga são os torques necessários nas juntas (quadril, joelho e tornozelo) para mover a coxa, a perna e o pé.

Nesse trabalho, é investigado o desempenho do motor pelo consumo de energia elétrica necessária para a realização de uma determinada tarefa, visto que esse parâmetro é crítico no desenvolvimento de exoesqueletos, pois os motores são geralmente alimentados por baterias.

A potência total de um motor elétrico (P_{tot}) no sistema apresentado na Figura 28 é dada por:

$$P_{tot} = P_s + P_m + P_e \quad (15)$$

sendo P_s a potência necessária para movimentar a carga externa, P_m a potência necessária para mover o eixo do motor e P_e a potência dissipada no processo.

Integrando em relação ao tempo a equação 15 e a escrevendo em relação aos parâmetros apresentados na Figura 28, têm-se que a energia total necessária (E_{tot}) de uma fonte elétrica para o funcionamento do sistema é dada por (Rezazadeh, 2014):

$$E_{tot} = \int_0^T \tau_L \dot{\theta}_L dt + I_m \left(1 + \frac{2b_m}{k_m^2}\right) \beta^2 \int_0^T \ddot{\theta}_L \dot{\theta}_L dt + b_m \left(1 + \frac{b_m}{k_m^2}\right) \beta^2 \int_0^T \dot{\theta}_L^2 dt + \frac{I_m^2}{k_m^2} \beta^2 \int_0^T \ddot{\theta}_L^2 dt + \frac{1}{k_m^2 \beta^2} \int_0^T \tau_L^2 dt + \frac{2I_m}{k_m^2} \int_0^T \tau_L \ddot{\theta}_L dt + \frac{2b_m}{k_m^2} \int_0^T \tau_L \dot{\theta}_L dt \quad (16)$$

Pode-se, portanto, obter, para um determinado motor, a razão de transmissão que tornaria mínimo o consumo energético total daquele sistema.

O primeiro aspecto que deve ser considerado na escolha do motor é verificar se ele possui a capacidade de fornecer a energia total que o sistema requer. Para isso, e considerando a curva característica (torque-velocidade) do motor linear, a seguinte inequação deve ser verdadeira:

$$\left[\dot{\theta}_L + \frac{1}{k_m^2} (I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L) \right] \tau_L \leq \frac{1}{4} k_m^2 w_{nl}^2 \quad (17)$$

sendo w_{nl} a rotação do motor quando não há forçamento externo no sistema. Pode-se mostrar que o lado direito da inequação 17 é a potência máxima que o motor pode fornecer (Rezazadeh, 2014).

Se o motor selecionado respeitar a inequação 17, procura-se razões de transmissões que podem ser usadas para que o motor esteja entre os limites de operação impostos pela curva torque-velocidade. Os valores permitidos para β são dados portanto por:

$$\max(|\beta_2|) \leq \beta \leq \min(|\beta_1|) \quad (18)$$

sendo β_1 e β_2 dados pela equação 19:

$$\beta_{1,2} = \frac{w_{nl} \pm \sqrt{w_{nl}^2 - \frac{4\tau_L w_{nl}}{\tau_s} \left[\dot{\theta}_L + \frac{w_{nl}}{\tau_s} (I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L) \right]}}{2 \left[\dot{\theta}_L + \frac{w_{nl}}{\tau_s} (I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L) \right]} \quad (19)$$

onde τ_s é o torque estacionário do sistema.

Além do limite imposto pela relação torque-velocidade, deve-se considerar também o limite do torque ($\tau_{m,max}$) proveniente do desmagnetização do motor ou da corrente máxima que ele pode suportar (Rezazadeh, 2014). A seguinte inequação deve ser validada para o correto funcionamento do sistema:

$$\left[(I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L) \beta + \frac{\tau_L}{\beta} \right] \leq \tau_{m,max} \quad (20)$$

As razões de transmissão permitidas pelo limite do torque são dadas portanto por:

$$\max(|\beta_3|) \leq \beta \leq \min(|\beta_4|) \quad (21)$$

sendo β_3 e β_4 dados por:

$$\beta_{3,4} = \frac{\tau_{m,max} \pm \sqrt{\tau_{m,max}^2 - 4\tau_L (I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L)}}{2 [I_m \ddot{\theta}_L + b_m \dot{\theta}_L]} \quad (22)$$

Finalmente, após a consideração desses dois limites importantes, temos que, para um motor que respeite a condição imposta na equação 17, a faixa de razões de transmissões permitidas para aquele motor é dada por:

$$\beta_l \leq \beta \leq \beta_u \quad (23)$$

sendo β_l e β_u dados por:

$$\beta_l = \max\{\max\{|\beta_2|\}, \max\{|\beta_4|\}\} \quad (24)$$

$$\beta_u = \min\{\min\{|\beta_1|\}, \min\{|\beta_3|\}\} \quad (25)$$

O procedimento otimizado em relação ao gasto energético adotado nesse trabalho (conforme será explicitado no capítulo 5) consiste na escolha de um atuador elétrico, confirmação que as suas propriedades obedeçam a equação 17, obtenção dos limites da razão de transmissão conforme equações 19, 22, 24 e 25 e da razão de transmissão que minimize os gastos energéticos (a qual pode ser calculada conforme equação 16). No capítulo 5 será levado em consideração também o peso total do motor e do sistema de transmissão na escolha do atuador como uma característica secundária (critério de desempate).

3. MODELAGEM

Nesse capítulo são apresentados os dois modelos desenvolvidos nesse trabalho. Primeiramente, discute-se sobre o modelo que considera o quadril inercial e, posteriormente, o que leva em consideração a inercialidade do quadril, mostrando as diferenças e semelhanças entre ambos.

3.1 Modelo Considerando o Quadril Inercial

O modelo desenvolvido nesse trabalho analisa o movimento dos membros inferiores (coxa, perna e pé) e das suas articulações (quadril, joelho e tornozelo) no plano sagital da marcha humana.

Os membros foram modelados como elementos rígidos e as articulações como juntas rotacionais ideais (sem atrito e sem amortecimento). O quadril, nesse primeiro momento, é considerado uma articulação inercial (movimento retilíneo uniforme) .

Os sistemas de coordenadas generalizadas foram definidos conforme a convenção de Denavit-Hartenberg. O modelo apresenta portanto três graus de liberdade (ângulos de rotação $\theta_1, \theta_2, \theta_3$) conforme apresentado na figura 29, onde L_1, L_2 e L_3 são as dimensões dos elementos que representam a coxa, a perna e o pé, respectivamente, e L_{c1}, L_{c2} e L_{c3} são a distância proximal dos centros de massa dos *links*.

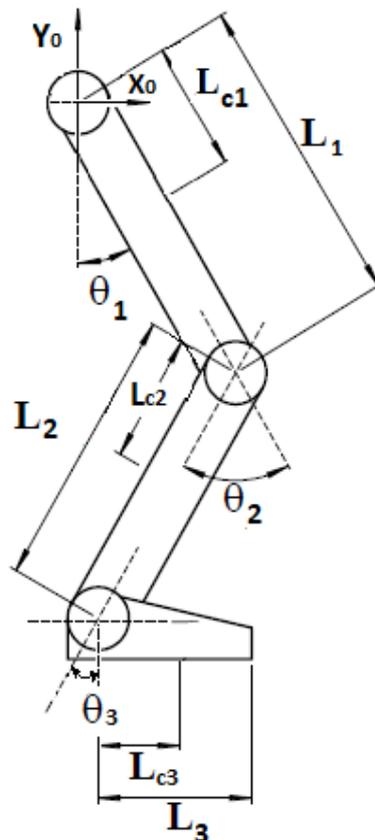


Figura 29– Parâmetros de Denavit-Hartenberg para os Membros Inferiores

Os parâmetros de Denavit-Hartenberg que descrevem o sistema são dados na tabela 2.

Tabela 3 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg

Elemento	A_i	α_i	d_i	q_i
1 - Coxa	L_1	0	0	θ_1
2 - Perna	L_2	0	0	θ_2
3 - Pé	L_3	0	0	θ_3

3.1.2 MODELAGEM DA FASE DE BALANÇO

Na fase em balanço o pé da perna analisada não está em contato com o chão conforme seção 2.2.4. Pretende-se, portanto, descrever o sistema como um manipulador robótico de três *links* sem uma força atuando no manipulador final. As equações de movimento são dada por:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau_{din} \quad (26)$$

O vetor de coordenadas generalizadas é dado por:

$$q = \begin{pmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{pmatrix} \quad (27)$$

O vetor τ_{din} é o torque dinâmico das articulações e é dado por:

$$\tau_{din} = \begin{pmatrix} \tau_{quadril} \\ \tau_{joelho} \\ \tau_{tornozelo} \end{pmatrix} \quad (28)$$

As matrizes $D(q)$ (inercial), $C(q, \dot{q})$ (centrípeto e Coriolis) e $g(q)$ (termos potenciais) foram obtidas conforme metodologia apresentada em 2.1.2 para a situação particular de um manipulador robótico de três elementos.

A matriz inercial obtida é dada por:

$$D(1,1) = m_1 L_{c1}^2 + m_2 (L_1^2 + L_{c2}^2 + 2L_1 L_{c2} \cos(\theta_2)) + m_3 (L_1^2 + L_2^2 + L_{c3}^2 + 2L_1 L_2 \cos(\theta_2) + 2L_1 L_{c3} \cos(\theta_3 - \theta_2) + 2L_2 L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_1 + I_2 + I_3 \quad (29)$$

$$D(1,2) = m_2 (L_{c2}^2 + 2L_1 L_{c2} \cos(\theta_2)) + m_3 (L_2^2 + L_{c3}^2 + 2L_1 L_2 \cos(\theta_2) + 2L_1 L_{c3} \cos(\theta_3 - \theta_2) + 2L_2 L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_2 + I_3 \quad (30)$$

$$D(1,3) = m_3(L_{c3}^2 + 2L_1L_2 \cos(-\theta_2 + \theta_3) + L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 \quad (31)$$

$$D(2,1) = m_2(L_{c2}^2 + L_1L_{c2} \cos(\theta_2)) + m_3(L_2^2 + L_{c3}^2 + L_1L_2 \cos(\theta_2) + L_{c3}L_1 \cos(\theta_3 - \theta_2) + 2L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 + I_2 \quad (32)$$

$$D(2,2) = m_2L_{c2}^2 + m_3(L_2^2 + L_{c3}^2 + 2L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 + I_2 \quad (33)$$

$$D(2,3) = m_3(L_{c3}^2 + L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 \quad (34)$$

$$D(3,1) = m_3(L_{c3}^2 + L_2L_{c3} \cos(\theta_3 - \theta_2) + 2L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 \quad (35)$$

$$D(3,2) = m_2L_{c2}^2 + m_3(L_2^2 + L_{c3}^2 + 2L_2L_{c3} \cos(\theta_3)) + I_3 \quad (36)$$

$$D(3,3) = m_3L_{c3}^2 + I_3 \quad (37)$$

A matriz de termos de Coriolis e centrípetos obtida é apresentada nas seguintes equações:

$$C(1,1) = -m_2L_1L_{c2} \sin(\theta_2)\dot{\theta}_2 - m_3(L_1L_2 \sin(\theta_2)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_3 + L_2L_{c3} \sin(\theta_3)\dot{\theta}_3) \quad (38)$$

$$C(1,2) = -m_2(L_1L_{c2} \sin(\theta_2)\dot{\theta}_1 + L_1L_{c2} \sin(\theta_2)\dot{\theta}_2) - m_3(L_1L_2 \sin(\theta_2)\dot{\theta}_1 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_1 + L_1L_2 \sin(\theta_2)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_3 + L_2L_{c3} \sin(\theta_3)\dot{\theta}_3) \quad (39)$$

$$C(1,3) = -m_3(L_{c3}L_2 \sin(\theta_2)\dot{\theta}_1 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_1 + L_{c3}L_2 \sin(-\theta_2)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_2 + L_1L_{c3} \sin(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_3 + L_2L_{c3} \sin(\theta_3)\dot{\theta}_3) \quad (40)$$

$$C(2,1) = -m_2(L_1L_{c2} \text{sen}(\theta_2)\dot{\theta}_1) - m_3(L_1L_2 \text{sen}(\theta_2)\dot{\theta}_1 - L_1L_{c3} \text{sen}(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_1 + L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_3) \quad (41)$$

$$C(2,2) = -m_3(L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_3) \quad (42)$$

$$C(2,3) = -m_3L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \quad (43)$$

$$C(3,1) = m_3(L_1L_{c3} \text{sen}(-\theta_2 + \theta_3)\dot{\theta}_1 + L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_1 + L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_2) \quad (44)$$

$$C(3,2) = m_3(L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_1 + L_2L_{c3} \text{sen}(\theta_3)\dot{\theta}_2) \quad (45)$$

$$C(3,3) = 0 \quad (46)$$

A matriz de termos potenciais obtidas é dada por:

$$g(1,1) = m_1L_{c1}g_r \text{sen}(\theta_1) + m_2g_r(\text{sen}(\theta_1) + L_{c2}\text{sen}(\theta_1 - \theta_2)) + m_3g_r(L_1\text{sen}(\theta_1) + L_2\text{sen}(\theta_1 - \theta_2) + L_{c3}\text{sen}(\theta_1 - \theta_2 + \theta_2)) \quad (47)$$

$$g(1,2) = m_2g_rL_{c2}\text{sen}(\theta_1 - \theta_2) + m_3g_r(\text{sen}(\theta_1 - \theta_2) + L_{c3}\text{sen}(\theta_1 - \theta_2 + \theta_2)) \quad (48)$$

$$g(1,3) = m_3g_rL_{c3}\text{sen}(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3) \quad (49)$$

A dinâmica da fase de balanço está portanto totalmente definida para o caso particular do modelo desenvolvido.

3.1.3 MODELAGEM DA FASE DE APOIO

A fase de apoio se caracteriza pelo contato do pé da perna analisada com o solo, conforme seção 2.2.4. Deve-se portanto considerar no modelo um torque estático proveniente da força de reação do chão.

As matrizes inercial, de termos de Coriolis e de termos potenciais obtidas na seção 3.2 continuam válidas para essa fase da marcha humana. O vetor torque é diferente pois se leva em consideração os efeitos da força de reação no solo.

A força de reação do solo no pé é modelada como um forçamento atuando no manipulador final de um robô de três *links*.

Para a determinação do ponto de aplicação da força de reação do solo e o estudo da sua influência nas outras articulações durante a fase de apoio é definido um novo *link* no modelo (Figura 30). Uma nova coordenada generalizada (q_f) é assumida como sendo o ângulo cuja tangente é a distância entre o Centro de Pressão (C_p) e a projeção ortogonal da origem do sistema de coordenadas 2 no solo e a altura do tornozelo também em relação ao solo (H).

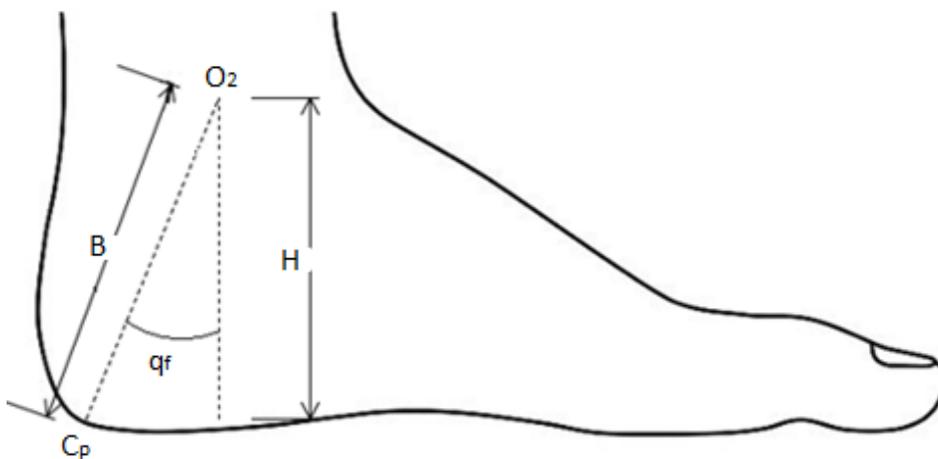


Figura 30 – Modelo do pé na fase de apoio

No final da fase de apoio (sub-fase retirada da sustentação), o movimento relativo à junta metatarsial (Figura 13) torna-se importante na análise da dinâmica da força de reação do solo. Portanto, define-se a grandeza H_2 como um artifício matemático para se considerar a rotação do quinto metatarso (q_m) na análise desenvolvida, conforme figura 31.

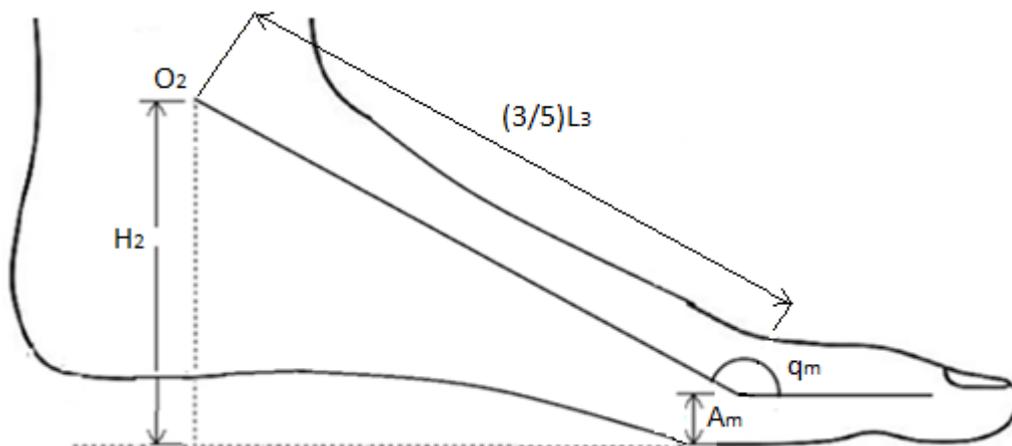


Figura 31 – Definição de H_2 para o final da fase de apoio

Sendo que A_m é a distância da junta metatarsial ao solo e $\left(\frac{3}{5}\right)L_3$ é a distância entre o tornozelo e a junta metatarsial (Winter, 2009). A grandeza H_2 é considerada nula (não possui efeito na dinâmica do sistema) para todas as fases, com exceção da subfase de retirada da sustentação onde é definida por:

$$H_2 = \left(\frac{3}{5}\right)L_3 \sin(q_m) + A_m \quad (50)$$

A relação entre o torque estático e a força no último *link* é dado portanto por:

$$\tau_{est} = J_d^T F_{pé} \quad (51)$$

Onde J_d é o Jacobiano da modelagem do pé na fase de apoio em relação à articulação do quadril, sendo definido por:

$$J_d(1,1) = L_1 \text{sen}(\theta_1) + L_2 \text{sen}(\theta_1 - \theta_2) + B \text{sen}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (52)$$

$$J_d(1,2) = L_2 \text{sen}(\theta_1 - \theta_2) + B \text{sen}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (53)$$

$$J_d(1,3) = B \text{sen}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (54)$$

$$J_d(2,1) = L_2 \text{cos}(\theta_1 - \theta_2) + L_1 \text{cos}(\theta_1) + B \text{cos}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (55)$$

$$J_d(2,2) = L_2 \text{cos}(\theta_1 - \theta_2) + B \text{cos}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (56)$$

$$J_d(2,3) = B \text{cos}(q_f + \theta_1 - \theta_2) \quad (57)$$

$$J_d(3,1) = J_d(3,2) = J_d(3,3) = J_d(4,1) = J_d(4,2) = J_d(4,3) = J_d(5,1) \\ = J_d(5,2) = J_d(5,3) = 0 \quad (58)$$

$$J_d(6,1) = J_d(6,2) = J_d(6,3) = 1 \quad (59)$$

$F_{pé}$, por sua vez, é a matriz de forçamentos no pé, onde são considerados as forças de reação do solo horizontal e vertical, além do momento proporcionado pela força de reação vertical durante a subfase de retirada de sustentação. A equação 60 apresenta a matriz $F_{pé}$ obtida:

$$F_{pé} = \begin{pmatrix} F_{rh} \\ F_{rv} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ F_{rh}|(H_2 - H)| \end{pmatrix} \quad (60)$$

sendo F_{rv} é a força de reação do solo vertical e F_{rh} é a força de reação do solo horizontal.

As equações de movimento obtidas para a Fase de Apoio apresentam as mesmas matrizes inerciais, de termos de Coriolis e centrípetos e de termos gravitacionais da Fase de Balanço.

A diferença dessa fase é justamente a presença dos torques estáticos que não existem quando o pé da pessoa não está em contato com o chão. O primeiro é o torque devido a força de reação do solo e o segundo é o torque devido ao desbalançamento do tronco. As equações do movimento são dadas portanto pela equação matricial :

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau_{din} + \tau_{est} \quad (61)$$

3.2 Modelo Considerando a Aceleração do Quadril

Se o quadril for considerado um referencial não inercial, a sua aceleração influenciará a dinâmica do sistema como um todo. Nessa seção, são calculados os termos não inerciais $R(q)$, conforme descrito pela seção 2.5.4.

Para se calcular esses termos, deve-se, primeiramente, definir o lagrangiano do sistema de um manipulador robótico de 3 *links* com base não inercial. Para isso, calcula-se a energia cinética e a potencial do sistema, sendo que as velocidades lineares dos centros de massas dos *links* são dadas por:

$$V_{c1} = \{[L_{c1}\dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + v_x]^2 + [L_{c1}\dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + v_y]^2\}^{0.5} \quad (62)$$

$$V_{c2} = \{[L_1\dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + L_{c2}\cos(\theta_1 - \theta_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) + v_x]^2 + [L_1\dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + L_{c2}\sin(\theta_1 - \theta_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) + v_y]^2\}^{0.5} \quad (63)$$

$$V_{c3} = \{[L_1\dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) + L_{c3} \cos(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + v_x]^2 + [L_1\dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) + L_{c3} \sin(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + v_y]^2\} \quad (64)$$

sendo v_x e v_y a velocidade do quadril na direção horizontal e vertical, respectivamente, e V_{c1} , V_{c2} e V_{c3} as velocidades lineares dos centros de massa da coxa, perna e do pé.

Dessa forma, a energia cinética do sistema é dada, portanto, por:

$$K = 0.5 * \{[m_1 V_{c1}]^2 + [I_1 \dot{\theta}_1]^2 + [m_2 V_{c2}]^2 + [I_1 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)]^2 + [m_3 V_{c3}]^2 + [I_3 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_3)]^2\}^{0.5} \quad (65)$$

A energia potencial do sistema, por sua vez, é dada por:

$$V = -m_1 g L_{c1} \cos(\theta_1) - m_2 g [L_1 \cos(\theta_1) + L_{c2} \cos(\theta_1 - \theta_2)] - m_3 g [L_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + L_{c3} \cos(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3)] \quad (66)$$

O lagrangiano do sistema é dado portanto conforme equação 2. Sabendo que as matrizes inerciais, de Coriolis e forças centrípetas e de termos potenciais são iguais às da seção 3.1, o termos não inercias são dados por:

$$R(1,1) = [L_{c1} m_1 \sin(\theta_1) + L_2 m_3 \sin(\theta_1 - \theta_2) + L_{c2} m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + L_{c3} m_3 \sin(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3) + L_1 m_2 \sin(\theta_1) + L_1 m_3 \sin(\theta_1)] a_y + [L_{c1} m_1 \cos(\theta_1) + L_2 m_3 \cos(\theta_1 - \theta_2) + L_{c2} m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + L_{c3} m_3 \cos(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3) + L_1 m_2 \cos(\theta_1) + L_1 m_3 \cos(\theta_1)] a_x \quad (67)$$

$$R(2,1) = [-L_2 m_3 \sin(\theta_1 - \theta_2) - L_{c2} m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) - L_{c3} m_3 \sin(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3)] a_y + [-L_2 m_3 \cos(\theta_1 - \theta_2) - L_{c2} m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) - L_{c3} m_3 \cos(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3)] a_x \quad (68)$$

$$R(3,1) = L_{c3} m_3 \sin(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3) a_y + L_{c3} m_3 \cos(\theta_1 - \theta_2 + \theta_3) a_x \quad (69)$$

Sendo a_y a aceleração do quadril na vertical e a_x a aceleração do quadril na horizontal.

As equações do movimento para a fase de balanço e de apoio de um manipulador robótico de 3 links com base não inercial são dadas, respectivamente, por:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + R(q) = \tau_{din} \quad (70)$$

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + R(q) = \tau_{din} + \tau_{est} \quad (71)$$

3.3 Desenvolvimento de Rotinas em MATLAB

Foram desenvolvidas rotinas no software MATLAB para a implementação do modelo desenvolvido no contexto da análise dinâmica inversa da marcha humana.

Na dinâmica inversa as grandezas cinemáticas (angulações, velocidades e acelerações) são usados como grandezas de entrada para a obtenção dos torques nas articulações durante o ciclo da marcha. O fluxograma da rotina desenvolvida para essa análise é dada pela figura 32.

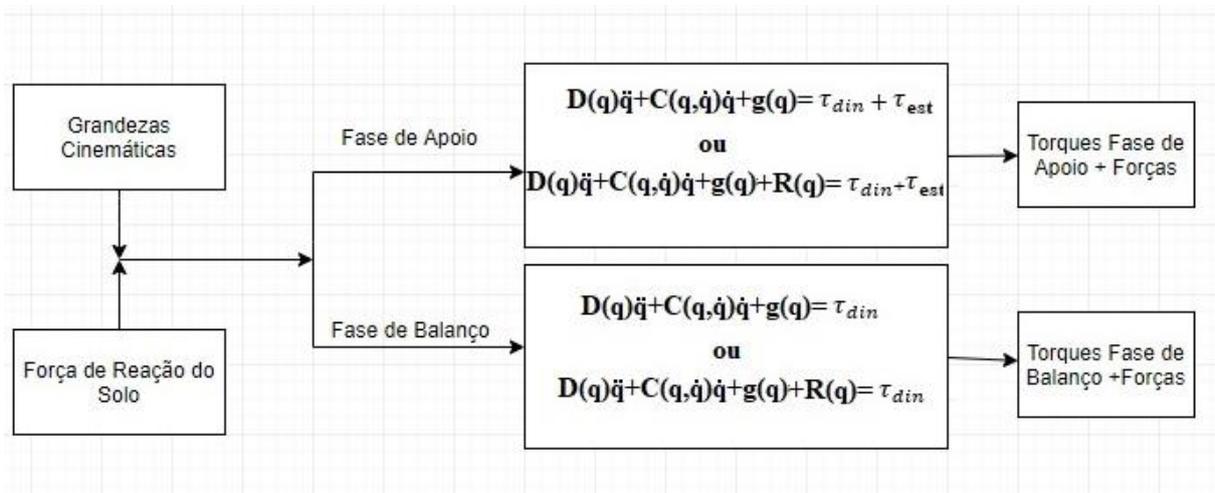


Figura 32 – Fluxograma da rotina desenvolvida em MATLAB referente à dinâmica inversa

4. Metodologia Experimental

Apresenta-se nessa seção a descrição do experimento realizado para a obtenção dos dados cinemáticos das articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) e da aceleração do quadril na velocidade média de reabilitação (0.3 m/s). Esses dados serão usados como grandezas de entrada na análise de dinâmica inversa da marcha em reabilitação (Seção 5.2).

4.1 APARATO EXPERIMENTAL

Utilizou-se para a realização do experimento uma esteira do tipo *JOG FORMA* da marca TechnoGym (Figura 33), a qual possui velocidade mínima de 0.1 m/s e máxima de 25 m/s, podendo ser ajustada manualmente no seu painel de controle. A sua inclinação foi mantida zerada durante toda a coleta de dados.



Figura 33 – Modelo Esteira *JOG FORMA* (site TechnoGym)

Para a coleta dos dados cinemáticos angulares das articulações utilizou-se o sensor inercial *3-Space Sensor Wireless 2.4 GHz Dsss* da Yost Lab (Figura 34), que integra dados obtidos de um giroscópio, acelerômetro e magnetômetro triaxiais embarcados para obter informações de orientação espacial e velocidade angular de forma precisa.



Figura 34 – Sensor Inercial Usado (site Yost Lab)

O processamento dos dados coletados pelos sensores inerciais é feito com o software desenvolvido por Brindeiro (2017) no sistema operacional ROS (do inglês *Robot Operating System*) e usado no projeto *Empoderando Mobilidade e Autonomia* (EMA) do Laboratório de Automação e Robótica (LARA) da Universidade de Brasília. Esse software foi usado somente para a leitura dos dados de todos os sensores

inerciais usados no experimento e a sua conversão em valores de ângulos absolutos das articulações do plano sagital, sendo que a análise destes foi realizada no software MATLAB.

Para a obtenção da aceleração do quadril, visando uma melhor precisão nos resultados (exatidão de 0,3 mm) devido ao seu baixo módulo, usou-se um marcador ativo do equipamento Polaris Spectra da NDI, o qual emite luz infravermelha que é capturada por uma câmara fotográfica (Figura 35). Os dados obtidos no software da Polaris foram exportados para posterior análise no MATLAB.



Figura 35 – Sistema Polaris Spectra

4.2 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO

Primeiramente, fixa-se quatro sensores inerciais nos membros (tronco, coxa, perna e pé) do voluntário que realiza a marcha. Como os dados obtidos são os ângulos absolutos das articulações, não é necessário um estudo a priori da melhor posição que os sensores devem ser fixados nos membros. Posteriormente, fixa-se um marcador ativo do sistema Polaris na articulação do quadril, conforme figura 36.



Figura 36 – Foto Ilustrativa do Posicionamento dos Sensores no Experimento Realizado

A velocidade da esteira foi ajustada manualmente para 0,3 m/s no seu painel de controle e orientou-se o indivíduo a andar de forma natural. Realiza-se a calibração dos sensores inerciais, assumindo como zero a posição mostrada na Figura 36.

Os dados começaram a ser salvos dez segundos depois do início da movimentação da esteira, visando retirar do espaço amostral a dinâmica transiente da marcha. A frequência de coleta de dados usada foi de 15 Hz para os sensores inerciais e de 60 Hz para o marcador ativo da Polaris, sendo o tempo total do experimento de 37 segundos, obtendo assim vários ciclos da marcha.

Devido a utilização de dois equipamentos distintos na coleta dos dados, pediu-se ao voluntário para dar um pequeno salto no começo da marcha, resultando na coleta de dados atípicos facilmente visualizados tanto nos sensores inerciais quanto no marcador ativo. Com isso, foi possível correlacionar a escala temporal dos dois sensores usados, permitindo assim usar ambos na análise da dinâmica inversa a ser apresentada no capítulo 5.

4.3 ANÁLISE DOS DADOS

Os ângulos absolutos das articulações obtidos pelo software de Brindeiro (2017) foram exportados para posterior análise no MATLAB, juntamente com os dados da aceleração do quadril obtidos pelo sistema Polaris.

Sendo a marcha um movimento cíclico, é de se esperar a repetição de um padrão nos dados cinemáticos obtidos. Definiu-se, portanto, como um ciclo completo um conjunto de dados entre dois picos da angulação absoluta do joelho, conforme figuras 37 e 38, onde os dados obtidos pelos diferentes equipamentos já estão correlacionados no tempo e a parte correspondente ao salto do voluntário já foi descartada.

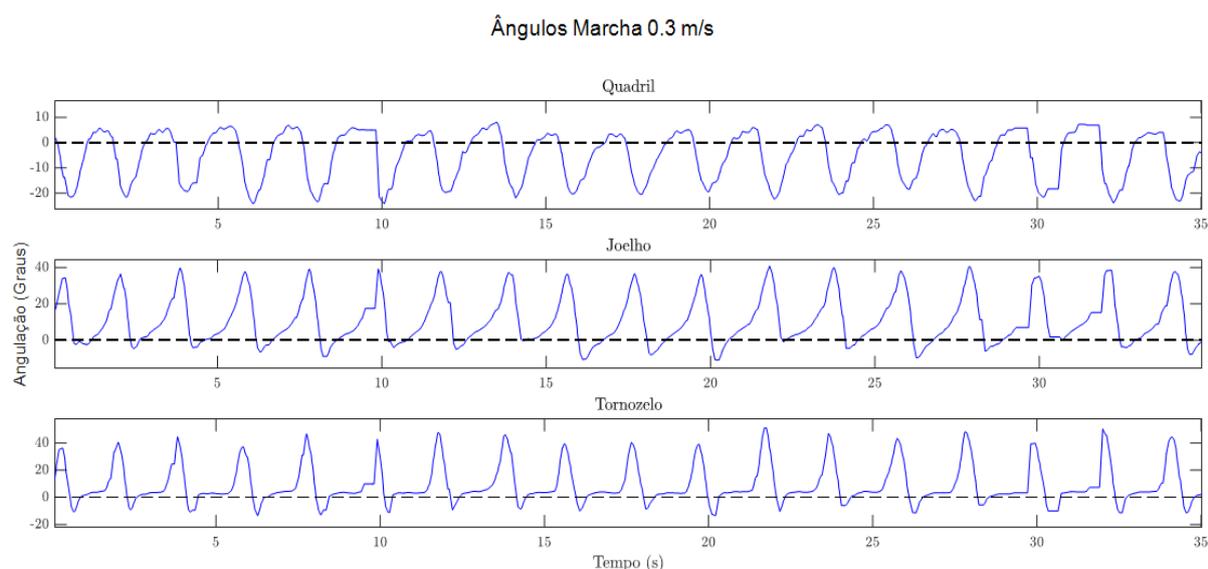


Figura 37 – Angulação Relativa do Tronco, Quadril, Joelho e Tornozelo para o Experimento Realizado (Obtido dos Sensores Inerciais)

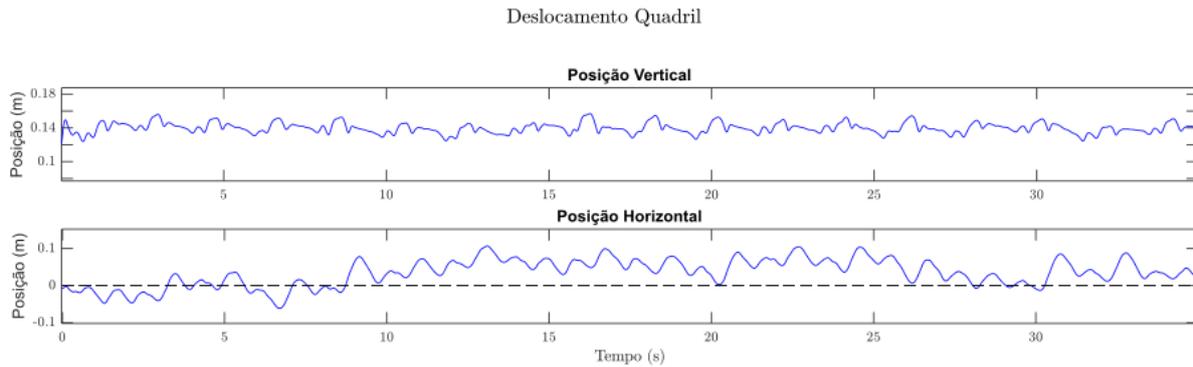


Figura 38 - Deslocamento Quadril para o Experimento Realizado (Obtido do sistema Polaris)

Foram obtidos portanto dezessete ciclos para o tempo experimental adotado. Em cada ciclo, realizou-se um ajuste de curva com uma função polinomial de décima segunda ordem para os ângulos de todas as articulações e para a posição do quadril, com um valor mínimo de correlação dos dados de 95% para o ajuste do quadril.

Partindo da curva ajustada, gerou-se 100 pontos para cada ciclo. Aplicando uma média aritmética para cada ponto foi possível obter um ciclo médio de angulação absoluta para cada articulação e do deslocamento do quadril.

Visando eliminar possíveis valores extremos na análise empregou-se o teste de Grubbs (Grubbs et al, 1969) , onde é definido o seguinte parâmetro:

$$Z = \frac{|x_i - \bar{x}|}{s} \tag{72}$$

sendo x_i o valor de um ângulo absoluto relativo a uma porcentagem do ciclo analisado, \bar{x} a média dos ângulos daquela porcentagem para todos os ciclos obtidos e s o desvio padrão amostral para os ângulos naquela porcentagem. Esse procedimento foi refeito para todos os 100 pontos gerados em cada ciclo e para todas as quatro articulações.

Considerando que o número de ciclos obtido é dezessete e um nível de significância de 1%, têm-se que o valor crítico para a estatística Z é igual a 2.821 (Grubbs et al, 1969). Caso Z calculado seja maior que esse valor pode-se descartá-lo da análise, classificando-o como ponto extremo.

Após essa análise, obtiveram-se novos ciclos médios para os ângulos do quadril, joelho e tornozelo, assim como os deslocamentos do quadril, conforme apresentado nas figuras 39, 40, 41, 42 e 43.

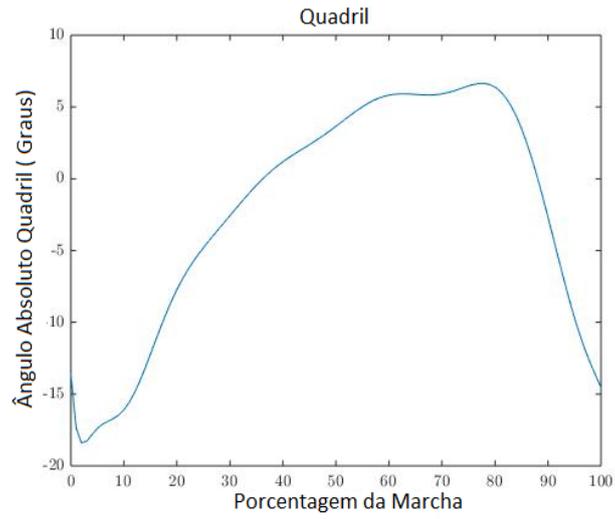


Figura 39 - Ciclo Médio Angulação Quadril (Graus)

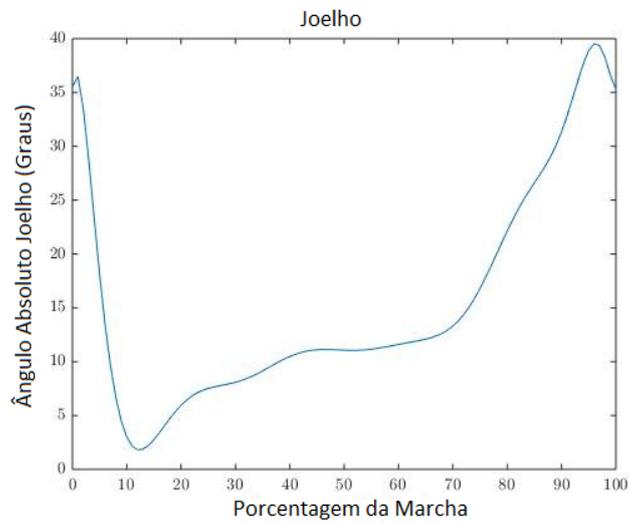


Figura 40– Ciclo Médio Angulação Joelho (Graus)

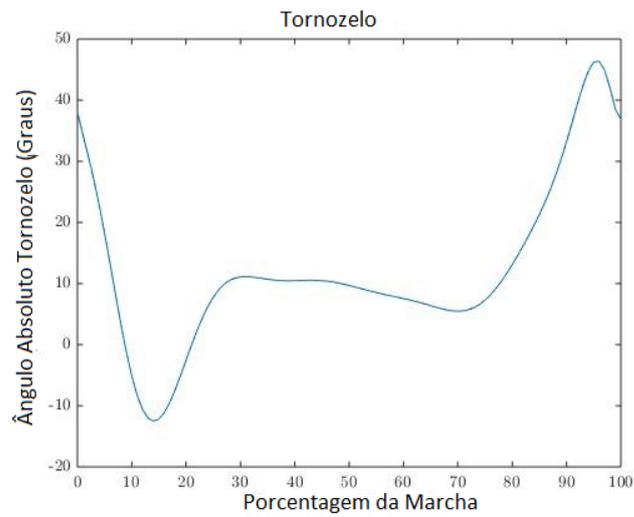


Figura 41– Ciclo Médio Angulação Tornozelo (Graus)

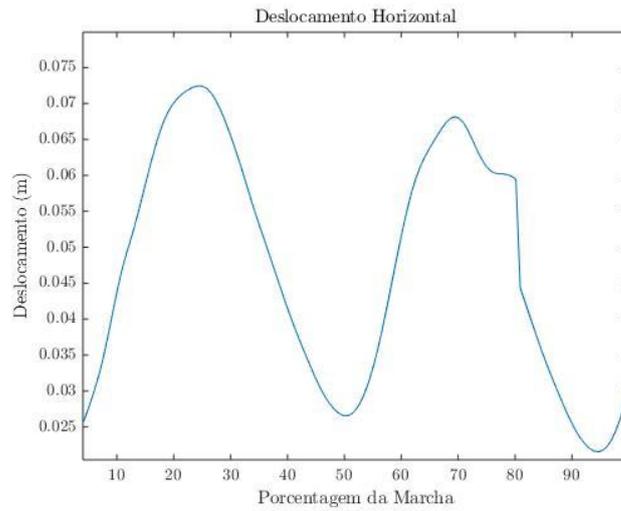


Figura 42 - Deslocamento Horizontal

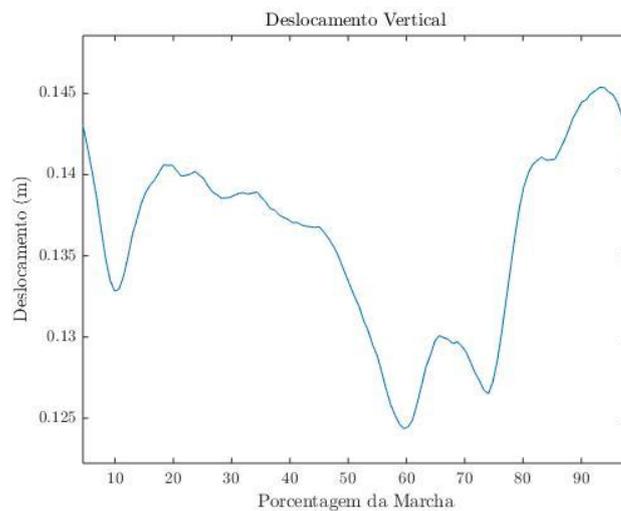


Figura 43 - Deslocamento Vertical

Ajustou-se uma curva para o ciclo médio de cada articulação (polinomial de décima segunda ordem – mínimo grau de correlação de 99% para o quadril). Para determinar a velocidade e aceleração média angulares, derivou-se as curvas ajustadas simbolicamente e gerou-se novamente 100 pontos para representar o ciclo para cada articulação analisada.

Os ângulos absolutos obtidos experimentalmente se relacionam da seguinte forma com os ângulos que são usados no modelo desenvolvido ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$) em graus:

$$\theta_1 = \beta_1 \tag{73}$$

$$\theta_2 = \theta_1 + \beta_2 \tag{74}$$

$$\theta_3 = \beta_3 - \theta_1 - \theta_2 - 90 \tag{75}$$

sendo que β_1 é o ângulo absoluto do quadril, β_2 o ângulo absoluto do joelho e β_3 o ângulo absoluto do tornozelo obtido experimentalmente. As velocidades e acelerações angulares dos ângulos usados no modelo são obtidas pela simples derivação das equações 73, 74 e 75, já que a velocidade e aceleração dos ângulos absolutos são conhecidas.

O ângulo do quinto metatarso (q_m) não foi medido diretamente, porém foi determinado em graus pela equação:

$$q_m = 180 + \theta_1 - \theta_2 + \theta_3 \quad (76)$$

Um procedimento similar é realizado para a obtenção das acelerações do quadril (deriva-se duas vezes em relação ao tempo a curva polinomial média ajustada). As acelerações vertical e horizontal são dadas portanto de acordo com as figuras 44 e 45.

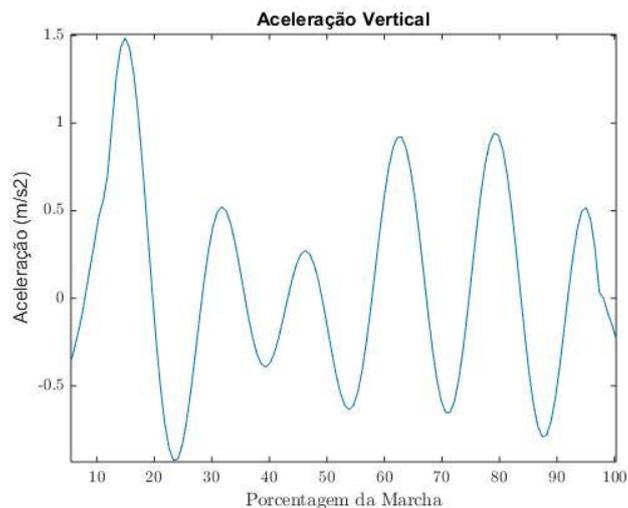


Figura 44 - Aceleração Vertical do Quadril

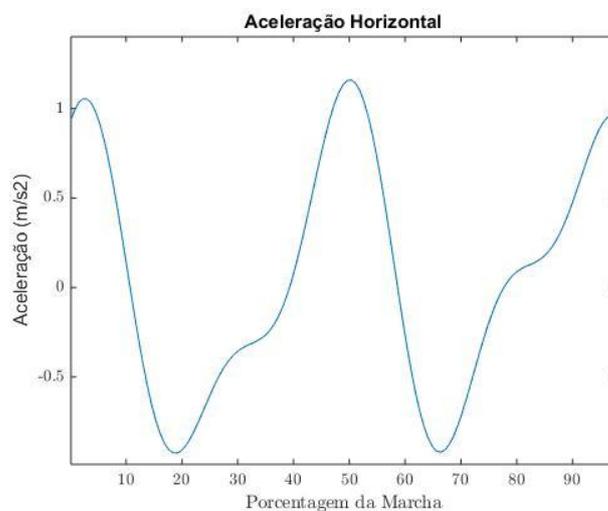


Figura 45 – Aceleração Horizontal do Quadril

Essas grandezas são usadas como grandeza de entrada na análise inversa da dinâmica da marcha em reabilitação (seção 5.2).

4.3.1 Identificação da Fase de Apoio

Como descrito na subseção 4.1 a ausência de um equipamento capaz de mensurar as forças de reação do solo durante a marcha e o momento em que elas são aplicadas, dificultando assim a identificação direta da fase de apoio.

Felizmente, Fellin et al (2010) propõem uma metodologia para reconhecer o momento em que o calcanhar entra em contato com o solo e o quando o dedo do pé termina a fase de apoio. Analisando o ângulo relativo do joelho é possível reconhecer dois momentos de extensão máxima, sendo um deles o ponto de contato inicial e o outro o do contato final. O ângulo relativo do joelho (θ_{reljoe}), em graus, é definido por:

$$\theta_{reljoe} = \theta_2 - \theta_3 \quad (77)$$

Como a fase de apoio é maior do que a fase de balanço, é fácil diferenciar as duas fase analisando um ciclo de marcha do ângulo relativo do joelho. A Figura 46 apresenta o ângulo relativo do joelho e a identificação da fase de apoio segundo Fellin et al (2010).

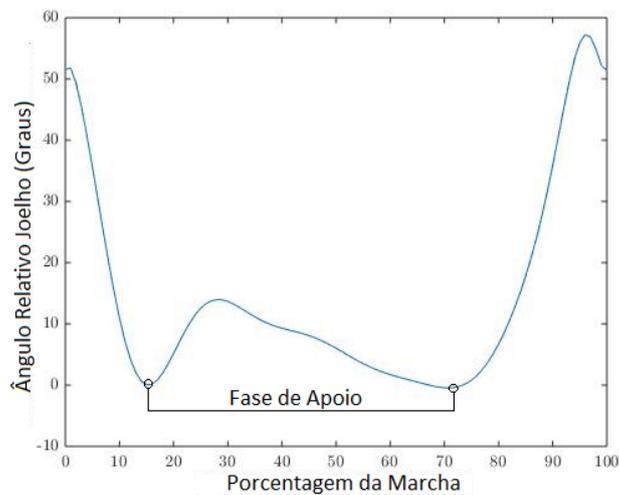


Figura 46– Identificação da Fase de Apoio

5. Análise de Resultados

Um dos objetivos do presente trabalho é a validação e comparação dos modelos desenvolvidos para simular a dinâmica da marcha humana considerando uma abordagem indireta (obtenção dos torques necessários nas articulações quando conhecido as variáveis cinemáticas das mesmas).

O estudo da marcha sadia (velocidade aproximada de 1,1 m/s) é importante no contexto da biomecânica. Winter (2009) apresenta no anexo A do seu livro dados cinemáticos (ângulos, velocidades e acelerações angulares), assim como a aceleração do quadril e torques nas articulações do quadril, joelho e tornozelo para um ciclo completo da marcha. Visando analisar a aplicabilidade dos modelo desenvolvidos nessas condições, conduziu-se um estudo da dinâmica inversa do sistema, comparando os resultados (torques nas articulações) com os de referência encontrados na literatura. Realizou-se também uma comparação entre os resultados dos dois modelos, avaliando a hipótese da inercialidade do quadril nessas condições.

A análise dinâmica de uma marcha em reabilitação (velocidade aproximada de 0,3 m/s) foi conduzida para se obter torques nas articulações que serão posteriormente usados como referências na seleção otimizada dos atuadores. Os dados cinemáticos das articulações (ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3) e a aceleração do quadril foram obtidos no experimento apresentado no capítulo 4 devido a ausência desses na literatura. Torques de referências para essas condições também não foram encontrados. Todavia, Winter (1987) apresenta torques para valores de velocidades de aproximadamente 0,8 m/s, 1 m/s e 1,2 m/s que foram usados como base de comparação posterior nesse trabalho. Novamente, avaliam-se as diferenças obtidas pelos dois modelos desenvolvidos, analisando a hipótese da inercialidade do quadril para a condição de marcha em reabilitação.

Por fim, os torques obtidos pelo modelo que considera a aceleração do quadril (mais representativo da realidade), foi usado como referência na seleção otimizada dos atuadores a serem usados no âmbito do projeto TAO, conforme procedimento descrito na seção 2.6.

5.1 ANÁLISE DINÂMICA MARCHA SADIA

5.1.1 Descrição Experimento Realizado em Winter (2009)

Winter (2009) conduziu uma análise extensiva sobre a marcha humana, coletando dados cinemáticos e dinâmicos para uma marcha sadia de uma pessoa normal a 1,1 m/s e os disponibilizando para uso acadêmico.

O estudo apresentado consiste na determinação dos ângulos, velocidade e aceleração angulares das articulações dos membros inferiores e da força de reação do solo para um ciclo completo da marcha. A pessoa analisada pesa 570 N e os dados antropomórficos complementares em estudo são apresentados na Figura 47.

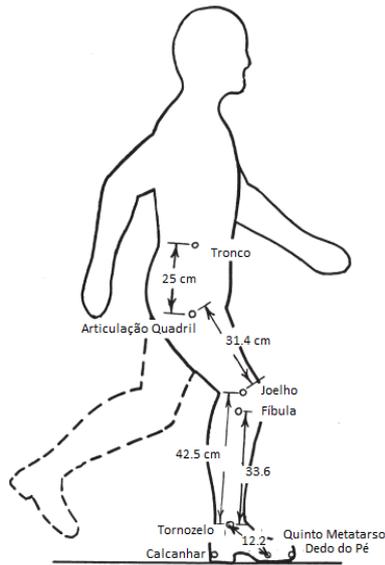


Figura 47- Dados Antropomórficos Pessoa Analisada (Winter, 2009)

Os dados cinemáticos foram obtidos experimentalmente por Winter (2009) pelo equipamento OPTOTRAK, que consiste na utilização de pequenos sistemas luminosos nas articulações desejadas (tronco, quadril, joelho e tornozelo). A luz emitida é procesada por uma câmera especial que possui lentes que a focam em uma superfície semicondutora de diodo, responsável pela sua interpretação. A câmera utilizada possui uma frequência de coleta de dados de 69.9 Hz (Winter, 2009).

As força de reações oriundas do contato do pé com o solo são obtidas pelo autor pela utilização de uma placa de força (Figura 48) que, além de medir as forças radiais e horizontais, também calcula o local do Centro de Pressão da pessoa durante a marcha.

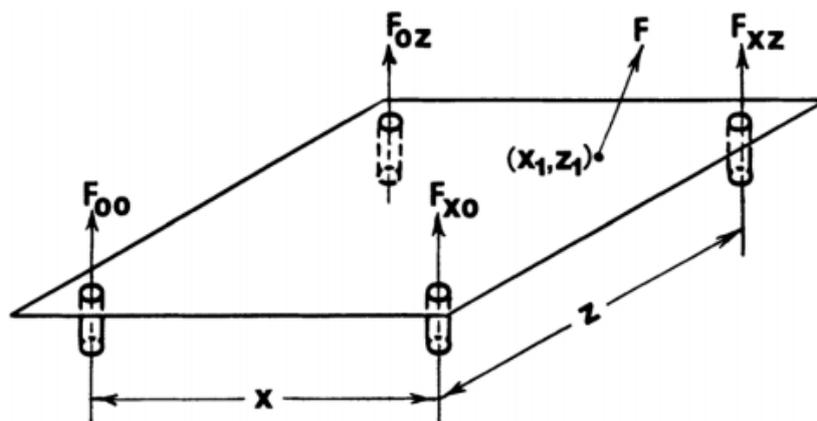


Figura 48–Esquema de Placa de Força (Winter 2009)

5.1.2 Dinâmica Inversa da Marcha Sadia para Um Ciclo da Marcha

Os ângulos disponibilizados em Winter (2009) são os relativos de extensão e flexão do quadril (γ_1), do joelho (γ_2) e do tornozelo (γ_3). É necessário, portanto, realizar uma conversão dos ângulos relativos para os ângulos em graus empregados na modelagem, conforme as equações 78,79 e 80.

$$\theta_1 = \gamma_1 - 90 \quad (78)$$

$$\theta_2 = 180 - \theta_1 - \gamma_1 + \gamma_2 \quad (79)$$

$$\theta_3 = \theta_1 + \theta_2 + \gamma_3 + \gamma_1 - \gamma_2 - 195 \quad (80)$$

As velocidades e acelerações angulares foram obtidas derivando as equações 78, 79 e 80 em relação ao tempo. Os dois modelos apresentados nesse trabalho foram empregados na análise da dinâmica indireta da marcha sadia e os torques obtidos para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, assim como os torques referências pela porcentagem da marcha são apresentados nas figuras 49, 50 e 51.

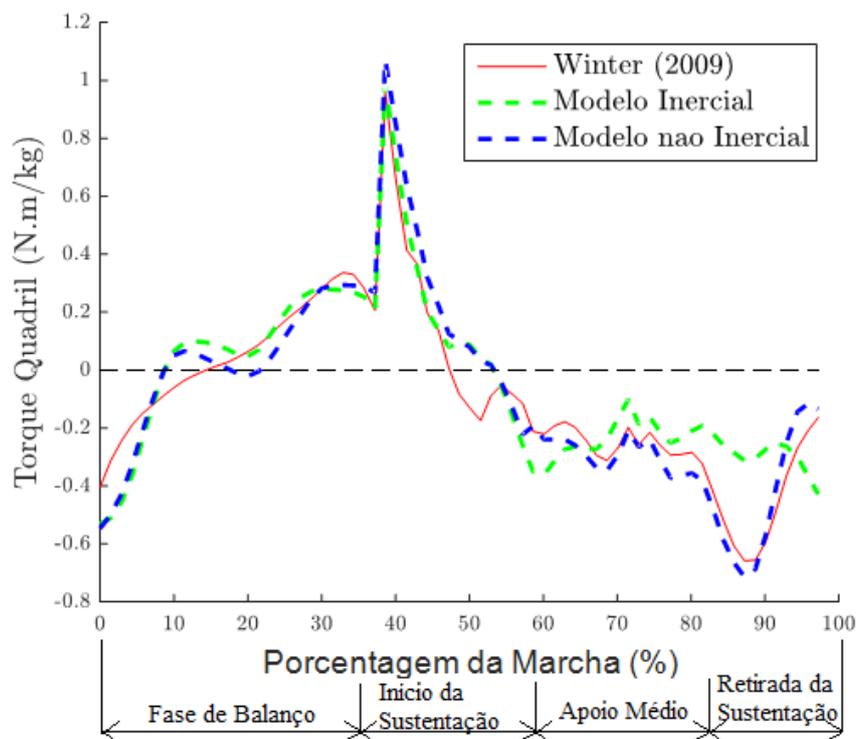


Figura 49 – Análise dinâmica inversa do quadril na marcha sadia

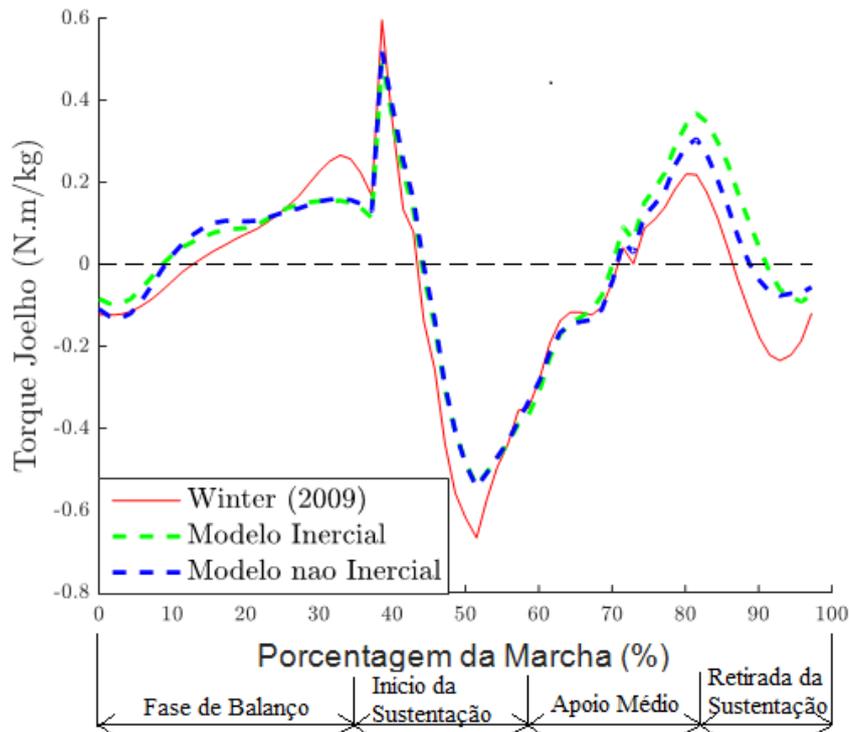


Figura 50 – Análise dinâmica inversa do joelho na marcha sadia

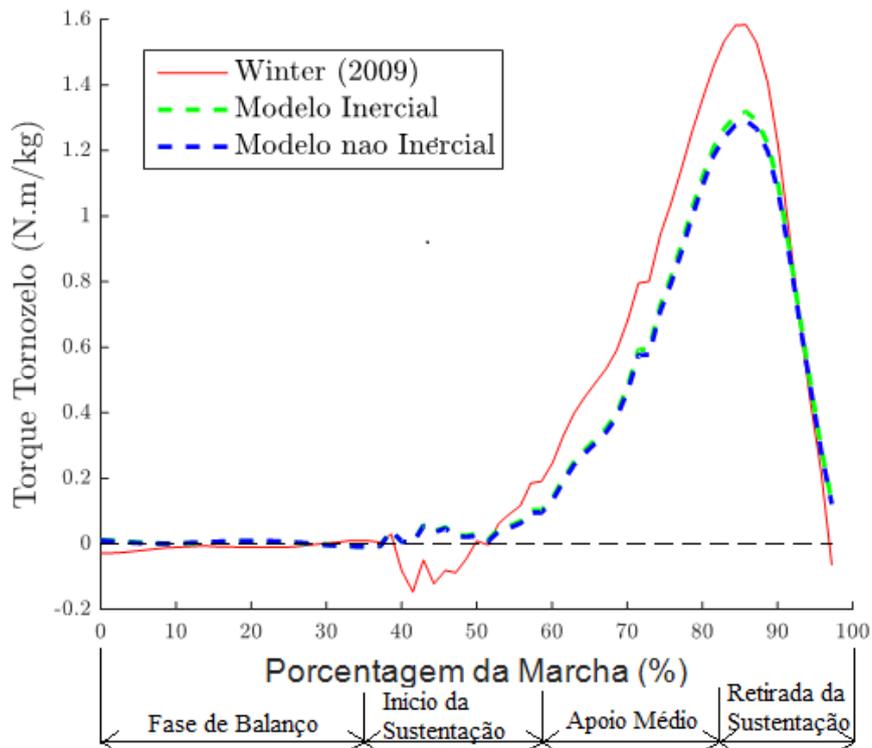


Figura 51 – Análise dinâmica inversa do tornozelo na marcha sadia

Para possibilitar uma análise quantitativa dos resultados obtidos, calculou-se o erro entre os resultados dos dois modelos desenvolvidos e a referência e a diferença entre os dois modelos, para cada articulação, conforme as equações:

$$R_i = \tau_i(i) - \tau_{ref}(i) \quad (81)$$

$$R_{ni} = \tau_{ni}(i) - \tau_{ref}(i) \tag{82}$$

$$D = \tau_{ni}(i) - \tau_i(i) \tag{83}$$

sendo R_i a diferença entre os torques do modelo inercial (τ_i) e referência (τ_{ref} - Winter, 2009), R_{ni} entre os torques do modelo não inercial (τ_{ni}) e a referência e D entre os resultados do modelo inercial e o do não inercial. Essa grandezas são apresentadas nas figuras 52, 53 e 54, para o quadril, o joelho e o tornozelo.

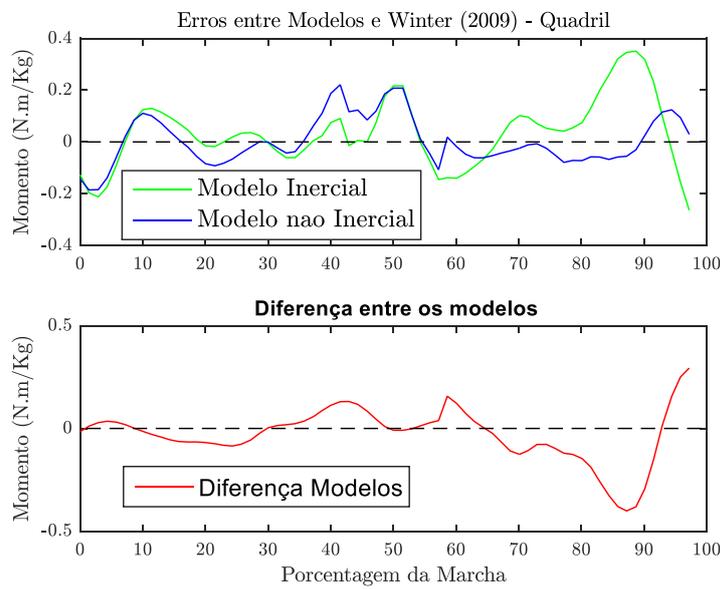


Figura 52 - Erros Quadril

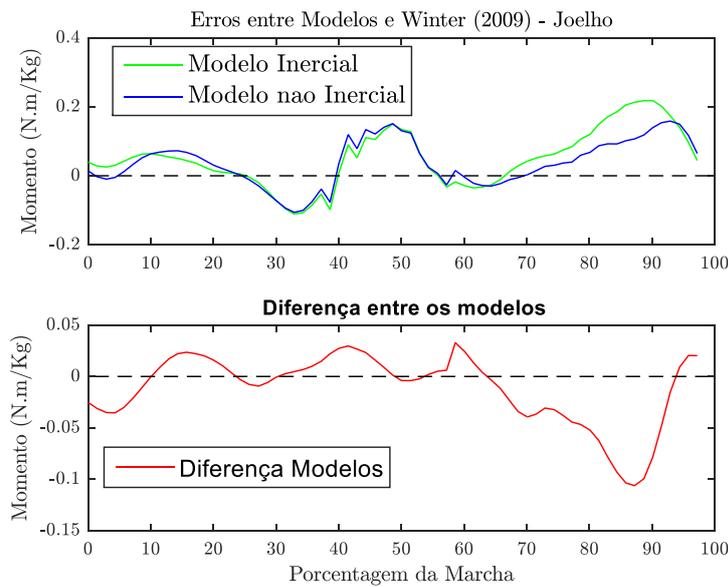


Figura 53 - Erros Joelho

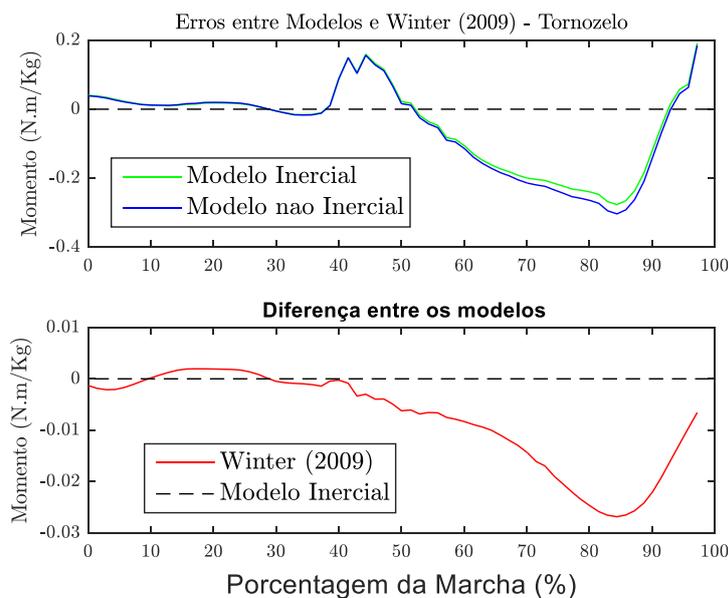


Figura 54 – Erros Tornozelo

Analisando a articulação do quadril, percebe-se que ambos os modelos apresentam comportamentos semelhantes (diferença máxima entre os modelos de 0,2 N.m/kg) durante as fase de balanço, início da sustentação e apoio, possuindo erros menores que 0,2 m/kg em relação à referência. Posteriormente, na subfase apoio médio e na retirada da sustentação, onde o quadril é impulsionado para frente na marcha e o módulo da sua aceleração é maior, percebe-se que o modelo não inercial apresenta erros médios menores em relação à referência quando comparado com o inercial. Isso ocorre justamente porque a aceleração do quadril é mais significativa nesse momento, influenciando de forma mais incisiva a dinâmica do sistema,

Ambos os modelos produzem resultados semelhantes para a articulação do joelho durante a fase de balanço e início da sustentação, possuindo erros menores que 0.1 N.m/Kg quando comparado ao torque referência. Novamente, nas subfases apoio médio e retirada da sustentação o modelo não inercial é mais fiel a realidade (erros menores) que o inercial, justamente porque o módulo da aceleração do quadril é maior, principalmente na última subfase, o que justifica também o fato da maior diferença entre os modelos ser nesse momento.

Para a articulação do tornozelo, em todas as fases e subfases, o modelo inercial e o não inercial produzem resultados bastante semelhantes entre si. A diferença deles em relação ao referência na final da fase de apoio pode ser explicada pela simplificação feita na subseção 3.1.3, na qual o momento do pé na rotação do quinto metatarso foi adicionado, onde, idealmente, deveria se considerar um quarto link relativo aos dedos do pé.

De forma geral, o modelo não inercial desenvolvido representa se aproxima mais da realidade para uma marcha em velocidade normal, possuindo erros relativos menores do que 0.2 N.m/Kg (maior erro na articulação do quadril) quando comparado com a referência para a análise em questão.

5.1.3 Dinâmica Direta da Marcha Sadia para Um Ciclo da Marcha e a Necessidade de um Controlador

Uma análise da dinâmica direta da marcha foi realizada visando obter a cinética das articulações (quadril, joelho e tornozelo) usando o modelo do quadril inercial e os torques referência (Winter, 2009) usados como grandezas de entrada no modelo considerando o quadril inercial.

Realizou-se portanto a integração numérica com a função ODE15s do software MATLAB visando resolver o sistema de equações diferencial de segunda ordem do sistema analisado.

Os resultados para os ângulos obtidos para as três articulações analisadas são apresentados nas figuras 55, 56 e 57.

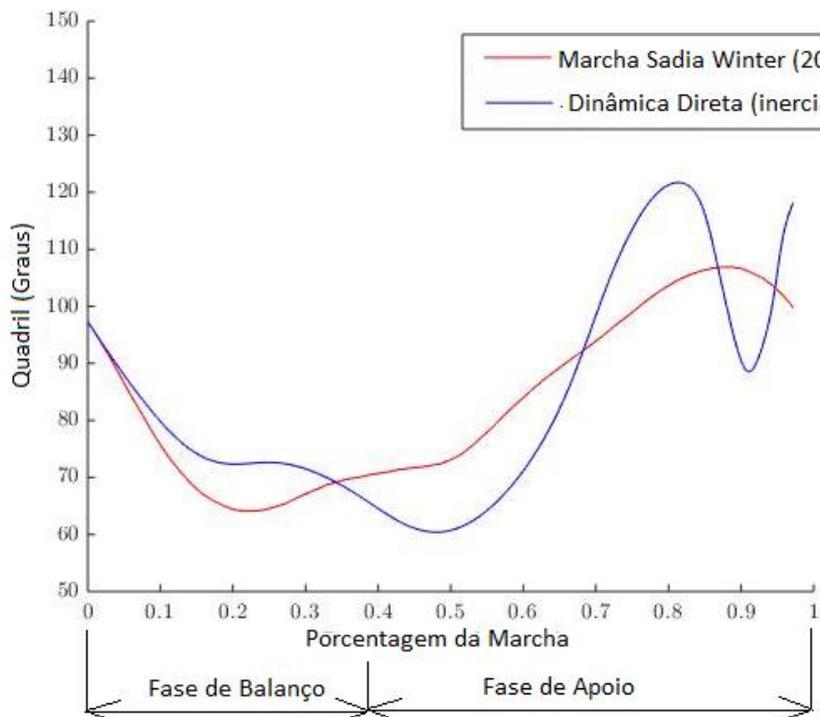


Figura 55 – Resultado Dinâmica Direta Quadril

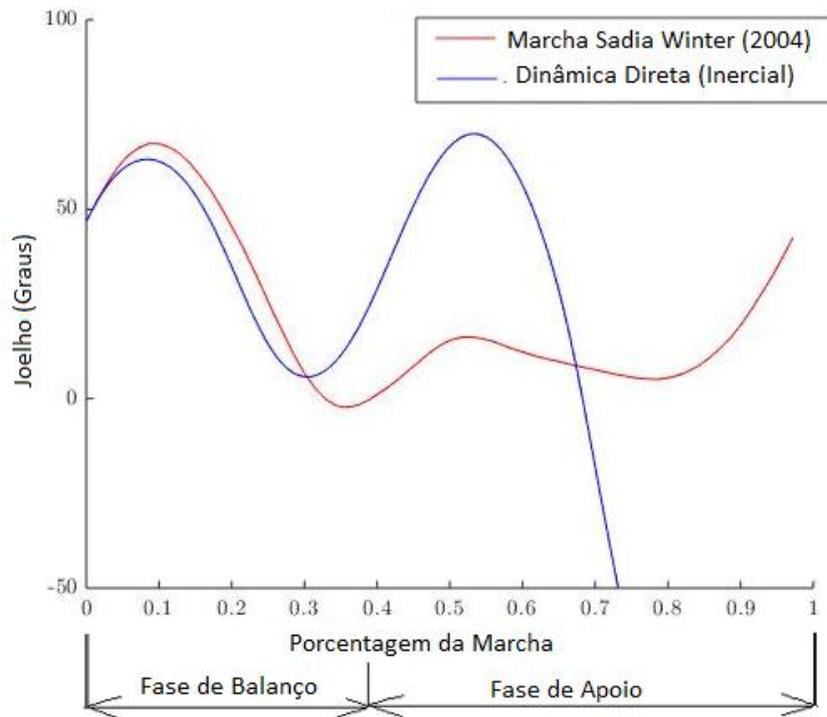


Figura 56 – Resultado Dinâmica Direta Joelho

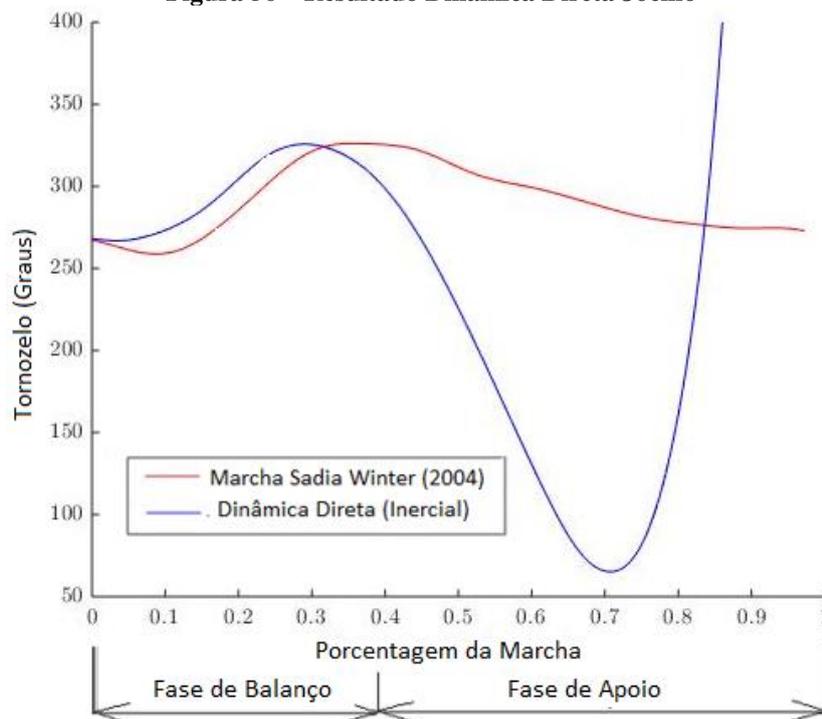


Figura 57 – Resultado Dinâmica Direta Tornozelo

A dinâmica direta apresenta dados cinemáticos semelhantes aos da referência para a fase inicial de integração (fase de apoio), porém na subfase início da sustentação os ângulos do joelho e do tornozelo começam a divergir, causando uma posterior interrupção da análise. É interessante notar que a articulação do tornozelo e do joelho são as que apresentam erros maiores, divergindo após 30% da marcha. Essa maior sensibilidade pode ser devido aos menores momentos de inércia da perna e do pé quando comparado com a coxa, sendo que uma pequena diferença nos torques empregados pode causar erros na análise.

A divergência se deve as limitações do modelo proposto geradas pelas hipóteses assumidas e pelo fato de que na fase de apoio o sistema se torna instável de uma forma semelhante a um pêndulo invertido. Além disso, uma das causas dessa divergência é o acúmulo do erro numérico na solução (integração das equações diferenciais) do sistema. Quental et al (2015) apresenta que, mesmo quando os valores de torque gerados pela dinâmica inversa são usados como referência, o sistema utilizado no seu artigo (44 graus de liberdade modelando todo o corpo humano) diverge durante a análise da dinâmica direta na fase de apoio após somente 0.3 segundos. Esse fenômeno pode ser retardado, porém não evitado, com o aumento do rigor do ajuste de curva e do processo iterativo, sendo portanto inerente ao sistema analisado (Quental et al, 2015).

A divergência observada poderia ser evitada pela presença de um controlador, sendo que Quental et al (2015) conseguem impedir a divergência da sua análise com a utilização de um controle de posição proporcional derivativo. Considerando que o desenvolvimento de um sistema de controle foge ao escopo desse trabalho, limita-se aqui a mostrar a necessidade do mesmo.

5.2 ANÁLISE DA DINÂMICA MARCHA EM REABILITAÇÃO

Nessa seção, realizou-se a dinâmica inversa de uma marcha na velocidade de reabilitação (0,3 m/s) para os dois modelos desenvolvidos, cujos dados cinemáticos (ângulos, velocidades, acelerações angulares e do quadril) das articulações dos membros inferiores são apresentados no capítulo 4.

Os dados antropométricos dos membros inferiores foram obtidos conforme seção 2.2.3, sabendo que a altura da pessoa analisada é 1,85 m e o seu peso é 92 kg medido no dia do experimento. Os torques obtidos nessa seção são comparados qualitativamente com os torques referência da marcha para as velocidades de 0,8 m/s, 1 m/s e 1,2 m/s (Winter, 1987).

As grandezas de saída dessa análise (torques nas articulações analisadas) são usados para estudo do emprego de tipos de atuação necessários no contexto da reabilitação na seção 5.3.

5.2.1 Hipóteses Assumidas

Devido a ausência de um equipamento experimental que medisse a força de reação do solo no pé durante a fase de apoio foi necessário assumir um padrão de força durante um ciclo da marcha.

A força vertical para uma marcha sadia (1 m/s) apresenta valores maiores e menores do que o peso devido a aceleração e desaceleração do centro de massa na fase de apoio. Para uma marcha com cadência lenta (0,8 m/s), as oscilações em relação ao peso da pessoa diminuem significativamente devido justamente a diminuição da aceleração do centro de massa. Considera-se também que com a diminuição da velocidade, a subfase de apoio médio diminui devido ao aumento do tempo que os dois pé estão em contato com o chão (Cromwell, 2004). Como uma análise quantitativa dessa diminuição não foi encontrada na literatura, assumiu-se que a fase de apoio médio ocorre entre 20% e 40% do ciclo da marcha.

Adotou-se, portanto, para a marcha em reabilitação (0,3 m/s) uma distribuição de força vertical que fosse igual ao peso durante a fase de apoio médio, conforme figura 58.

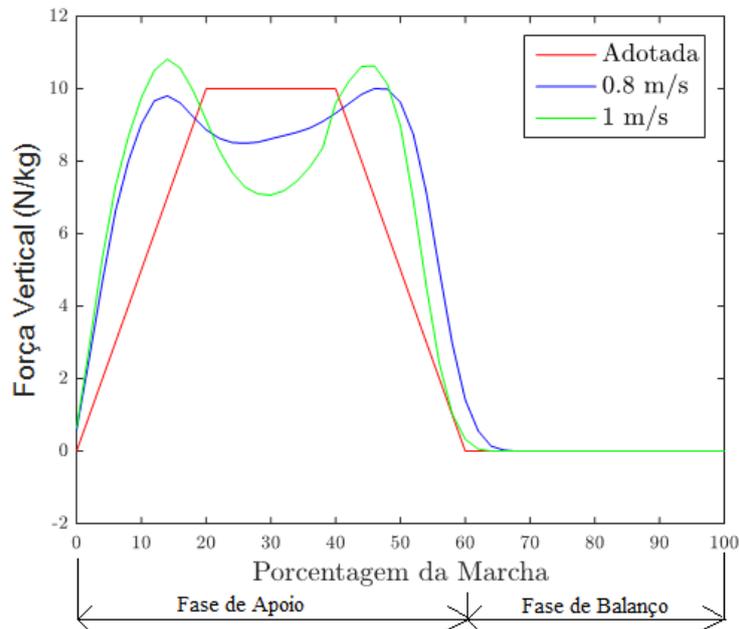


Figura 58- Força Vertical Adotada e Valores para Velocidades Maiores

A força horizontal é responsável pela aceleração e desaceleração do centro de massa e dos membros inferiores durante a marcha. A Figura 59 apresenta as forças horizontais para as velocidades de 1,2 m/s, 1 m/s e 0,8 m/s, além da distribuição de força adotada. Percebe-se que para velocidades menores os valores absolutos das forças horizontais também são menores devido à menor aceleração que o corpo está sujeito, porém o formato da curva permanece constante. Sabe-se, portanto, que a força horizontal em reabilitação apresenta valores extremos menores quando comparados com a distribuição relativa a 0,8 m/s, porém o seu padrão é desconhecido e não foi encontrado na literatura. Além disso, uma força horizontal nula não é plausível mesmo para condições de baixa velocidade devido ao fato de que fisicamente isso causaria uma instabilidade na caminhada (a pessoa tenderia a escorregar e mudaria a dinâmica de sua marcha).

Admitindo que as forças horizontais conservem a forma, variando somente a sua amplitude com a variação da velocidade, pode-se definir um padrão de força para a velocidade de reabilitação analisando somente os pontos extremos em módulo das distribuições conhecidas. Os pontos extremos positivos e negativos para as distribuições conhecidas são semelhantes (diferença máxima de 5%), portanto a análise pode ser realizada somente uma vez para todo o ciclo da marcha.

Os pontos extremos considerados são mostrados na Figura 59 (retângulos). Partindo desses valores e das suas respectivas velocidades, realizou-se um ajuste linear para determinar o ponto extremo do padrão de força horizontal para a marcha em reabilitação (0,3 m/s).

Considerando portanto uma relação linear entre valores extremos e velocidades e a hipótese da conservação da forma no padrão da força, pode-se obter uma aproximação para a força horizontal para a velocidade de reabilitação (F_{hr}) pela equação 84.

$$F_{hr} = \frac{F_{h0.8}}{5.13} \quad (84)$$

Sendo $F_{h0.8}$ o padrão de força horizontal na velocidade de 0.8 m/s. A Figura 59 compara os padrões de torque obtidos em Winter (1987) para velocidades mais altas e o adotado nesse trabalho.

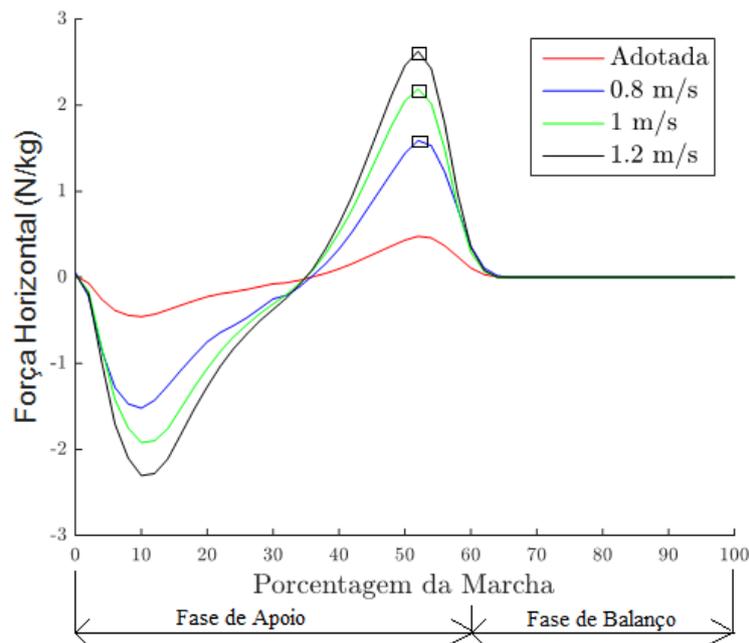


Figura 59- Força Horizontal Adotada e Valores para Velocidades Maiores

A posição do centro de pressão (ponto de aplicação da força de reação) também não foi obtida experimentalmente devido ao limite de equipamentos. Assumiu-se nesse trabalho que ela varia continuamente (linearmente) do calcanhar ao dedo do pé durante a fase de apoio da marcha, aproximação essa usada em Nacy (2013).

5.2.2 Dinâmica Inversa da Marcha em Reabilitação

Tendo como grandeza de entrada a cinemática (ângulos, velocidades e acelerações) das articulações dos membros inferiores e as forças de reação do solo durante a fase de apoio assumidas em 5.2.1, realizou-se a dinâmica inversa para a marcha em uma velocidade empregada em reabilitação (0.3m/s) para os dois modelos desenvolvidos.

Não se encontrou torques referências para essas condições na literatura, porém torques relativos a marcha à 1.2 m/s, 1 m/s e 0.8 m/s foram encontrados. Realizou-se portanto uma análise da tendência de

mudança dos torques na diminuição da velocidade e comparou-se com os resultados obtidos pelos modelos apresentados no capítulo 3.

A Figura 60 ilustra os torques encontrados na literatura nas três velocidades citadas e os obtidos pelos modelos desenvolvidos para a articulação do quadril.

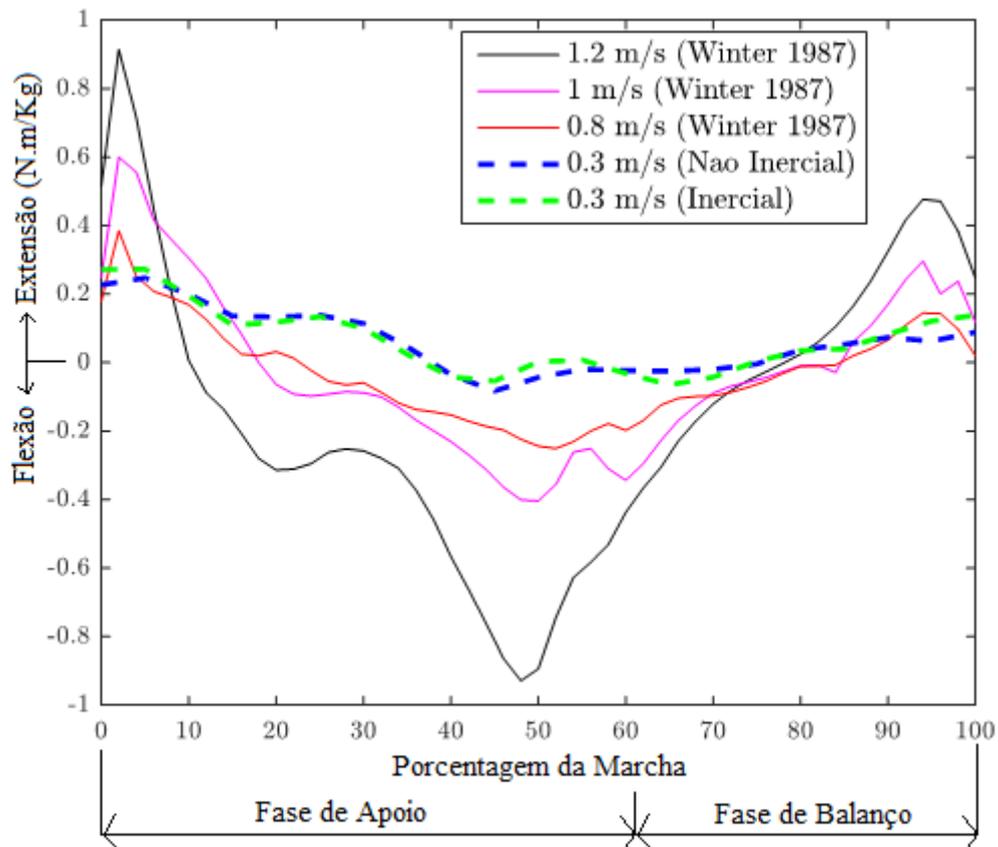


Figura 60 – Torques Articulações Quadril

A diferença entre os torques obtidos pelos modelos inercial e não inercial é apresentado na Figura 61.

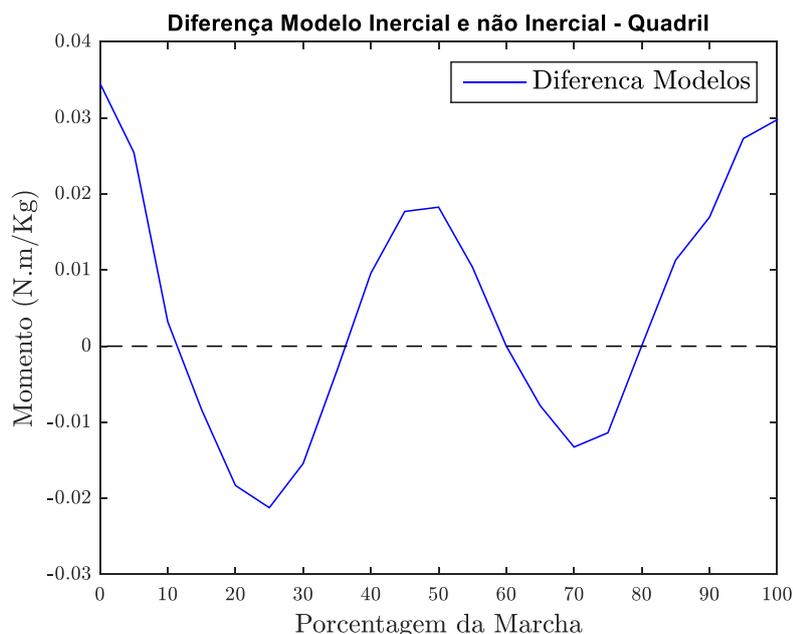


Figura 61 - Diferença Modelos para o Quadril

Pode-se notar que os modelos apresentam resultados que se diferem no máximo de 0.03 N.m/Kg entre si, o que ocorre porque a aceleração do quadril para velocidade de reabilitação é relativamente baixa, conforme figuras 44 e 45. A máxima diferença ocorre no começo da fase de apoio, porque é nesse momento que a aceleração vertical possui o seu maior valor (figura 44), fato que pode ser explicado pelo impacto do pé analisado no solo e consequente mudança na direção vertical do quadril.

Percebe-se que todos os torques apresentam um padrão com formato similares entre si. Inicialmente (0% a 10% do ciclo da marcha), o grupo muscular responsável pela extensão do quadril é acionado para absorver a energia proveniente do contato do calcanhar com o solo. Para velocidades mais altas, o pico do impacto é maior e essa energia é absorvida mais rapidamente. Com a diminuição da velocidade, o valor máximo do torque de extensão diminui e a energia leva mais tempo para ser absorvida. Para os dados obtidos para velocidade mais baixa, o pico é inexistente devido ao menor valor da força de reação do solo (figuras 58 e 59), já que o centro de massa não apresenta alta aceleração.

Durante a fase de apoio médio (aproximadamente 15%-60% a depender da velocidade), a flexão do quadril se faz presente pelo movimento de flexão do joelho (movimento para trás da perna no referencial da figura 29). Novamente o valor máximo absoluto diminui com a diminuição da velocidade. Para o torque obtido pelos modelos, ocorre uma diminuição no seu módulo devido a pequena aceleração de rotação do joelho quando comparado com as outras velocidades.

Finalmente, após 60% da marcha, o grupo muscular responsável pela extensão do quadril é acionado novamente para gerar o impulso necessário para movimentar os membros inferiores durante a fase de balanço. Devido a menor aceleração dos membros inferiores durante a marcha em reabilitação, o torque necessário é menor. Portanto, os torques gerados pelos dois modelos também são menores em valores absolutos quando comparados com os da literatura.

A Figura 62 ilustra os torques encontrados na literatura nas três velocidades citadas e os obtido pelos dois modelos desenvolvidos para a articulação do joelho.

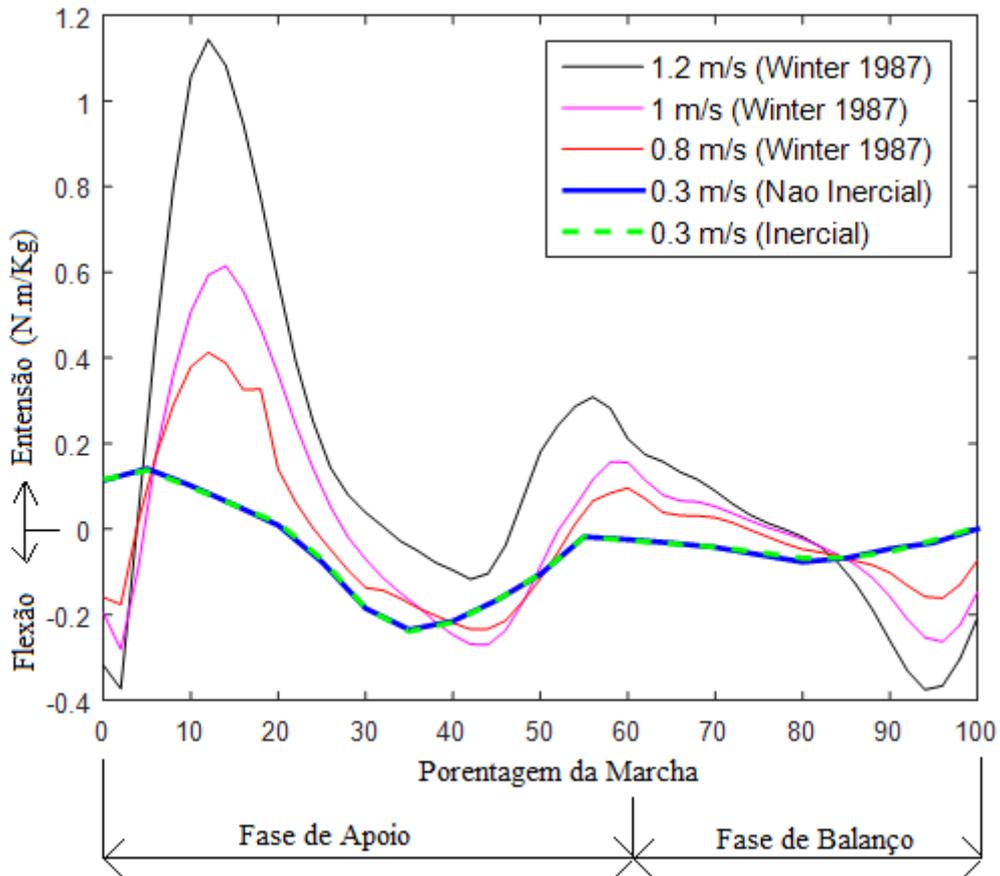


Figura 62 – Torques Articulações Joelho

A diferença entre os torques obtidos pelos modelos inercial e não inercial é apresentado na Figura 63.

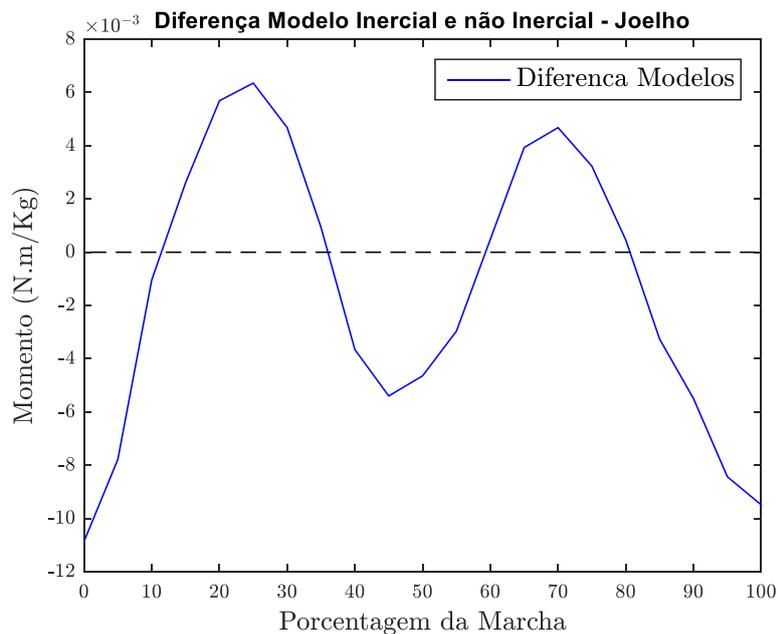


Figura 63- Diferenças Modelos para o Joelho

Percebe-se novamente que os resultados obtidos pelos modelos inerciais e não inerciais são bastante semelhantes, reforçando a hipótese de que, para velocidades de reabilitação, o quadril pode ser considerado inercial. De forma análoga aos resultados obtidos para o quadril, a maior diferença de modelos ocorre no começo da fase de apoio, devido ao fato de que nesse momento a aceleração do quadril na direção vertical é mais acentuada.

Do começo do ciclo de marcha até 15 % da marcha, o joelho apresenta um torque de extensão para absorver a energia do impacto e para controlar a própria extensão dessa articulação. Nesse período fica evidente uma diferença de fase entre os torques da literatura e o obtido pelos modelos, o que pode ser explicado pela hipótese de distribuição linear da força de contato do pé com o chão e também pelo fato de que a fase de apoio médio é maior para velocidades muito baixas. Pode-se também observar que o pico dos resultados para marcha de reabilitação é menor em valor absoluto do que os outros justamente pelo fato de que é necessário uma absorção de energia no impacto menor, de forma análoga ao quadril.

Entre 30% e 50% da marcha, os torque do joelho se tornam de flexão, devido principalmente ao começo da fase da retirada de sustentação. Novamente os modelos obtidos apresentam um valor de módulo menor que outros, devido a necessidade de imprimir uma velocidade e portanto aceleração menor o sistema.

Para o começo da fase de balanço (65% até 80%), o joelho apresenta um torque de extensão para rotacionar a perna para frente. No final da fase balanço, o torque se torna de flexão para desacelerar a perna antes do impacto com o solo. Os torques obtidos para ambas as fases apresentam módulo menor um aspecto mais suavizado justamente pelo fato de as acelerações nas articulações dos membros inferiores ser menor para a marcha em velocidade de reabilitação.

A Figura 64 ilustra os torques encontrados na literatura nas três velocidades citadas e os obtidos pelos modelos desenvolvidos para a articulação do tornozelo.

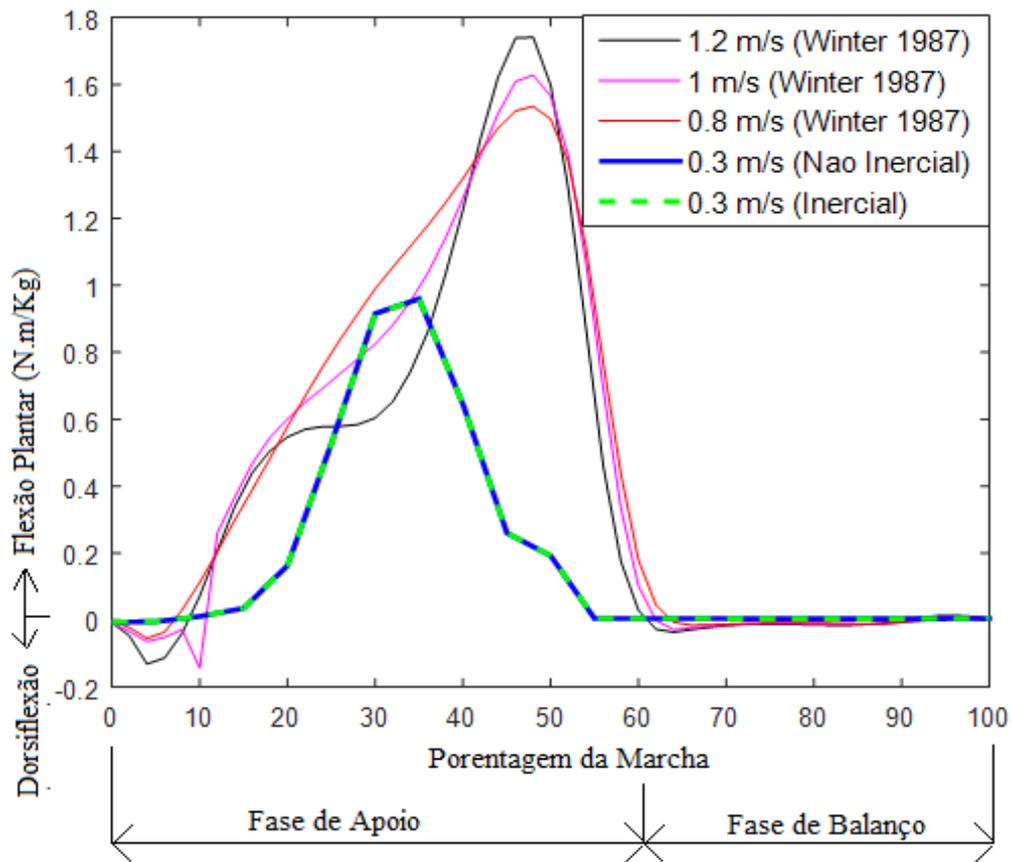


Figura 64– Torques Articulações Tornozelo

A Figura 65 apresenta as diferenças obtidas entre os valores do torque obtidos pelo modelo inercial e pelo não inercial.

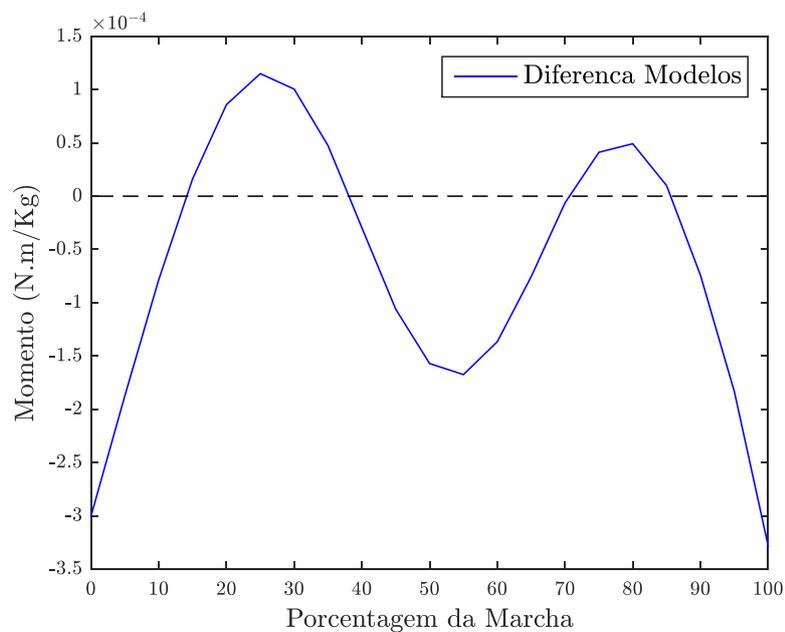


Figura 65 - Diferenças Modelos para Tornozelo

Percebe-se que os torques são bastante similares, o que contribui para a hipótese da inercialidade do quadril. Além disso, pode-se notar que a diferença entre os modelos é menor para o tornozelo quando

comparado com as outras articulações, mostrando que o mesmo é menos sensível a aceleração do quadril.

Durante a fase de apoio o padrão do torque obtido pelo modelo não apresenta o pico de flexão plantar característico dos obtidos na literatura para velocidades maiores. Isso se deve porque esse torque é necessário para impulsionar para frente (sentido positivo do referencial y_0 na figura 29) todos os membros inferiores e principalmente o centro de massa. Para a velocidade de 0.3 m/s, é necessário aplicar menos energia ao sistema, sendo que um valor máximo ocorre a 30% da marcha.

5.3 Seleção Otimizada dos Atuadores do Quadril, Joelho e Tornozelo

Conforme a seção 2.6, os atuadores selecionados nesse projeto são elétricos devido as suas vantagens em relação aos pneumáticos e hidráulicos (Tabela 1). Dentre os atuadores elétricos, foram selecionados *Brushless DC Motors* pois esses possuem elevado torque, potência e eficiência quando comparados com os outros motores elétricos disponíveis no mercado. Todos os motores e os sistemas de transmissão indicados nesse trabalho podem ser encontradas no site da *Maxon Motors*.

Em um projeto de exoesqueleto, é um fator limitante a energia elétrica consumida pelos atuadores, já que os motores são geralmente alimentados por baterias ou fontes de baixa tensão (recomendadas para uso em equipamentos em contato com seres humanos). Mesmo quando ligados a fontes de alta tensão, uma economia na energia gasta pode trazer benefícios financeiros para o proprietário do equipamento. A potência gasta do equipamento foi, portanto, a variável a ser otimizada no processo da escolha dos atuadores.

Todavia, outro fator importante no projeto de exoesqueletos é o peso do mesmo (incluindo o peso dos atuadores e dos respectivos sistemas de transmissão). Nesse trabalho, a massa do sistema de transmissão será usada como uma variável de otimização secundária, ou seja, se houver para uma mesma potência vários conjuntos atuadores e sistemas de transmissão será escolhido o mais leve.

Apesar dos modelos inercial e não inercial gerarem resultados bastante semelhantes para a marcha em reabilitação, utilizou-se na análise apresentada na seção 2.6 os torques obtidos pelo modelo não inercial pois esse é mais completo em relação aos fenômenos dinâmicos presentes na marcha do que o que considera o quadril inercial.

Na seleção dos atuadores, primeiramente aferiu-se se o atuador analisado possui a potência (inequação 17) necessária para o seu correto funcionamento. Caso essa condição não seja respeitada, o atuador é considerado inapto para ser utilizado no contexto desse trabalho.

Entre os motores considerados aptos, obteve-se a faixa de razões de transmissão admissíveis (equação 23), respeitando os limites impostos pela curva torque-velocidade (equação 19) e pelo limite do torque máximo do atuador (equação 22). Dentre desse limite, para cada atuador, obteve-se o valor da razão de transmissão que minimizasse a energia gasta no processo (equação 16) e selecionou-se um

sistema de redução que apresentasse a razão de transmissão mais próxima da ótima, respeitando o seu próprio limite de torque.

As figuras 66, 67 e 68 e as tabelas 4,6 e 6 apresentam as características dos atuadores selecionados (energia mínima para a razão de transmissão selecionada no site da *Maxon* e massa do sistema atuador-transmissão com a razão de transmissão selecionada), sendo esses valores obtidos no site da *Maxon Motors*. O atuador escolhido possui a sua indicação colorida.

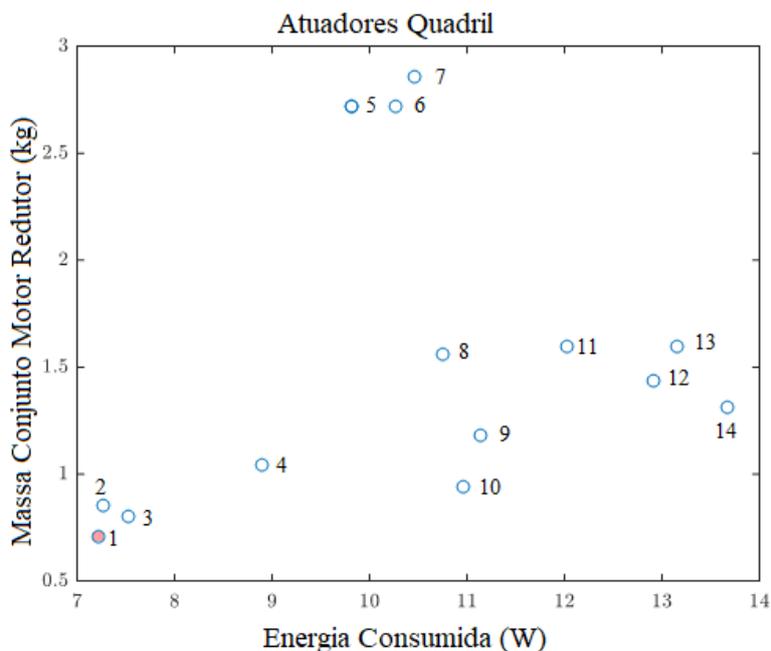


Figura 66 - Atuadores Quadril

Tabela 4 –Combinação Atuadores e Redutores para o Quadril

Numeração	Modelo Atuador	Modelo Redutor
1	EC 496656	GP 203127
2	EC 496661	GP 203126
3	EC 539485	GP 203130
4	EC 393024	GP 203127
5	RE 353301	GP 223087
6	RE 388985	GP 223087
7	EC 167131	GP 203120
8	EC 136207	GP 203123
9	EC 283873	GP 203125
10	RE 148867	GP 203125
11	EC 500269	GP 223085
12	EC 574741	GP 223087
13	EC 500267	GP 223085
14	EC 136196	GP 203126

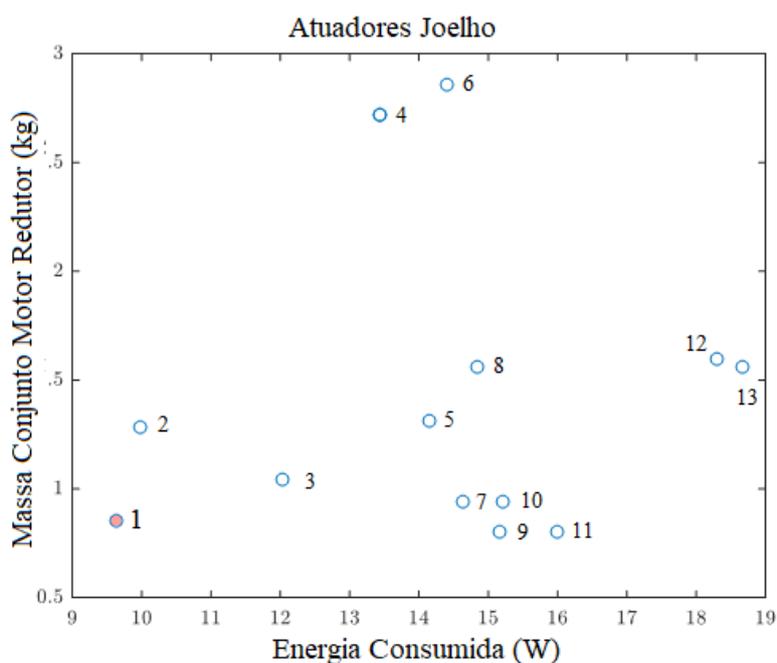


Figura 67 - Atuadores Joelho

Tabela 5 - Combinação Atuadores e Redutores para o Joelho

Numeração	Modelo Atuador	Modelo Redutor
1	EC 496661	GP 203125
2	EC 496656	GP 203125
3	EC 393024	GP 203126
4	RE 388991	GP 223085
5	EC 136196	GP 203123
6	EC 167131	GP 203123
7	RE 218014	GP 203125
8	EC 136207	GP 203122
9	RE 148867	GP 203124
10	RE 157890	GP 203124
11	RE 323891	GP 203126
12	EC 500269	GP 223085
13	EC 500267	GP 476928

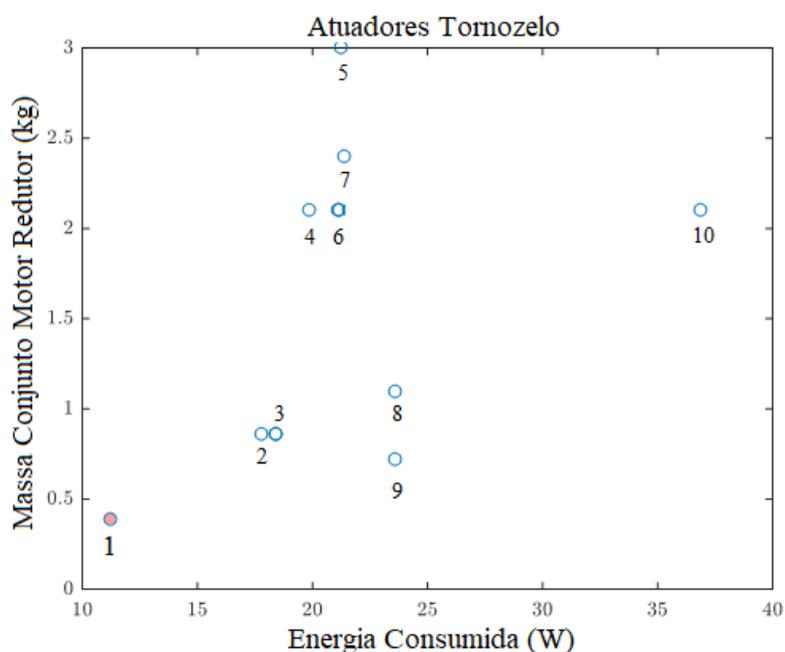


Figura 68 - Atuadores Tornozelo

Tabela 6 -Atuadores para o Tornozelo

Numeração	Modelo Atuador
1	EC 488607
2	EC 397798
3	EC 397800
4	RE 388990
5	EC 167131
6	RE 353297
7	EC 167132
8	EC 136211
9	EC 283873
10	RE 388990

Percebe-se que, para todas as juntas, os atuadores escolhidos possuem ao mesmo tempo a menor energia consumida e a menor massa do conjunto motor e sistema de transmissão, com ressalva ao atuador da articulação do tornozelo, o qual não foi encontrado um sistema de transmissão compatível devido ao alto torque presente naquela articulação durante a marcha (máximo de 54 Nm – Figura 64). Todavia, é possível customizar o sistema de transmissão do atuador do tornozelo, conforme apresentado no site da Maxon, de forma que é possível obter a relação razão e torque máximo no sistema de transmissão do tornozelo.

Os atuadores e os sistemas de transmissão selecionados são apresentados na tabela 7.

Tabela 7 - Atuadores e Sistemas de Transmissão Selecionados

Junta	Atuador	$\beta_{\text{ótimo}}$	Potência Gasta	Redutor	β_{usado}
Quadril	EC 496656	140	7.22 W	GP 203127	129
Joelho	EC 496661	93	9.63 W	GP 203125	91
Tornozelo	EC 488607	245	11.23 W	Customizado	Customizado

As figuras 69, 70 e 71 apresentam, para os atuadores escolhidos, a energia gasta dentro da faixa de razões de transmissões aceitáveis, destacando a razão de transmissão ótima (em vermelho) e a razão de transmissão do sistema selecionado (mais próximo à ótima encontrado em catálogo – em verde).

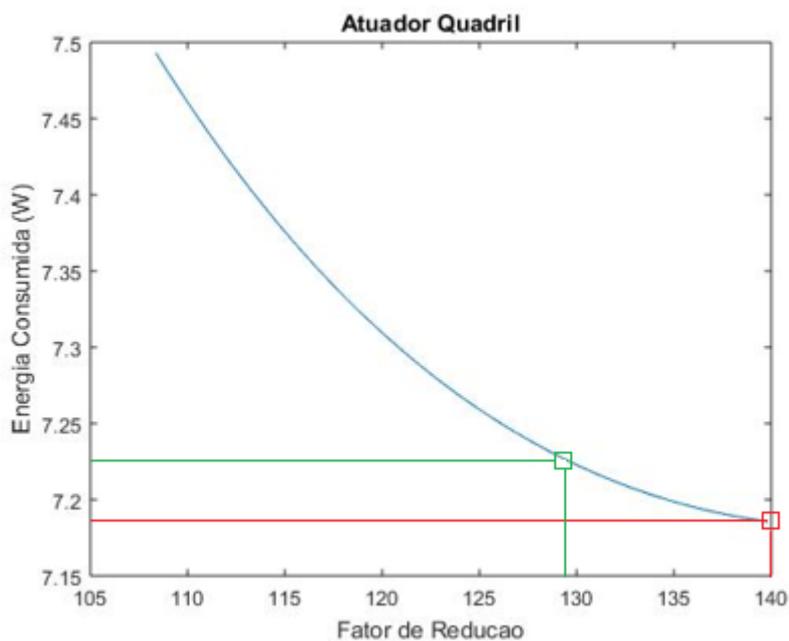


Figura 69 - Energia Gasta e Fator de Redução - Quadril

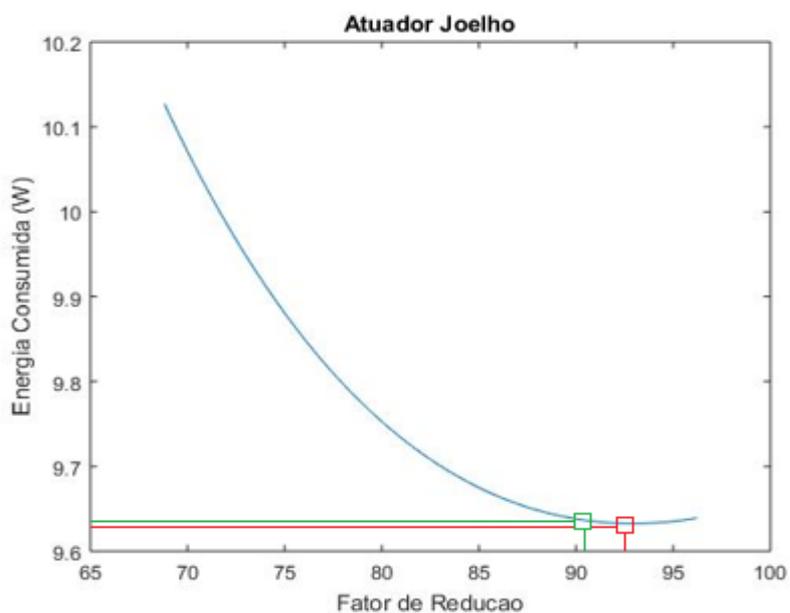


Figura 70 - Energia Gasta e Fator de Redução - Joelho

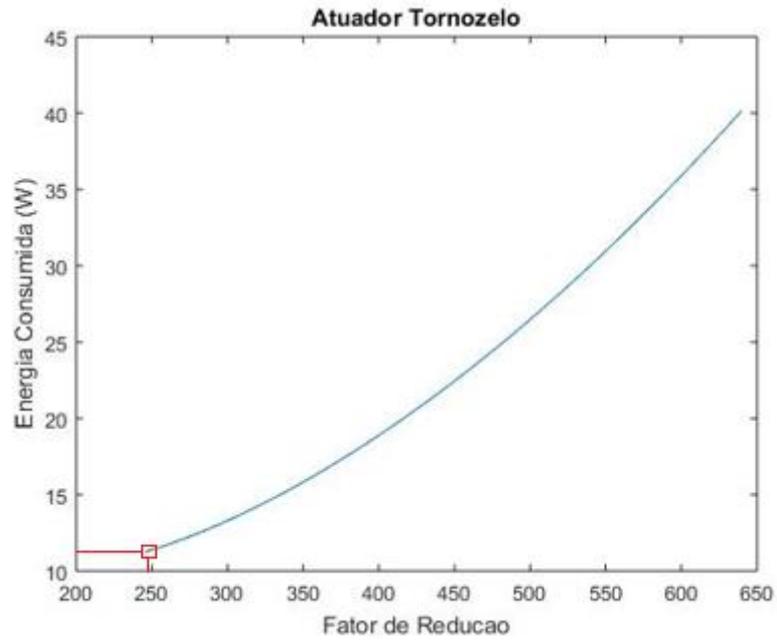


Figura 71 - Energia Gasta e Fator de Redução – Tornozelo

Selecionou-se, portanto, os atuadores e os sistemas de transmissões disponíveis no site da Maxon que possuíam menor massa e consumissem menos energia durante a marcha. Para o sistema de transmissão do tornozelo, é necessária a sua customização, serviço também oferecido pela Maxon.

6. Conclusões

Visto que existe um grande número de pessoas com lesão no medula, faz-se necessário o aprimoramento das técnicas existentes para a reabilitação das mesmas. Uma tendência a ser seguida é o uso de exoesqueletos e máquinas de reabilitação nas clínicas de reabilitação, visando aumentar o controle e eficiência dos procedimentos.

Nesse contexto, o presente trabalho possui como objetivo principal a seleção otimizada dos atuadores do quadril, joelho e tornozelo para um exoesqueleto que será usado no contexto da reabilitação neurofuncional de pacientes com lesão medular, a ser desenvolvido pela UnB no âmbito do projeto TAO. Além disso, têm-se como objetivos específicos a validação dos modelos desenvolvidos no contexto da marcha sadia e da marcha em reabilitação e a coleta de dados experimentais para o contexto de reabilitação.

Visando atingir tais objetivos, foram desenvolvidos dois modelos dinâmicos, um considerando o quadril inercial e o outro não inercial, que foram implementados através de rotinas no MATLAB. Realizou-se uma análise da dinâmica inversa para uma marcha sadia e comparou-se os torques obtidos por ambos os modelos com os apresentados pela referência (Winter, 2009). Percebeu-se que, para um contexto de marcha sadia, o modelo não inercial se aproxima mais da realidade.

Posteriormente, dados cinemáticos das juntas dos membros inferiores foram coletados experimentalmente, juntamente com a aceleração do quadril, para um contexto de marcha em reabilitação. Esses dados foram tratados através da metodologia de ajuste de curvas polinomiais no software MATLAB e foram usados como grandeza de entrada na análise da dinâmica inversa de uma marcha lenta e percebeu-se que, nesse contexto, não há diferenças significativas entre os torques obtidos pelos dois modelos desenvolvidos, devido ao fato de que a aceleração do quadril ser reduzida nesse cenário. Comparou-se qualitativamente os torques obtidos com torques referentes à velocidades maiores obtidos em Winter (1987) e percebeu-se que os resultados de ambos os modelos seguem as mesmas tendências de extensão e flexão quando comparadas com outras velocidades.

Por fim, utilizando os torques obtidos pelo modelo não inercial como grandeza de entrada, selecionaram-se três atuadores para as articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) e os seus respectivos sistemas de transmissão com as reduções ótimas em relação a energia gasta durante a marcha.

Como trabalho futuros, sugere-se a utilização dos modelos dinâmicos desenvolvidos e dos atuadores selecionados para o efetivo controle do exoesqueleto na sua tarefa de simular a marcha humana em um contexto de reabilitação e a própria construção da estrutura física desse exoesqueleto. Além disso, pode-se desenvolver um protocolo para estudar a eficiência do uso do exoesqueleto desenvolvido no contexto da reabilitação quando comparado com técnicas já existentes no mercado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Araújo, M.V. **Desenvolvimento de uma órtese ativa para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Departamento de Engenharia Elétrica e Computação, UFRN, Natal, RN, 2010.
- Brindeiro, G.A. **Software Embarcado de Controle para Triciclo Assistido por Estimulação Elétrica**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação). Departamento de Engenharia Elétrica, UnB, Brasília, DF, 2017.
- Casolo, F. Cinquemani, S. Cocetta, M. **On active lower limb exoskeletons actuators**. Proceedings of the 5th International Symposium on Mechatronics and its Application, Amman, Jordan, 2008.
- Chu, A.H, Zoss, A. **On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton**. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4345-4352, 2005.
- Colombo, G., Joerg, M., Schreier. **Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis** Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol 37, pp. 693-700, 2000.
- Cromwell, R.L. Newton, R.A. **Relationship between balance and gait stability in healthy older adults**. Journal of Aging and Physical Activity, Vol 11, pp. 90-100, 2004.
- Dietz, V., Harkema, S. **Locomotor activity in spinal cord-injured persons**. Journal of Applied Physiology. 96 ,p 1954-1960, 2004.
- Dollar, Aaron M. Herr, Hugh. **Lower Extremity Exoskeleton and Active Orthoses- Challenges and State of the Art**. IEEE Transactions on Robotics, vol 24, no 1, 2008.
- Dzeladini, F. Wu, A. **Effects of a neuromuscular controller on a powered ankle exoskeleton during human walkinh**. IEEE International Conference on Biomedical and Biomechanics, 2016.
- Fellin, R. Rose, W. Royer, T. Davis, I. **Comparison of methods for kinematic identification of foot strike and toe-off during over ground and treadmill running**, Journal of Science and Medicine in Sport, vol 13, 2010.
- Grubbs, F. **Procedures for Detecting Outlying Observations in Samples**, American Society for Quality, vol. 1, no 1, 1968.
- Hall, Susan J. **Basic Biomechanics**. Quinta edição. Editora McGraw Hill, 2006.
- Herr, Hugh. **Exoskeletons and Orthoses: classification, design challenges and future**. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 6:21, 2009.
- IBGE. **Censo 2010**, Site do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em <http://www.ibge.gov.br/>. Acessado em 21 de novembro de 2017.
- Kirtley, C. Whittle, W.W, Jefferson, R. **Influence of walking speed on Gait Parameters**, Journal of biomedical Engineering, vol 7, 1985.
- Locomat**. Disponível em <<https://www.hocoma.com/us/solutions/lokomat/>> . Acessado em 21 de novembro de 2017

- Louie, D. Eng, J., Lam, T. **Gait speed using powered robotic exoskeleton after spinal cord injury : a systematic review and correlational study**. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 12:82, 2015.
- McGeer, T. **Passive Dynamic Walking**, International Journal of Robotics Research, vol 9, 1990.
- Nacy, S.M. Hassan, S.S. Hanna, M.Y. **A modified dynamic model of the human lower limb during complete gait cycle**, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol 2, No 2, 2013.
- Neumann, D.A. **Kinesiology of the Musculoskeleton System – Foundations for Physical Rehabilitation**, Mosby.
- Nogueira, P.C. **Sobrecarga do Cuidado e Qualidade de Vida Relacionada a Saúde de Cuidadores de Indivíduos com Lesão Medular**. Tese (Doutorado em Enfermagem). Departamento de Enfermagem, USP, Ribeirão Preto, SP, 2010.
- Pedrosa, A.I.R. **Modelagem e Controle de um Exoesqueleto para Membros Inferiores Acionados por Músculos Pneumáticos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Departamento de Engenharia Mecânica, IME, Rio de Janeiro, RJ, 2015.
- Rewalk**. Disponível em <<http://rewalk.com/>> . Acessado em 21 de novembro de 2017
- Racine, J.L. Kazerooni, H. **On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**, International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Espanha, 2005.
- Rezazadeh, S. Hurst, J.W. **On the Optimal Selection of Motors and Transmissions for Electromechanical and Robotic Systems**, Intelligent Robot and Systems, Chicago, EUA, 2014.
- Santos, D.P. **Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecatrônica). Departamento de Engenharia Mecatrônica, USP, São Paulo, SP, 2011.
- Seeley, Rod R, Stephens, Trent D e Tate, Philip. **Anatomy and Physiology**. Oitava edição. Editora McGraw Hill, 2007.
- Spong, Mark. Hutchinson, Seth. Vidyasagar, M. **Robotic Modeling and Control**. Primeira edição. Editora John Wiley and Sons, 2006.
- Srinivasan, M. **Fifteen observation on the structure of energy minimizing gaits in many simple biped models**. Journal of the Royal Society, No. 8, pp 74-98, 2010.
- Suekichi, R.K. **Proposta de Integração de Exoesqueleto com Esteira Ergométrica para Auxílio em Fisioterapia**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Departamento de Engenharia Mecânica, Unicamp, Campinas, SP, 2014.
- Tremblay, Mary. **Going Back to Chivvy Street: a historical account of the impact of the Everest and Jennings wheelchair for Canadian World War II veterans with spinal cord injury**. Disability and Society, Vol 44, No. 1, pp 28-38, 1997.
- TechnoGym**. Disponível em < <https://www.technogym.com/br/> > . Acessado em 21 de novembro de 2017
- Wiebren, Z. Hof, L. **Assessment of spatial temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking**, Gait and Posture, vol 18, 2003.

Winter, David A. **A Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Quarta edição. Editora John Wiley and Sons, 2009.

Winter, David A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**. Segunda edição. Gráfica da University of Waterloo, 1987.

Yost Lab. Disponível em < <https://yostlabs.com/> > . Acessado em 21 de novembro de 2017