DIEGO PEDROSO DOS SANTOS

**PROJETO MECÂNICO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO
PARA MEMBROS INFERIORES**

**São Paulo
2011**

DIEGO PEDROSO DOS SANTOS

**PROJETO MECÂNICO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO
PARA MEMBROS INFERIORES**

**Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Engenharia.**

São Paulo

2011

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 23 de setembro de 2011.

Assinatura do autor

Assinatura do orientador

Santos, Diego Pedroso dos

**Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores / D.P. dos Santos. – ed.rev. -- São Paulo, 2011.
135 p.**

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1. Robótica 2. Projeto mecânico 3. Deficiente físico 4. Membros inferiores 5. Exoesqueleto I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. t.

DIEGO PEDROSO DOS SANTOS

**PROJETO MECÂNICO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO
PARA MEMBROS INFERIORES**

**Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Engenharia.**

**Área de concentração: Engenharia de
Controle e Automação Mecânica**

**Orientador: Prof. Doutor Eduardo Lobo
Lustosa Cabral**

**São Paulo
2011**

DEDICATORIA

Dedico este trabalho a minha família, em especial a minha noiva que me deu toda força e amor necessário para que eu conseguisse alcançar os meus desafios.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu professor Eduardo Cabral por ter me dado a oportunidade e a confiança para a concretização deste projeto, também agradeço ao amigo Rafael Nicola por me apoiar no decorrer dos estudos.

Agradeço a minha noiva Lilian Nozawa por me incentivar, brigar, dar conselhos, carinhos, mais sempre visando meu crescimento, minha felicidade, meus sonhos. Obrigado por tentar me tornar mais responsável, por me ensinar o que é felicidade e amor.

Agradeço a meus pais, minha vó e tia, sem vocês não teria chego aonde cheguei.

RESUMO

Este trabalho consiste no projeto mecânico de um exoesqueleto robótico para paraplégicos com lesões medulares entre T2 a L1, ou seja, sem mobilidade da cintura para baixo e com mobilidade do peito para cima, inclusive das mãos. A utilização do equipamento necessita da utilização de muletas ou andadores.

O mecanismo possui seis graus de liberdade, sendo quatro atuados por motorreduzores (joelhos e quadris) e dois suportados por molas (tornozelos). Os motorreduzores são projetados especialmente para o exoesqueleto, sendo compostos de um motor de corrente contínua de ímã permanente e um redutor harmônico do tipo panqueca acoplados de forma adequada para minimizar peso e volume.

Para calcular os esforços solicitados em cada articulação foi desenvolvido um modelo dinâmico do corpo humano para simular os movimentos que o exoesqueleto é capaz de realizar, que são: marchar, sentar, levantar e subir e descer escadas. O modelo utilizado do corpo humano possui cinco ligamentos rígidos e é capaz de simular movimentos no plano vertical. Os resultados obtidos da simulação são comparados com resultados experimentais da literatura e são considerados satisfatórios.

Palavras chaves: exoesqueleto, órtese, marcha, paraplégico.

ABSTRACT

This work presents a mechanical design of a robotic exoskeleton for paraplegics with spinal cord injuries between T2 to L1, that means, without mobility from the waist down and with mobility from the chest up, including the hands. For using the equipment the paraplegic needs the aid of crutches or walkers.

The mechanism has six degrees of freedom, with four degrees actuated by gear motors (knees and hips), and two degrees supported by springs (ankles). The gear motors are designed especially for the exoskeleton. They are composed by an permanent magnet brushless electric motor conveniently coupled with an pancake harmonic speed reducer to minimize weight and volume.

For calculating the efforts in each joint a model for the human body is developed to simulate the movements the exoskeleton can perform, which are: walk, sit, standup and climb up and down stairs. The human body model has five rigid links and it is capable to simulate movements in the vertical plane. The results obtained in the simulations are compared very well with experimental results from the literature.

Key words: exoskeleton, orthotics, gait, walk, paraplegic.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Talha de 2750 - 2625 A.C (Fess, 2002).....	25
Figura 2 - Órtese com ajuste de posição de 1517 (Fess, 2002).....	26
Figura 3 - Órtese de Hieronymus Fabricius (Fess, 2002).....	26
Figura 4 - Órtese utilizada por Botterell et al (1946).....	27
Figura 5 – ParaWalker (Moore, 1998).	28
Figura 6 - Argo (RSL Steeper, 2010).....	29
Figura 7 - WalkAbout (IPO, 2010).	29
Figura 8 – GT-II (Hesse et al, 2000).....	30
Figura 9 - Primeiro Lokomat (Colombo et al, 2000).....	31
Figura 10 - LOPES (Veneman et al, 2007).....	32
Figura 11 - Lokomat (Hocoma,2010).....	33
Figura 12 – RoboKnee (Pratt et al, 2004).....	34
Figura 13 – BLEEX (Kazarooni et al, 2005).	34
Figura 14 – HAL (Guizzo e Goldstein, 2005).....	35
Figura 15 – Walk Assist, auxili na marcha (Honda, 2010).....	35
Figura 16 – Walk Assist, aliviador de peso (Honda, 2010).....	36
Figura 17 – Primeira órtese robótica (Vukobratović,2008).	37
Figura 18 – Órtese robótica pneumática (Vukobratović,2008).	37
Figura 19 – Primeira órtese robótica elétrica (Vukobratović,2008).....	38
Figura 20 – Órtese elétrica com dois graus de liberdade (Ruthenberg, Wasylewski e Beard, 1997).....	39
Figura 21 – Órtese pneumática com dez graus de liberdade (Costa e Caldwell ,2006).	39
Figura 22 - ReWalk. (Argo, 2010).....	40
Figura 23 – REX (Rex Bionics, 2010).....	41
Figura 24 – ELeg (Berkley Bionics, 2010).	41
Figura 25 - Coluna vertebral (Hall, 2006).	43
Figura 26 – Dermátomos (Seeley et al, 2007).....	44
Figura 27- Planos do corpo humano (Hall, 2006).....	46
Figura 28 - Abdução/adução da perna (Hall, 2006).....	47
Figura 29 – Rotações lateral e medial da perna (Hall, 2006)	48
Figura 30 - Flexão dorsal e planar do pé (Hall, 2006).	49

Figura 31 - Eversão e inversão do pé (Hall, 2006).	49
Figura 32 - Relação segmento x altura (Winter, 2004).	51
Figura 33 – Fases da marcha humana (Dollar e Herr, 2008).	54
Figura 34 - Posição das articulações durante a marcha (Bureau et al, 2007).	55
Figura 35 - Posição das articulações durante a marcha.	55
Figura 36 - Velocidades das articulações durante a marcha.	56
Figura 37 - Posição das articulações durante a marcha.	56
Figura 38 – Potência experimental das articulações durante a marcha (Dollar e Herr,2008).	71
Figura 39 – Potencia calculada nas articulações.	71
Figura 40 – Potencia calculada nas articulações.	72
Figura 41 – Esquema do modelo usado para o tornozelo.	73
Figura 42 – Torque calculado versus rotação do pé.	73
Figura 43 – Esquema do modelo utilizado para simular o movimento de subir escada.	74
Figura 44 – Posição das articulações ao subir escada	75
Figura 45 – Velocidade das articulações ao subir um degrau de escada.	75
Figura 46 – Torque das articulações ao subir um degrau de escada.	76
Figura 47 – Esquema do modelo de levantar.	76
Figura 48 – Posição das articulações no movimento de levantar.	78
Figura 49 – Velocidade das articulações no movimento de levantar.	78
Figura 50 – Torque das articulações durante o movimento de levantar.	79
Figura 51 - Músculo pneumático (Ferris; Sawicki e Daley (2007)).	81
Figura 52 - Relação motorreductor na marcha.	90
Figura 53 - Relação motorreductor ao subir degrau.	90
Figura 54 - Relação motorreductor ao levantar	90
Figura 55 – Conjunto final	94
Figura 56 - Seção atuador joelho	96
Figura 57 – Vista explodida dos atuadores elétricos.	97
Figura 58 - Conector atuador estrutura	98
Figura 59 – Atuador joelho	99
Figura 60 - Atuador quadril.	100
Figura 61 – Vista em corte do tornozelo.	101
Figura 62 – Conjunto pé	102

Figura 63 – Haste de ligação joelho, quadril	103
Figura 64 – Haste de ligação tornozelo, joelho	103
Figura 65 – Suporte costas	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação peso e cg (Hall, 2006).	51
Tabela 2 – Raio de Giração (Hall, 2006).	52
Tabela 3 - Dados motor e redutor	89
Tabela 4 - Vantagens de desvantagens dos materiais estruturais para o exoesqueleto.	93

LISTA DE SIMBOLOS

Lesões medulares

C1-C8 – Lesões na vértebra cervical, controlam movimento e sensoriamiento do ombro até a cabeça e os braços

T1-T12 – Lesões na vértebra torácica, controlam movimento e sensoriamiento do tronco

L1-L5 – Lesões na vértebra lombar, controlam movimento e sensoriamiento da parte inferior

S1-S5 – Lesões na vértebra sacral, controlam movimento e sensoriamiento das partes intimas

Modelagem da marcha

C_T – Centro de massa o troco

C_{CE} – Centro de massa da coxa esquerda

C_{CD} – Centro de massa da coxa direita

C_{PE} – Centro de massa da perna esquerda

C_{PD} – Centro de massa da perna direita

J_{CE} – Momento de inércia da coxa esquerda

J_{CD} – Momento de inércia da coxa direita

J_{PE} – Momento de inércia da perna esquerda

J_{PD} – Momento de inércia da perna direita

J_{pe} – Momento de inércia do pé

M_T – Massa do tronco mais pescoço e cabeça

M_{CE} – Massa da coxa esquerda

M_{CD} – Massa da coxa direita

M_{PE} – Massa da perna esquerda

M_{PD} – Massa da perna direita

M_{PE} – Massa do pé

L_C – Comprimento da coxa

L_P – Comprimento da perna

L_{PE} – Comprimento do pé

a_C – Distância entre o centro de massa da coxa e seu ponto distal

a_P – Distância entre o centro de massa da perna e seu ponto distal

a_{PE} – Distância entre o centro de massa do pé e seu ponto distal

Θ_{QE} – Ângulo entre a coxa esquerda e o quadril

Θ_{QD} – Ângulo entre a coxa direita e o quadril

Θ_{PE} – Ângulo entre a perna e a coxa esquerda

Θ_{PD} – Ângulo entre a perna e a coxa direita

Θ_{PE} – Ângulo entre o pé e o solo

w_{QE} – Velocidade angular do quadril esquerdo

w_{QD} – Velocidade angular do quadril direito

w_{JE} – Velocidade angular do joelho esquerdo

w_{JD} – Velocidade angular do joelho direito

v_{CE} – Velocidade do centro de massa da coxa esquerda

v_{CD} – Velocidade do centro de massa da coxa direita

v_{PE} – Velocidade do centro de massa da perna esquerda

v_{PD} – Velocidade do centro de massa da perna direita

T_{CE} – Energia cinética da coxa esquerda

T_{CD} – Energia cinética da coxa direita

T_{PE} – Energia cinética da perna esquerda

T_{PD} – Energia cinética da perna direita

V_{CE} – Energia potencial da coxa esquerda

V_{CD} – Energia potencial da coxa direita

V_{PE} – Energia potencial da perna esquerda

V_{PD} – Energia potencial da perna direita

F_r – Força resultante ao encostar o pé no solo

g – Gravidade

Equações motores / redutores

T_{m1} – Torque no eixo do motor

T_d – Torque desejado na saída do redutor

i – Relação de redução do redutor

η – Eficiência do redutor

F_{mag} – Força magnética

D_1 – Diâmetro do rotor do motor com redutor

D_2 – Diâmetro do motor sem redutor

L_1 – Comprimento do motor com redutor

L_2 – Comprimento do motor sem redutor

C_{mag} – Constante que depende do fluxo magnético no *gap* entre o rotor e o estator

V_1 – Volume do motor acoplado a um redutor

V_2 – Volume do motor sem redutor

P_1 – Peso do motor com redutor

P_2 – Pesos do motor sem redutor

SUMÁRIO

Capítulo 1	18
Introdução.....	18
1.1. Objetivos.....	21
1.2. Aspectos gerais	22
1.3. Divisão de capítulos	23
Capítulo 2.....	25
Órteses para membros inferiores	25
2.1. Órteses não robóticas	27
2.2. Máquinas de reabilitação.....	29
2.3. Exoesqueletos.....	33
2.3.1. Exoesqueletos para aumentar a força.....	33
2.3.2. Exoesqueleto para paraplégicos	36
Capítulo 3.....	42
Aspectos de Anatomia.....	42
3.1. Coluna vertebral.....	42
3.2. Articulações do membro inferior.....	45
3.2.1. Articulação do quadril	46
3.2.2. Articulação do joelho	48
3.2.3. Articulação do tornozelo	49
3.2.4. Articulações dos dedos.....	50
3.3. Parâmetros do corpo humano	50
Capítulo 4.....	53
Movimento Humano	53
4.1. Marcha.....	53

4.1.1. Energia Potencial	57
4.1.2. Energia Cinética	59
4.1.3. Equação da marcha.....	64
4.1.4. Força no tornozelo.....	72
4.2. Subir e Descer Escadas.....	74
4.3. Sentar e Levantar	76
Capítulo 5.....	80
Seleção de material	80
5.1. Atuadores	80
5.1.1. Motores elétricos	82
5.1.2. Acoplamento de um redutor ao motor elétrico	84
5.1.3. Redutores	87
5.1.4. Cálculo das potencias.....	89
5.2. Estrutura	91
5.3. Sensores	93
Capítulo 6.....	94
Projeto mecânico	94
6.1. Atuadores	95
6.1.1. Atuador joelho	98
6.1.2. Atuador quadril	99
6.2. Articulação pé	100
6.3. Haste	102
6.4. Suporte costas	104
Capítulo 7.....	105
Conclusões, Trabalhos Futuros	105
7.1. Trabalhos Futuros.....	106

Bibliografia.....107

ANEXO A.....115

Capítulo 1

Introdução

Os estudos e as pesquisas na área de lesões da medula iniciaram-se como uma das consequências da primeira e segunda guerra mundial em razão do surgimento de um grande número de mutilados de guerra. O Canadá foi um dos primeiros países a se interessar pelo assunto. De acordo com Tremblay (1996), Harry Botterell foi o pioneiro nessa área quando iniciou os seus estudos em 1930.

De acordo com o censo do IBGE (2010) em 1991 havia no Brasil cerca de 460 mil deficientes físicos, sendo que aproximadamente 200 mil eram paraplégicos. Em 2000, segundo também o censo do IBGE (2010), o número de deficientes aumentou para aproximadamente 955 mil, mas o número de paraplégicos não foi divulgado.

A falta de movimentação dos músculos gera sérios problemas, tais como, diminuição da massa muscular, diminuição da capacidade aeróbica, escaras, infecção urinária, osteoporose, disfunção renal e doenças cardíacas. Moura e Silvia (2005) e Cowell et al (1986) ressaltam que associado a essas condições ocorre uma grande redução da expectativa de vida.

De acordo com Moore (1988) se os paraplégicos ficassem em pé e andassem, estes teriam enormes benefícios físicos, como por exemplo, auxílio nas funções renal e intestinal, redução de escaras, redução de contraturas e prevenção da osteoporose.

Tremblay (1996) observa que a melhor forma de evitar ou retardar os problemas associados à falta de movimentação muscular é a reabilitação com fisioterapia. Segundo Tremblay (1996) nas épocas das duas guerras mundiais, em razão da falta de fisioterapia, cerca de 80% dos lesionados morriam. Em 1946 iniciaram-se as pesquisas e os tratamentos de reabilitação e, como consequência, o número de mortes em decorrência dos problemas associados com a imobilidade caiu para 10% do número de mortes. Atualmente, os tratamentos são muito mais eficazes e o número de mortes associadas aos problemas de imobilidade é bem menor.

Costa et al (2005) descreve que pessoas sem mobilidade nos membros inferiores, submetidas a tratamentos em que os mesmos fiquem em pé e andem mesmo que por um curto espaço, melhoram funções cardiorrespiratórias, osteoporose, infecção urinária entre outros problemas decorrentes da vida secundária.

A acessibilidade de cadeirantes, sejam eles paraplégicos, tetraplégicos ou por qualquer outro tipo de deficiência, é extremamente precária nas cidades brasileiras, apesar de existirem leis para a inclusão social dessas pessoas. As leis de acessibilidade para deficientes no Brasil, em geral, não são respeitadas ou adotadas, como exemplos, as calçadas das cidades raramente têm rebaixos, os transportes públicos praticamente não são adaptados, as entradas e o interiores de prédios públicos (escolas, centros de lojas, prédios comerciais etc) apresentam degraus ou escadas e dificilmente tem rampas. Devido a essas dificuldades, o deficiente sempre necessita de auxílio de outras pessoas, o que o faz ter a sensação de dependência e falta de liberdade.

Há diversas formas de reabilitação de deficientes físicos, tais como: fisioterapia, próteses, órteses, eletro estimulação, implantes cerebrais e tratamento com células tronco.

A fisioterapia é a forma de tratamento mais utilizada e pode auxiliar na utilização de outras técnicas. O fisioterapeuta, com ajuda ou não de equipamentos e ou objetos, movimenta as articulações do deficiente, relaxando, alongando e fortalecendo os músculos do mesmo.

De acordo com Johnson (2006) o uso de máquinas de reabilitação robotizadas, como a Lokomat fabricada pela empresa Hocoma (Hocoma, 2010), em conjunto com a fisioterapia, possibilita que o paciente se reabilite em menor tempo se comparado a pacientes que não utilizam este procedimento.

As próteses têm finalidade de suprir membros que um indivíduo perdeu sejam por amputação, traumas etc. As próteses podem ser ativas, quando a mesma apresenta articulação motorizada capaz de gerar movimentos, ou passivas, quando não tem capacidade de gerar movimento e não tem sensorimento. As próteses também podem ser fixas, como o implante dentário em que se coloca uma vez e permanece

por vários anos, ou móveis, como uma perna mecânica que é utilizada nas horas convenientes.

A prótese de perna mais sofisticada que existe atualmente é a C-Leg (C-Leg, 2010). Essa prótese possui sensores de posição e de velocidade na articulação do joelho e do calcanhar e um motor hidráulico que atua na articulação do joelho. A C-Leg possui um controlador capaz de executar várias formas de movimento, o que permite aos seus usuários terem uma vida normal, podendo andar de bicicleta, dirigir carros ou fazer qualquer movimento que uma pessoa normalmente realiza.

Herr (2009) define uma órtese e exoesqueleto como um equipamento mecânico de essência antropomórfica, ou seja, imitando características do movimento humano, e que são utilizadas por volta do corpo, de forma a auxiliar o movimento. Em geral o exoesqueleto é conhecido por aumentar o desempenho de quem o está utilizando e a órtese por corrigir (ajudar) o usuário que possui uma patologia, movimento ou posicionamento incorreto de um membro.

As órteses de membros inferiores para paraplégicos podem ser divididas em três grupos, sendo eles: máquinas de reabilitação, órteses não robóticas e órteses robóticas (exoesqueletos).

A eletro estimulação é uma técnica recente utilizada para pacientes com lesões na coluna vertebral. Um circuito eletrônico miniaturizado é introduzido na vértebra abaixo da lesão sofrida pelo paciente. Esse circuito estimula a medula com impulsos elétricos fazendo com que a medula ative os músculos e a pessoa possa voltar a andar mesmo sendo tetraplégica. Esse método foi desenvolvido pelo Dr. Richard Herman (Herman et al, 2002) e foi testado em um paciente que ficou tetraplégico em decorrência de um acidente de carro; esse paciente é capaz de se locomover por cerca de 300 metros.

Nicolelis (2003) desenvolveu um implante cerebral, no qual um circuito eletrônico miniaturizado foi introduzido dentro do crânio do paciente com o objetivo de captar ondas cerebrais para acionar um braço mecânico.

Outra forma de eletro estimulação desenvolvida por Isakov, Mizrahi e Najenson (1986) é aplicar choques diretamente nos músculos inferiores a fim de estimulá-los

para que se contraíam ou relaxem, dando movimentação ao paciente. Este tipo de tratamento só é possível por um curto espaço de tempo.

A falta de estrutura em hospitais, escolas e ônibus e a dificuldade de locomoção nas ruas faz com que o deficiente físico perca a sua liberdade, pois gera dependência de outras pessoas. Na maioria das vezes a pessoa que o auxilia é alguém de sua família, que em geral dedica a maioria do seu tempo para acompanhá-lo. Moura e Silvia (2005) notam que a dependência total de terceiros faz com que muitos deficientes fiquem em estado de morbidez e de depressão causadas pela falta de liberdade e de intimidade, o que acarreta em um novo problema e mais gastos com médicos e remédios.

Costa et al(2005) salienta que a utilização de um equipamento capaz de devolver a liberdade ao paciente melhora tanto o aspecto psicológico da pessoa quanto o bem estar familiar. Além disso, Johnson (2006) destaca que a utilização de equipamentos na reabilitação faz com isso ocorra mais rapidamente.

Ressalta-se que um exoesqueleto capaz de devolver a capacidade de locomoção aos paraplégicos tem a possibilidade de amenizar os diversos problemas enfrentados pelos paraplégicos e, assim, devolver a essas pessoas e aos seus familiares a qualidade de vida perdida.

1.1. Objetivos

O objetivo desse trabalho é desenvolver o projeto mecânico de um exoesqueleto para membros inferiores para ser utilizado por paraplégicos com lesão medular entre as vértebras T2 e L1. Uma pessoa com lesão medular entre as vértebras T2 e L1 tem capacidade de movimento do peito para cima, inclusive dos braços e das mãos, mas não tem movimento do umbigo para baixo.

O objetivo desse trabalho é desenvolver o projeto mecânico de um exoesqueleto para membros inferiores para ser utilizado por paraplégicos com lesão medular entre as vértebras T2 e L1. Uma pessoa com lesão medular entre as vértebras T2 e L1

tem capacidade de movimento do peito para cima, inclusive dos braços e das mãos, mas não tem movimento do umbigo para baixo.

A metodologia utilizada para alcançar o objetivo proposto foi em pesquisar referencia bibliográfica para verificar os trabalhos desenvolvidos neste tema, o estudo sobre a anatomia da vértebra humana com finalidade de aprender os tipos de lesões medulares e as diferenças de paralisias, além de modelos cinemáticos dos movimentos (marcha, levantar e sentar) com objetivo de definir as potencias resultantes em cada articulação para o dimensionamento dos atuadores.

Este exoesqueleto possibilita ao usuário subir e descer escadas, andar por caminhos sinuosos, sentar e levantar. Dessa forma, o usuário desse exoesqueleto pode andar pelas ruas sem necessidade de ajuda de terceiros e sem precisar se preocupar caso o local está ou não preparado para um cadeirante.

Como os solos são irregulares, será necessária a utilização de muletas ou andador para auxílio no equilíbrio e na estabilidade do equipamento.

Esse exoesqueleto tem seis graus de liberdade, sendo quatro atuados por moto redutores e dois passivos com suporte por mola. Os graus de liberdade do exoesqueleto são: movimentos de flexão/extensão da coxa de cada perna, movimentos de flexão/extensão do joelho de cada perna e os movimentos de flexão/extensão do tornozelo de cada perna. Os movimentos das coxas e dos joelhos são atuados por motores e os movimentos dos tornozelos são suportados por molas. Os movimentos dos joelhos e das coxas são necessários para fazer o movimento de marcha, para subir e descer escadas e para sentar e levantar. Os movimentos dos tornozelos são necessários para adaptação dos pés no solo e amortecer os impactos das passadas.

1.2. Aspectos gerais

Para a obtenção de subsídios para o desenvolvimento desse trabalho primeiramente foi realizada uma pesquisa bibliográfica para verificar e analisar os trabalhos já desenvolvidos nesse tema. Após essa pesquisa, estudou-se a anatomia da coluna vertebral humana com a finalidade de relacionar os tipos de lesões medulares e as diferenças de paralisias, além de verificar os diversos movimentos das articulações

dos membros inferiores. Em seguida foi desenvolvido um modelo cinemático e dinâmico dos membros inferiores para simular os movimentos de marcha, levantar e sentar. A simulação desses movimentos foram necessárias para obter as potências exigidas em cada articulação para o dimensionamento dos atuadores.

Para abranger uma parte considerável da população foi adotado para o projeto do exoesqueleto uma pessoa com altura e peso máximos de respectivamente 1,90m e 100kg. Nota-se que para os homens a estatura média da população é de 1,75m e o peso médio é de 71kg, enquanto para as mulheres, os valores são inferiores aos dos homens. Assim, com esses valores limites adotados o equipamento será capaz de suportar a maioria da população mundial.

1.3. Divisão de capítulos

Essa dissertação está estruturada em capítulos da seguinte forma. O capítulo 1 apresenta essa introdução. O capítulo 2 aborda uma revisão bibliográfica sobre órteses para membros inferiores, incluindo sua evolução histórica e os diferentes tipos de órteses, incluindo as máquinas de reabilitação e os exoesqueletos.

O capítulo 3 aborda assuntos referentes à anatomia humana apresentando as articulações importantes para a movimentação humana, a medula espinhal e os parâmetros do corpo humano importantes para o projeto (peso corporal e tamanho dos segmentos do corpo). Além disso, apresenta também algumas classificações de paraplégicos e tetraplégicos e especificar.

O capítulo 4 apresenta um estudo sobre os movimentos que o equipamento é capaz de reproduzir (marcha, subir e descer escadas, sentar e levantar) e o desenvolvimento de um modelo cinemático e dinâmico simplificado do corpo humano. Esse modelo é capaz de reproduzir os movimentos de cada movimento realizado pelo exoesqueleto e tem o objetivo de calcular velocidades e esforços em cada articulação do membro inferior.

No capítulo 5 são especificados os materiais e componentes utilizados no exoesqueleto. Esses materiais são divididos em três grupos: atuadores, estrutura mecânica e sensores.

O capítulo 6 apresenta o desenvolvimento do projeto mecânico do exoesqueleto robótico com princípio de funcionamento dos mecanismos e desenho de conjunto de cada parte do equipamento.

Finalmente o capítulo 7 apresenta as conclusões obtidas no desenvolvimento desse trabalho e sugestões para trabalhos futuros com a finalidade de dar seqüência a esse projeto.

Capítulo 2

Órteses para membros inferiores

Segundo Rezende (2006), a origem da palavra órtese vem do grego, orthosis, que por sua vez é formada pela palavra ortho e o sufixo sis. Ortho significa reto ou direto e o sufixo sis representa ação, estado ou qualidade, assim, a junção das duas palavras significa endireitar ou retificar.

Fess (2002) descreve que diante de um desconforto físico a própria intuição pede a imobilização da parte dolorosa. Na antiguidade, na imobilização eram usadas talhas feitas de bambu, folhas, cascas etc. As primeiras evidências do uso da imobilização com finalidade terapêutica apareceram em talas para imobilizar partes do corpo com fraturas encontradas em corpos mumificados, que datam de 2750 a 2625 antes de Cristo; a Figura 1 mostra a reprodução dessa talha.

Figura 1 - Talha de 2750 - 2625 A.C (Fess, 2002).

Segundo Fess (2002), em 1517, foi desenvolvida uma órtese feita de metal com o formato de um braço e que tinha ajuste da posição na articulação. Essa órtese pode ser vista na Figura 2.

Figura 2 - Órtese com ajuste de posição de 1517 (Fess, 2002).

Ainda segundo Fess (2002), não muito tempo depois, em 1592, Hieronymus Fabricius planejou uma órtese que envolvia todo o corpo humano, tanto a parte frontal quanto a parte de trás. Essa órtese pode ser vista na Figura 3.

Figura 3 - Órtese de Hieronymus Fabricius (Fess, 2002).

Com o grande número de mortes devido à lesão medular ocorrida após a primeira guerra mundial, Botterell et al (1946) começaram a estudar a reabilitação desses pacientes. Um dos instrumentos utilizados para a reabilitação foi uma órtese que

possuía uma barra de ferro que se estendia da coxa até o pé. Por meio dessa órtese o paciente utilizando os braços conseguia ficar em pé. Esse equipamento pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 - Órtese utilizada por Botterell et al (1946).

Moore (1988) apresenta uma órtese para paraplégicos, que foi desenvolvida em 1981 pela Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit (ORLAU). Essa órtese tem uma articulação no joelho e outra no quadril. A articulação do joelho tem duas posições: travada, quando a pessoa anda, e destravada, para a pessoa poder sentar.

A partir da década de 90 iniciaram-se pesquisas com três tipos diferentes de órteses: 1) órteses para reabilitação, ou simplesmente máquinas de reabilitação; 2) órteses não robóticas para a movimentação do paraplégico com utilização da própria força; e 3) exoesqueletos para aumento da força e para a locomoção de paraplégicos.

2.1. Órteses não robóticas

As órteses não robóticas são utilizadas para permitir a locomoção independente de pessoas com problemas de locomoção e, também, como uma forma de apoio na reabilitação. O paciente é capaz de utilizar essas órteses sem a necessidade de ajuda de terceiros.

Para se locomover com estes equipamentos o paciente necessita de auxílio de andadores ou de muletas. Além disso, a locomoção é sempre realizada de forma não natural; o paciente joga o corpo para frente e inclina-se um pouco para o lado, liberando assim, uma das pernas que avança para frente com o ajuda do seu próprio peso.

Os modelos desse tipo de órtese comercializados atualmente são: o Parawalker fabricado pela Otto Bock (Otto Bock, 2010), o Argo fabricado pela RSL Steeper (RSL Steeper, 2010) e o WalkAbout (IPO, 2010). O Parawalker e o Argo servem para pacientes com lesão medular entre a T1 e L1, ou seja, pessoas com movimento acima do peito e sem movimento abaixo do umbigo, as quais podem não ter movimentos dentro da região que abrange o peito e o umbigo. O WalkAbout serve apenas para pessoas com lesão medular entre a T8 e L3, ou seja, pessoas com movimento do umbigo para cima. As Figuras 5, 6 e 7 mostram o Parawalker, o Argo e o WalkAbout respectivamente.

Figura 5 – ParaWalker (Moore, 1998).

Figura 6 - Argo (RSL Steeper, 2010).

Figura 7 - WalkAbout (IPO, 2010).

2.2. Máquinas de reabilitação

As máquinas de tratamento para reabilitação de locomoção são utilizadas por pacientes que apresentam dificuldades de locomoção, causadas por derrames cerebrais, lesões medulares incompletas, distrofias, etc.

Uhlenbrock et al (1997) desenvolveram um equipamento denominado GT-I. Nesse equipamento a pessoa é sustentada por um mecanismo para aliviar o seu peso, enquanto é realizada uma simulação de caminhada. O equipamento para simular a caminhada é semelhante ao aparelho elíptico, um simulador de marcha encontrado nas academias, no qual a pessoa fica com os pés fixos na máquina. Esse

equipamento exige a assistência de uma pessoa para auxiliar os movimentos da caminhada.

Hesse et al (2000) modificaram o GT-I, denominando-o de GT-II. Nesse novo equipamento, o paciente consegue controlar o próprio centro de gravidade para ter uma melhor simulação e controle da marcha. A Figura 8 mostra o equipamento GT-II.

Figura 8 – GT-II (Hesse et al, 2000).

Colombo et al (2000) desenvolveram um equipamento que foi posteriormente nomeado de Lokomat. No Lokomat o corpo do paciente é sustentado para aliviar o peso do corpo sobre os pés e, para simular a marcha é utilizada uma esteira com velocidade programável. Esse equipamento possui quatro servos motores, colocados nas articulações do joelho e do quadril, os quais auxiliam na movimentação das pernas. O sistema de suspensão do paciente é capaz de suportar de 0 a 100% do seu peso, ou seja, pode suspender totalmente o paciente do chão, diminuindo a carga efetiva nas articulações do membro inferior.

Jezernik et al (2003) observam que o Lokomat funciona em dois modos: o passivo e o ativo. No primeiro, a máquina controla o passo sozinha. No segundo, a máquina por meio de sensores obtêm as informações de ativação muscular das pernas do paciente e auxilia o movimento com os motores.

O Lokomat apresenta a vantagem de poder se ajustar em pessoas com características, tamanho e peso diferentes sem precisar trocar o equipamento. A Figura 9 mostra este equipamento.

Figura 9 - Primeiro Lokomat (Colombo et al, 2000).

Diversos trabalhos foram desenvolvidos tendo como base o Lokomat. Jezernik et al (2003) implementaram um controle de marcha utilizando redes neurais. Hidler (2004) desenvolveu um modelo dinâmico do sistema e Jezernik et al (2004) utilizando esse modelo implementaram um controle adaptativo para a operação adequada do equipamento para diferentes pacientes e diferentes graus de deficiência.

Lünenburger et al (2004) implementaram a realimentação de sinais biológicos para controlar a marcha do paciente. Bernhardt et al (2005) implementaram um controle híbrido de força, no qual o controlador calcula a força necessária a ser utilizada na marcha naquele instante e a compara com a força efetiva do músculo do paciente, possibilitando a redução ou o aumento da sustentação do corpo, bem como a atuação dos motores da órtese.

Outra máquina de reabilitação é a LOPES desenvolvida por Veneman et al (2007). Esse aparelho é similar ao Lokomat, porém é um pouco mais simples, pois não possui um sistema para suspensão do peso do usuário. A LOPES apenas auxilia na

força a ser realizada pelo paciente para a locomoção, ou seja, o paciente deve apresentar alguma capacidade de movimentação dos membros. A Figura 10 mostra a LOPES.

Figura 10 - LOPES (Veneman et al, 2007).

A única máquina de reabilitação de locomoção vendida atualmente é a Lokomat fabricada pela empresa Hocoma (Hocoma, 2010). A Figura 11 apresenta uma fotografia atual dessa máquina.

Figura 11 - Lokomat (Hocoma,2010).

2.3. Exoesqueletos

Um exoesqueleto pode ser definido como uma órtese capaz de fornecer estrutura para sustentação do membro afetado e gerar movimentos perdidos de forma automática, ou aumentar a capacidade do movimento.

Há dois tipos de exoesqueletos: um serve para aumentar a força do usuário e o outro para auxiliar o paraplégico a andar.

2.3.1. Exoesqueletos para aumentar a força

As órteses com finalidade de aumentar a força são utilizadas para aumentar a capacidade de carga suportada pelo usuário ou para aliviar a força em uma determinada articulação que apresente alguma limitação.

Os principais equipamentos existentes atualmente são: Walk Assist (Honda, 2010), Robo Knee (Pratt et al, 2002), Hal (Kawamoto e Sankai, 2002), ReWalk (Argo, 2010) e Bleex (Zoss et al, 2005). Somente o Walk Assist e o Hal são encontrados comercialmente.

Pratt et al (2004) desenvolveram um exoesqueleto denominado RoboKnee com objetivo de prover ao usuário a capacidade de saltar mais alto e correr mais rápido.

O RoboKnee tem um motor que aumenta a força na articulação do joelho, assim, alcançando o seu objetivo. A Figura 12 mostra o RoboKnee.

Figura 12 – RoboKnee (Pratt et al, 2004).

Chu et al (2005) desenvolveram o BLEEX, um exoesqueleto com atuadores hidráulicos lineares nas articulações dos tornozelos, joelhos e coxas. Esse equipamento tem como objetivo aumentar a capacidade de soldados para andar em terrenos diversos por mais tempo e com menor esforço físico. A Figura 13 mostra o BLEEX.

1- Compartimento superior; 2- Conexão rígida entre o colete e as costas;
3- Unidade de alimentação e unidade de controle; 4- Colete;
5- Atuador hidráulico; 6- Fixação rígida com os pés.

Figura 13 – BLEEX (Kazerooni et al, 2005).

Kawamoto e Sankai (2005) desenvolveram o HAL, um exoesqueleto que compreende o corpo todo e não somente a parte inferior como eram todos os outros exoesqueletos. O Hal tem como finalidade aumentar a força do usuário. Para isso o

Hal utiliza motores elétricos de corrente de continua acoplados a redutores de velocidade. A Figura 14 mostra o HAL.

Figura 14 – HAL (Guizzo e Goldstein, 2005).

A Honda desenvolveu o Walk Assist, este equipamento apresenta duas versões, a primeira tem a característica de aliviar as forças exercidas no quadril com utilização de dois motores brushless. O segundo também utiliza dois servos motores no quadril, mas tem como objetivo aliviar o peso corporal. Os dois equipamentos podem ser vistos na Figura 15 e Figura 16 respectivamente.

Figura 15 – Walk Assist, auxili na marcha (Honda, 2010).

Figura 16 – Walk Assist, aliviador de peso (Honda, 2010).

2.3.2. Exoesqueleto para paraplégicos

O objetivo principal de um exoesqueleto de membros inferiores para paraplégicos é evitar o auxílio permanente de outra pessoa e os problemas associados com a imobilidade (escaras, incontinência urinária, problemas renais, osteoporose e doenças vasculares etc) poderiam diminuir.

De acordo com Vukobratović (2008), a primeira órtese robótica para paraplégico foi desenvolvida por Mihajlo Pupin Institute em 1969. Esse equipamento foi feito com dois atuadores pneumáticos, um em cada quadril. Nesse equipamento o usuário não conseguia flexionar os joelhos para se movimentar. A Figura 17 mostra o equipamento desenvolvido.

Figura 17 – Primeira órtese robótica (Vukobratović,2008).

Ainda segundo Vukobratović (2008), o aperfeiçoamento do equipamento descrito acima foi feito em 1972, quando foi introduzida a possibilidade do usuário movimentar as articulações do joelho e do tornozelo. Este equipamento era acionado por atuadores pneumáticos e elétricos. O mesmo pode ser visto na Figura 18.

Figura 18 – Órtese robótica pneumática (Vukobratović,2008).

Vukobratović (2008) também apresenta um dos primeiros exoesqueletos robotizado para paraplégicos, que foi produzido em 1974 e que era acionado apenas atuadores elétricos. Hoje o mesmo pode ser visto no museu de Moscou. A Figura 19 mostra este equipamento.

Figura 19 – Primeira órtese robótica elétrica (Vukobratović,2008).

Em 1997 Ruthenberg, Wasylewski e Beard (1997) desenvolveram um exoesqueleto com apenas dois graus de liberdade, um em cada quadril com as articulações acionadas por atuadores elétricos. O equipamento pode ser visto na Figura 20.

Figura 20 – Órtese elétrica com dois graus de liberdade (Ruthenberg, Wasylewski e Beard, 1997).

Já Costa e Caldwell (2006) desenvolveram uma órtese com 10 graus de liberdade, que permite reproduzir praticamente todos os movimentos da parte inferior o corpo humano. Os atuadores consistem de músculos pneumáticos.

Segundo os autores a vantagem deste equipamento é possibilitar uma movimentação similar ao corpo humano, além de ter um peso menor em comparação aos demais e ter alta potencia. A Figura 21 mostra o equipamento desenvolvido.

Figura 21 – Órtese pneumática com dez graus de liberdade (Costa e Caldwell ,2006).

A empresa Argo desenvolveu o ReWalk (Argo, 2010) em 2001. Esse equipamento apresenta quatro graus de liberdade motorizados que possibilitam mover as articulações dos joelhos e das coxas. A utilização desse equipamento exige o uso de muletas para permitir o equilíbrio em pé do paraplégico. O ReWalk apresenta cinco funções diferentes: subir e descer escadas, andar, sentar e levantar. A seleção de cada função é realizada por meio de botões seletores posicionados em um controlador que fica preso no pulso do usuário. O equipamento é capaz de reconhecer o início do movimento pelo deslocamento do tronco do usuário para frente. A Figura 22 mostra o ReWalk.

Figura 22 - ReWalk. (Argo, 2010)

Em 2003 a empresa Rex Bionics (Rex Bionics, 2010) desenvolveu um exoesqueleto chamado REX, que pesa cerca de 40kg. O usuário não necessita do auxílio de muletas ou andador, já que o equipamento é robusto o bastante para controlar o centro de gravidade independentemente do usuário. O REX apresenta um apoio de braço e na extremidade tem um joystick, que é utilizado para controlar o equipamento. A Figura 23 mostra o REX.

Figura 23 – REX (Rex Bionics, 2010).

Em 2005 a empresa Berkley Bionics (Berkley Bionics, 2010) desenvolveu o eLeg, que possui 4 graus de liberdade, sendo um em cada coxa e um em cada joelho, ambas com atuadores elétricos. A Figura 24 mostra o eLeg.

Figura 24 – ELeg (Berkley Bionics, 2010).

Capítulo 3

Aspectos de Anatomia

Uma breve introdução sobre a anatomia humana associada à locomoção é fornecida neste capítulo para auxiliar no entendimento de como uma pessoa fica paraplégica e para diferenciar os paraplégicos dos tetraplégicos.

A seção sobre coluna vertebral fornece subsídios que permitem entender a distinção entre uma lesão completa e uma incompleta. Outro ponto interessante desse capítulo é o estudo das articulações dos membros inferiores, que permite entender a importância de cada articulação para a movimentação humana. Esse capítulo também apresenta as medidas e os pesos de cada seguimento do corpo humano importantes para o desenvolvimento do exoesqueleto desejado.

3.1. Coluna vertebral

De acordo com Hall (2006) a coluna vertebral além de proporcionar o elo mecânico entre os membros (superiores e inferiores) possibilitando a movimentação do tronco nos três planos, funciona também como protetor da medula espinhal.

A coluna vertebral é composta por 33 vértebras, divididas em 5 regiões de acordo com sua estrutura e localização, assim, tem-se 7 vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, 5 vértebras lombares, 5 vértebras sacrais fundidas e 4 vértebras coccígeas fundidas formando o cóccix. A Figura 25 mostra a coluna vertebral e suas divisões.

Figura 25 - Coluna vertebral (Hall, 2006).

Segundo Seeley et al (2007) a medula espinhal passa por dentro da coluna vertebral e é constituída por 31 nervos espinais. Esses nervos são divididos em cinco regiões, dependendo de onde saem da coluna vertebral. Têm-se 8 nervos cervicais, sendo que o primeiro passa acima da primeira vértebra cervical e o oitavo entre a última vértebra cervical e a primeira vértebra torácica. Além dos nervos cervicais, tem-se 12 nervos torácicos, 5 nervos lombares, 5 nervos sacrais e 1 nervo coccígeo.

Também de acordo com Seeley et al (2007) a denominação de cada nervo é feita de acordo com a combinação da primeira letra da região onde está o nervo e o seu número, ou seja, os nervos cervicais são denominados de C1 a C8, os nervos torácicos de T1 a T12, os lombares de L1 a L5, os sacrais de S1 a S5 e o coccígeo é denominado de Co.

Souza (2001) observa que os nervos espinais são mistos, pois apresentam fibras motoras e sensitivas, ou seja, no mesmo nervo têm-se informações enviadas do cérebro para periferia a fim de acionar e/ou relaxar os músculos, e informações

sensitivas enviadas da periferia para o cérebro. As informações sensitivas são compostas por estímulos de temperatura, pressão, dor e tato.

Cada nervo espinal inerva uma determinada área do corpo humano, essa área é denominada de dermatomo. Os dermatômos correspondentes a cada nervo são mostrados na Figura 26.

Figura 26 – Dermatômos (Seeley et al, 2007).

Souza (2001) ressalta que além das funções motoras e sensitivas, os nervos são responsáveis por funções não voluntárias, tais como: controle do músculo do diafragma, feitos pelos nervos C1 a C4, controle do intestino, da bexiga e dos órgãos genitais, realizados pelos nervos lombo-sacrais.

De acordo com Seeley et al (2007) a lesão da coluna vertebral e como consequência da medula espinal, acarreta na perda das funções associadas aos nervos localizados na vértebra lesionada e abaixo da mesma. Segundo Umphred (2006) existem dois tipos de lesões da coluna vertebral: a completa e a incompleta. Na lesão completa tem-se a perda permanente das funções motoras e sensitivas da região afetada e abaixo da mesma. Já nas lesões incompletas têm-se a preservação parcial das funções motoras e sensitivas da região afetada.

O estudo epidemiológico de lesão medular realizado pela National Spinal Cord Injury Statistical Center dos Estados Unidos (NSCIS, 2010) mostra que as causas da lesão medular são diversas. Aproximadamente 43,1% são decorrentes de acidentes veiculares, 20,6% são consequências de quedas, 17,8% são decorrências de violência, 10,4% ocorrem durante práticas esportivas e lazer e 8 % são devidas a outras causas.

Segundo Umphred (2006) a medula pode ser lesionada não só por acidentes, mas também pela compressão da medula por causa não traumática. Essa compressão pode ser ocasionada por doenças degenerativas de ossos, tumores e abscessos na medula espinal e prolapso do disco intervertebral. As principais doenças causadoras de lesões na medula são: Síndrome de Guillain-Barré, Mielite Transversa, Esclerose Lateral Amiotrófica e Esclerose Múltipla.

Souza (2001) destaca que a lesão medular é classificada pelo nervo onde ocorreu a lesão. Dessa forma, a pessoa lesionada é classificada como tetraplégica se a lesão for entre C1 e T1, ou paraplégica se a lesão for abaixo da T1.

3.2. Articulações do membro inferior

As articulações do corpo humano estudadas para o desenvolvimento desse trabalho são as que têm alguma função relacionada com a locomoção de uma pessoa. Contudo, observa-se que as articulações que os paraplégicos conseguem movimentar não foram consideradas, assim, somente foram estudadas as articulações dos membros inferiores, ou seja, quadril, joelho, tornozelo e dedos.

Os eixos do corpo humano, denominados longitudinal, ântero-posterior e médio-lateral, como podem ser visto na Figura 27, são os planos nos quais os movimentos de todas as articulações do corpo humano são definidos.

Figura 27- Planos do corpo humano (Hall, 2006).

3.2.1. Articulação do quadril

A articulação do quadril permite a rotação das coxas em torno dos três eixos (longitudinal, ântero-posterior e médio-lateral). Os movimentos correspondentes a essas três rotações são: flexão/extensão, adução/abdução e rotação lateral/medial.

A flexão e a extensão são rotações em torno do eixo médio-lateral, onde as coxas se movem respectivamente para frente e para trás do ponto de vista da pessoa. Esses são os principais movimentos da marcha, de sentar, de levantar e de subir e descer escadas.

A adução e abdução são rotações em torno do eixo ântero-posterior, onde as coxas se movem respectivamente para dentro e para fora do corpo, no ponto de vista da pessoa. A Figura 28 apresenta a visualização deste movimento.

Figura 28 - Abdução/adução da perna (Hall, 2006).

Esses movimentos são importantes na marcha para manter o equilíbrio em pé. No momento em que uma das pernas está em balanço, esses movimentos fazem com que o centro de gravidade do tronco na posição vertical fique o mais próximo possível do centro de pressão do pé em contato com o chão. Outra função importante desses movimentos é evitar que a perna em balanço não bata no chão quando a mesma se movimenta para frente durante a marcha para. Além disso, esses movimentos estão associados ao equilíbrio e à estabilidade na posição em pé, pois ao aumentar a abertura das pernas pode-se fornecer maior estabilidade e equilíbrio.

Sem a utilização dos movimentos de abdução e adução, uma pessoa ao marchar teria que jogar o corpo para os lados, de forma a movimentar a coluna vertebral para posicionar o centro de gravidade do seu tronco em cima do pé de apoio. Observa-se que atualmente todos os equipamentos que permitem a locomoção de paraplégicos devem ser realizados com o auxílio de muletas ou de andador.

As rotações lateral e medial da coxa, em torno do eixo longitudinal, fazem com que os pés se dirijam respectivamente para fora e para dentro, sob o ponto de vista da pessoa. A Figura 29 mostra esses movimentos de rotação. Esses movimentos permitem que uma pessoa faça curvas durante a locomoção. Sem esses movimentos uma pessoa somente conseguiria andar em linha reta e para fazer curvas seria necessário utilizar algum apoio, do tipo de muletas ou andadores, nos

quais a pessoa se apoiaria enquanto a força dos braços e do abdômen rodaria o tronco.

Figura 29 – Rotações lateral e medial da perna (Hall, 2006)

3.2.2. Articulação do joelho

A articulação do joelho permite a rotação da perna em torno de dois eixos, sendo eles o médio-lateral e o longitudinal. Os movimentos de rotação do joelho são a flexão/extensão e a abdução/adução.

A flexão e extensão do joelho são rotações em torno do eixo médio lateral, onde as partes inferiores da perna dobram respectivamente para trás e para frente. Esse movimento é importante para sentar, levantar, subir e descer escadas, mas não é necessário para a marcha. A falta desse movimento durante a marcha apenas descaracteriza o movimento padrão de uma pessoa normal.

A abdução e adução são rotações da parte inferior da perna em torno do eixo longitudinal, movimentando respectivamente a perna para fora e para dentro. Esses movimentos são semelhantes aos movimentos de rotação no quadril. Além disso, eles somente podem ser realizados com os pés levantados e sem esforços aplicados nos mesmos.

A abdução e adução dos joelhos não são essenciais na locomoção de uma pessoa normal, assim, podem ser desconsiderados e travados na posição mais conveniente.

3.2.3. Articulação do tornozelo

A articulação do tornozelo permite a rotação do pé em torno dos três eixos. Os movimentos do tornozelo são: flexão dorsal/planar, inversão/eversão e abdução/adução.

A flexão dorsal e planar do tornozelo consistem na rotação do pé em torno do eixo médio-lateral, movimentando o pé para cima e para baixo respectivamente. Esse movimento pode ser visto na Figura 30.

Figura 30 - Flexão dorsal e planar do pé (Hall, 2006).

A inversão e eversão do tornozelo consistem em rotações do pé em torno do eixo ântero-posterior, fazendo com que o pé se incline para dentro e para fora respectivamente. A Figura 31 mostra claramente esse movimento.

Figura 31 - Eversão e inversão do pé (Hall, 2006).

A abdução e adução do tornozelo consistem na rotação do pé em torno do eixo longitudinal movendo-o para fora e para dentro respectivamente.

Ao fazer a marcha ou corrida, o pé faz um ciclo de movimentos chamado de pronação e supinação. A pronação é a combinação dos movimentos de flexão dorsal, eversão e abdução, enquanto a supinação consiste na combinação dos movimentos de flexão planar, inversão e adução. A pronação ocorre na sustentação do corpo durante o balanço da outra perna suspensa e a supinação ocorre quando o pé toca no solo. Esses dois movimentos são responsáveis por amortizar o impacto do pé com o solo, além de adaptar o corpo às irregularidades e mudanças do chão.

Na medida em que não influenciam na locomoção, no exoesqueleto projetado nesse trabalho, a eversão, inversão, abdução e adução do tornozelo são travadas na posição adequada.

3.2.4. Articulações dos dedos

No estudo das articulações dos dedos será considerada apenas a movimentação conjunta de todos os dedos e não de cada dedo ou de cada articulação separadamente. As articulações dos dedos permitem a rotação dos mesmos em um único eixo, o médio-lateral. O movimento responsável por isso é a flexão. Esse movimento é utilizado na sustentação final do corpo antes de ser retirada a perna do solo.

Apesar de ser importante na sustentação do corpo no movimento de marcha, o movimento dos dedos não é aproveitado neste projeto por não ser essencial para a marcha, pois uma pessoa consegue andar sem ter esta parte do corpo.

3.3. Parâmetros do corpo humano

De acordo com Winter (2004), o peso de cada segmento do corpo humano, bem como o tamanho dos mesmos é representado por uma porcentagem em relação à altura e o peso total de uma pessoa. Segundo Hall (2006) essas relações são as mesmas para a grande maioria das pessoas, possibilitando, assim, uma aproximação para realizar os cálculos necessários neste trabalho.

A relação do tamanho de cada segmento, bem como as distâncias entre as diversas articulações podem ser vistas na Figura 32. A relação de peso corporal, bem como o componente do centro de gravidade no plano longitudinal, dado como porcentagem

do segmento a partir da extremidade proximal de cada segmento, são apresentadas na Tabela 1.

Figura 32 - Relação segmento x altura (Winter, 2004).

Tabela 1 – Relação peso e cg (Hall, 2006).

Segmento	Peso (%)	Centro de gravidade(%)
Cabeça pescoço	8,26	55
Tronco	46,84	63
Braço	3,25	43,6
Antebraço	1,87	43
Mão	0,65	46,8
Coxa	10,5	43,3
Perna	4,75	43,4
Pé	1,43	50

A Tabela 2 mostra os raios de giração para cada segmento do corpo humano, como percentual em relação ao tamanho do segmento correspondente, para homens e

mulheres. Nessa tabela são apresentados dois raios de giração, um em relação à extremidade proximal e outro em relação à extremidade distal expressos em percentual do comprimento dos segmentos.

Tabela 2 – Raio de Giração (Hall, 2006).

Segmento	Homem		Mulher	
	Proximal	Distal	Proximal	Distal
Braço	54,2	64,5	56,4	62,3
Antebraço	52,6	54,7	53,0	64,3
Mão	54,9	54,9	54,9	54,9
Coxa	54,0	65,3	53,5	65,8
Perna	52,9	64,2	51,4	65,7
Pé	69,0	69,0	69,0	69,0

Capítulo 4

Movimento Humano

Este capítulo apresenta uma análise dos movimentos que são reproduzidos pelo exoesqueleto objeto desse trabalho. Os movimentos estudados são: marcha, subir e descer escadas, levantar e sentar. Essa análise serve para determinar os esforços e as potências exigidas em cada articulação do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo, direito e esquerdo).

4.1. Marcha

A marcha humana pode ser dividida em duas fases: apoio e balanço. A fase de apoio começa quando o calcanhar atinge o solo e termina quando o pé é retirado do solo, desse momento até o apoio novamente do calcanhar no solo tem-se a fase de balanço.

Segundo Dollar e Herr (2008) a fase de apoio pode ser dividida em três etapas, sendo elas: início e sustentação, apoio médio e retirada da sustentação. A etapa de início e sustentação compreende o período em que os dois pés estão em contato com o solo. A etapa de apoio médio consiste no período em que apenas um pé está em contato ao solo. Finalmente a etapa de retirada de sustentação consiste na transição entre as fases, ou seja, na retirada do calcanhar do solo, nota-se que nessa etapa os dois pés também estão em contato ao solo.

A fase de balanço também pode ser dividida em três etapas: aceleração, balanço médio e desaceleração. Na aceleração ocorre a retirada da perna do solo e começa o movimento de balanço. O balanço médio consiste no movimento da perna em velocidade uniforme e a desaceleração é a fase quando diminui a velocidade da perna para o contato no solo. Dollar e Herr (2008). A Figura 33 exemplifica as duas fases da marcha.

Ainda de acordo com Dollar e Herr (2008) a fase de apoio representa 62% da marcha, enquanto a fase de balanço representa 38%. No entanto, Rose e Gamble

(1998) salientam que esses tempos referem-se a adultos sem problemas patológicos.

Figura 33 – Fases da marcha humana (Dollar e Herr, 2008).

Smith, Weiss e Lehmkehl (1997) mostram que durante a marcha o ângulo da articulação do quadril varia entre -10° e 40° . Nota-se que esse ângulo é medido em relação ao eixo horizontal e a sua referência é a perna na posição vertical. As posições limites da articulação do quadril ocorrem respectivamente no momento que o calcânhar é tirado do solo e quando o calcânhar é apoiado no solo. No ato em que o calcânhar apóia no solo o ângulo da articulação do joelho é 180° , ou seja, a perna está totalmente esticada. Após o calcânhar entrar em contato com o solo o joelho flexiona cerca de 15° para absorver o impacto. Durante a fase de balanço o ângulo entre os dois segmentos da perna, ou seja, da articulação o joelho, pode atingir 110° , possibilitando a passagem da perna para frente sem encostar o pé no solo.

De acordo com Bureau et al (2007) o movimento da marcha é semelhante para todas as pessoas, ou seja, os ângulos, as velocidades e as acelerações de cada articulação podem ser consideradas idênticas. Somente o que altera na marcha entre cada indivíduo é o tamanho da passada, que varia de acordo com o tamanho da pessoa, acarretando como consequência diferenças nas velocidades de caminhada. A Figura 34 mostra a posição das articulações do joelho, quadril e do tornozelo durante a marcha.

Figura 34 - Posição das articulações durante a marcha (Bureau et al, 2007).

Para efeito de cálculo dos esforços no exoesqueleto assume-se que uma pessoa andando de muleta tenha uma abertura menor entre as pernas e que faz uma passada a cada 3 segundos. Além disso, supõem-se que os movimentos realizados pelas articulações variam de forma senoidal. A Figura 35 mostra os movimentos assumidos para as articulações do joelho e quadril que é utilizado para determinar as forças atuantes durante a marcha e a Figura 36 mostra a velocidades das articulações.

Figura 35 - Posição das articulações durante a marcha.

Figura 36 - Velocidades das articulações durante a marcha.

A Figura 37 mostra um esquema do corpo humano utilizado como modelo para se analisar a dinâmica do movimento do corpo durante a marcha. Esse modelo é bastante simplificado e considera que o corpo humano é composto por diversos corpos rígidos (segmentos) unidos por articulações de rotação. Os segmentos considerados nesse modelo são: tronco (que inclui a cabeça, o tronco propriamente dito, os braços, os antebraço e as mãos), as duas coxas e as duas pernas. Observa-se que os pés não são considerados por terem massas desprezíveis em relação às outras partes do corpo que formam o modelo.

Figura 37 - Posição das articulações durante a marcha.

Pelo fato do modelo utilizado considerar o corpo humano como sendo um sistema mecânico composto por corpos rígidos unidos por articulações, a equação de movimento de cada segmento do corpo pode ser descrito pela equação de Lagrange descrita na equação (1).

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} T\right) - \frac{\partial}{\partial \theta} T + \frac{\partial}{\partial \theta} V = Q \quad (1)$$

onde θ_i é a i -ésima coordenada generalizada, T é a energia cinética do sistema, V é a energia potencial e Q_i é a resultante das forças externas não conservativas que atua na direção da i -ésima coordenada generalizada.

4.1.1. Energia Potencial

A energia potencial do sistema pode ser definida conforme a equação (2).

$$V = -\sum_{i=1}^n m_i g z_i \quad (2)$$

onde n é o número de segmentos do sistema, m_i é a massa do segmento i , g é a aceleração da gravidade e z_i é a altura do centro de massa do segmento i .

A energia potencial da perna direita (V_{PD}) pode ser descrita de acordo com a equação (3).

$$V_{PD} = -m_p g (l_p - a_p) \cos \theta_2 \quad (3)$$

onde m_p é a massa da perna, θ_2 é o ângulo que a perna direita faz com a horizontal, conforme mostra a Figura 37, l_p é o comprimento da perna e a_p é a distância entre o centro de massa da perna e o joelho. Observa-se que assume-se que os parâmetros físicos e geométricos dos segmentos (massas e comprimentos) são iguais para os dois lados do corpo.

Substituindo na equação (3) o ângulo θ_2 pelos ângulos das articulações do joelho (θ_{JD}) e da coxa da perna direita (θ_{CD}) resulta em:

$$V_{PD} = -m_P g (l_P - a_P) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \quad (4)$$

A energia potencial da coxa direita (V_{CD}) pode ser descrita de acordo com a equação (5).

$$V_{CD} = -m_C g [l_P \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + (l_C - a_C) \cos \theta_{CD}] \quad (5)$$

onde m_C é a massa da coxa, l_C é o comprimento da coxa e a_C é a distância entre o centro de massa da coxa e o quadril (ponto C da Figura 37).

Usando como referência o pé direito que está posicionado no chão, a energia potencial da coxa esquerda pode ser descrita de acordo com a equação (6).

$$V_{CE} = -m_C g [l_P \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + l_C \cos \theta_{CD} - a_C \cos \theta_{CE}] \quad (6)$$

onde θ_{CE} é o ângulo da articulação da coxa.

A energia potencial da perna esquerda pode ser descrita de acordo com a equação (7).

$$V_{PE} = -m_P g [l_P \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + l_C \cos \theta_{CD} - l_C \cos \theta_{CE} - a_P \cos \theta_3] \quad (7)$$

onde θ_3 é o ângulo que a perna esquerda faz com a horizontal. Substituindo na equação (7) o ângulo θ_3 pelos ângulos das articulações do joelho esquerdo (θ_{JE}) e da coxa esquerda (θ_{CE}), tem-se:

$$V_{PE} = -m_P g [l_P \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + l_C \cos \theta_{CD} - l_C \cos \theta_{CE} - a_P \cos(\theta_{CE} - \theta_{JE})] \quad (8)$$

A energia potencial do tronco pode ser descrita de acordo com a equação (9).

$$V_T = -m_T g [l_P \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + l_C \cos \theta_{CD} + a_T] \quad (9)$$

onde m_T é a massa do tronco mais o pescoço e cabeça e a_T é a distância entre o centro de massa do tronco e o quadril (ponto C da Figura 37).

Somando as energias potenciais de cada segmento, tem-se a energia potencial do sistema, que é descrita pela equação (10).

$$V = -[l_p(2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p]g \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + m_p g a_p \cos(\theta_{CE} - \theta_{JE}) - \\ - [l_c(2m_c + m_p + m_t) - m_c a_c]g \cos \theta_{CD} + (m_c a_c + m_p l_c)g \cos \theta_{CE} - m_t g a_t \quad (10)$$

4.1.2. Energia Cinética

A energia cinética pode ser descrita de acordo com a equação (11) abaixo.

$$T = -\sum_{i=1}^n \frac{1}{2} (m_i v_{ci}^2 + J_i w_i^2) \quad (11)$$

onde v_{ci} é a velocidade do centro de massa, J_i é o momento de inércia do segmento e w_i é a velocidade angular do centro de massa.

Para o calculo da energia cinética da perna direita (T_{PD}) é necessária a definição da velocidade angular e do centro de massa. A velocidade angular é descrita de acordo com a equação (12).

$$w_{JD} = \dot{\theta}_2 \vec{k} \quad (12)$$

onde w_{JD} é a velocidade angular da articulação do joelho direito. Substituindo Θ_2 por Θ_{JD} e Θ_{CD} na equação (12) tem-se:

$$w_{JD} = (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \vec{k} \quad (13)$$

Já a velocidade do centro de massa é definida conforme a equação (14).

$$v_{CPD} = v_{TD} + w_{JD} \wedge (C_{PD} - T_D) \quad (14)$$

onde v_{CPD} é a velocidade do centro de massa da perna direita e a variável v_{td} é a velocidade do tornozelo direito.

Considerando que o equipamento anda com passos reduzidos e de baixa velocidade, pode-se considerar que o tornozelo ao encostar no solo tenha velocidades nulas. Substituindo os valores na equação (14) tem-se:

$$v_{CPD} = (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \vec{k} \wedge (l_p - a_p) [-\sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{i} + \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{j}] \quad (15)$$

A velocidade do centro de massa da perna direita (v_{CPD}) está representada na equação (16).

$$v_{CPD} = (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (l_p - a_p) [-\cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{i} - \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{j}] \quad (16)$$

A velocidade do centro de massa da perna direita (v_{CPD}) elevado ao quadrado está descrito na equação (17).

$$v_{CPD}^2 = (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 (l_p - a_p)^2 [\cos^2(\theta_{CD} - \theta_{JD}) + \sin^2(\theta_{CD} - \theta_{JD})] \quad (17)$$

A equação (18) mostra a velocidade ao quadrado da perna direita.

$$v_{CPD}^2 = (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 (l_p - a_p)^2 \quad (18)$$

A energia cinética da perna direita (T_{PD}) é descrita com as substituições das equações (13) e (18) na equação (11), como visto na equação (19).

$$T_{PD} = \frac{1}{2} (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 [m_p (l_p - a_p)^2 + J_p] \quad (19)$$

onde J_p é o momento de inércia da perna direita.

A velocidade angular da coxa direita (w_{cd}) pode ser descrita de acordo com a equação (20).

$$w_{cd} = \dot{\theta}_{cd} \vec{k} \quad (20)$$

Já a velocidade do centro de massa da coxa direita (v_{ccd}) pode ser definida conforme a equação (21).

$$v_{ccd} = v_{JD} + w_{cd} \wedge (C_{cd} - J_D) \quad (21)$$

onde v_{JD} é a velocidade do joelho direito. Substituindo os valores na equação (21) tem-se:

$$v_{CCD} = l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) [\cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{i} - \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) \vec{j}] + \dot{\theta}_{CD} \vec{k} \wedge (l_c - a_c) [-\sin(\theta_{CD}) \vec{i} + \cos(\theta_{CD}) \vec{j}] \quad (22)$$

A velocidade do centro de massa da perna direita está representada na equação (23).

$$v_{CCD} = [-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - (l_c - a_c) \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD})] \vec{i} + [-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - (l_c - a_c) \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD})] \vec{j} \quad (23)$$

A velocidade do centro de massa da coxa direita (v_{CCD}) elevado ao quadrado está descrito na equação (24).

$$v_{CCD}^2 = l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + (l_c - a_c)^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + 2l_p (l_c - a_c) (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) \quad (24)$$

A energia cinética da coxa direita (T_{CD}) pode ser descrita pela equação (25) abaixo.

$$T_{CD} = \frac{1}{2} m_c l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + \frac{1}{2} \dot{\theta}_{CD}^2 [m_c (l_c - a_c)^2 + J_c] + m_c l_p (l_c - a_c) (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) \quad (25)$$

onde J_C é o momento de inércia da coxa.

A velocidade angular da coxa esquerda (w_{CE}) pode ser descrita de acordo com a equação (26).

$$w_{CE} = \dot{\theta}_{CE} \vec{k} \quad (26)$$

Já a velocidade do centro de massa (v_{CCE}) pode ser definida conforme a equação (27).

$$v_{CCE} = v_{CD} + w_{CE} \wedge (C_{CE} - C) \quad (27)$$

onde v_{CD} é a velocidade da coxa direita. Substituindo os valores na equação (27) tem-se:

$$\begin{aligned}
v_{CCE} = & \left[-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - (l_c - a_c) \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD}) \right] \vec{i} + \\
& + \left[-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - (l_c - a_c) \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD}) \right] \vec{j} + \\
& + \dot{\theta}_{CE} \vec{k} \wedge a_c \left[-\sin(\theta_{CE}) \vec{i} - \cos(\theta_{CE}) \vec{j} \right]
\end{aligned} \quad (28)$$

A velocidade do centro de massa da perna direita está representada na equação (29).

$$\begin{aligned}
v_{CCE} = & \left[-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD}) + a_c \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CE}) \right] \vec{i} + \\
& + \left[-l_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD}) - a_c \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CE}) \right] \vec{j}
\end{aligned} \quad (29)$$

A velocidade do centro de massa da coxa esquerda (v_{CCE}) elevado ao quadrado está descrito na equação (30).

$$\begin{aligned}
v_{CCE}^2 = & l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + a_c^2 \dot{\theta}_{CE}^2 + 2l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) \\
& - 2l_p a_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) - 2l_p a_c \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE})
\end{aligned} \quad (30)$$

A energia cinética da coxa esquerda (T_{CE}) pode ser descrita pela equação (31) abaixo.

$$\begin{aligned}
T_{CE} = & \frac{1}{2} m_c l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + \frac{1}{2} m_c l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + \frac{1}{2} \dot{\theta}_{CE}^2 \left[m_c a_c^2 + J_c \right] \\
& + m_c l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) - m_c l_p a_c \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) \\
& - m_c l_p a_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE})
\end{aligned} \quad (31)$$

A velocidade angular da perna esquerda (w_{PE}) pode ser descrita de acordo com a equação (32).

$$w_{PE} = (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \vec{k} \quad (32)$$

A velocidade do centro de massa da perna esquerda (v_{CPE}) pode ser definida conforme a equação (33).

$$v_{CPE} = v_{JE} + w_{JE} \wedge (C_{PE} - J_E) \quad (33)$$

onde v_{JE} é a velocidade do joelho direito. Substituindo os valores na equação (33) tem-se:

$$v_{CPE} = [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD}) + a_c \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CE})] \vec{i} + [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD}) - a_c \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CE})] \vec{j} + (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \vec{k} \wedge a_p [-\sin(\theta_{CE} - \theta_{JE}) \vec{i} - \cos(\theta_{CE} - \theta_{JE}) \vec{j}] \quad (34)$$

A velocidade do centro de massa da perna direita está representada na equação (35).

$$v_{CPE} = [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD}) + l_c \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CE}) + a_p(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CE} - \theta_{JE})] \vec{i} + [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD}) - l_c \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CE}) - a_p(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CE} - \theta_{JE})] \vec{j} \quad (35)$$

A velocidade do centro de massa da perna esquerda elevado ao quadrado está descrito na equação (36).

$$v_{CPE}^2 = l_p^2(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + a_c^2 \dot{\theta}_{CE}^2 + a_p^2(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE})^2 + 2l_p l_c(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) - 2l_p a_c(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) - 2l_p l_c(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) - 2l_c^2 \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) - 2l_p a_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - 2l_c a_p \dot{\theta}_{CD}(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - 2l_c a_p \dot{\theta}_{CE}(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) \quad (36)$$

A energia cinética da perna esquerda (T_{PE}) pode ser descrita pela equação (37) abaixo.

$$T_{PE} = \frac{1}{2} m_p l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + \frac{1}{2} m_p l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + \frac{1}{2} m_p l_c^2 \dot{\theta}_{CE}^2 + \frac{1}{2} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE})^2 [m_p a_p^2 + J_p] + m_p l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) - m_p l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) - m_p l_c^2 \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) - m_p l_c a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE}(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) \quad (37)$$

A velocidade angular do tronco pode ser aproximada como zero, se admitir que a pessoa ande sempre na posição ereta. Já a velocidade do centro de massa do tronco (v_T) é igual a velocidade da coxa descrita na equação (38).

$$v_T = [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD})] \vec{i} + [-l_p(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) - l_c \dot{\theta}_{CD} \sin(\theta_{CD})] \vec{j} \quad (38)$$

A equação (39) mostra a velocidade do tronco ao quadrado.

$$v_T^2 = l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + 2l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) \quad (39)$$

A energia cinética do tronco (T_T) pode ser descrita pela equação (40) abaixo.

$$T_T = \frac{1}{2} m_t l_p^2 (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 + \frac{1}{2} m_t l_c^2 \dot{\theta}_{CD}^2 + m_c l_p l_c (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) \quad (40)$$

A soma das energias cinéticas calculadas anteriormente resulta na energia cinética total do sistema dada pela equação (41).

$$\begin{aligned} T_{PE} = & \frac{1}{2} (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] \\ & + \frac{1}{2} \dot{\theta}_{CD}^2 [l_c^2 (m_p + 2m_c + m_t) - m_c a_p^2 + J_c] \\ & + \frac{1}{2} \dot{\theta}_{CE}^2 (m_c a_c^2 + m_p l_c^2 + J_c) + \frac{1}{2} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE})^2 [m_p a_p^2 + J_p] \\ & - \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) \\ & + (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) [l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c] \\ & - (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - m_p l_c a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (41)$$

4.1.3. Equação da marcha

A equação de movimento descrita por Lagrange de acordo com a equação (1) será feita para cada articulação a seguir.

A derivada da energia potencial em relação à articulação do joelho direito é dada pela equação (42)

$$\frac{\partial}{\partial \theta_{JD}} V = -g \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) [l_p (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p] \quad (42)$$

A derivada da energia cinética em relação à articulação do joelho direito é dada pela equação (43).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \theta_{JD}} T = & (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CD} \sin(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) - (\dot{\theta}_{CD} - \\ & \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CE} - \\ & \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (43)$$

A derivada da energia cinética em relação à velocidade angular do joelho direito é dada pela equação (44).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JD}} T = & -(\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] - \dot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + \\ & 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) + \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \\ & \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (44)$$

A derivada da equação (44) no tempo é mostrada na equação (45).

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JD}} T \right) = & -(\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] \\ & - \ddot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\ & - \dot{\theta}_{JD} \dot{\theta}_{CD} \sin(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\ & + \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - \dot{\theta}_{CE} (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & + m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) (\dot{\theta}_{CD} \\ & - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (45)$$

A equação de movimento da articulação do joelho direito é dada pela equação (46), extraída das equações (42), (43) e (45).

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JD}} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_{JD}} T + \frac{\partial}{\partial \theta_{JD}} V = & -(\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] \\ & - \ddot{\theta}_{CD} \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\ & - \dot{\theta}_{CD}^2 \sin(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\ & + \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - \dot{\theta}_{CE}^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & + m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) (\dot{\theta}_{CE} \\ & - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & - g \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) [l_p (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p] \end{aligned} \quad (46)$$

A derivada da energia potencial em relação à articulação do quadril direito é dada pela equação (47)

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \theta_{CD}} V = & g \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) [l_p(2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p] \\ & + g \sin \theta_{CD} [l_c(2m_c + m_p + m_t) - m_c a_c] \end{aligned} \quad (47)$$

A derivada da energia cinética em relação à articulação do quadril direito é dada pela equação (48).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \theta_{CD}} T = & (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & + m_p \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (48)$$

A derivada da energia cinética em relação à velocidade angular do quadril direito é dada pela equação (49).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CD}} T = & (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] + \dot{\theta}_{CD} [l_c^2 (m_p + 2m_c + m_t) \\ & - m_c a_c^2 + J_c] + (2\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\ & - \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - m_p \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & - m_p l_c a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (49)$$

A derivada da equação (49) no tempo é mostrada na equação (50).

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CD}} T \right) = & (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] \\
& + \ddot{\theta}_{CD} [l_c^2 (m_p + 2m_c + m_t) - m_c a_c^2 + J_c] \\
& + (2\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\
& + (2\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{JD} \sin(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\
& - \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
& + \dot{\theta}_{CE} (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
& - \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
& + \dot{\theta}_{CE} (\dot{\theta}_{CD} + \dot{\theta}_{CE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
& - m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& - m_p l_c a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) (\dot{\theta}_{CD} + \dot{\theta}_{CE} \\
& - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE})
\end{aligned} \tag{50}$$

A equação de movimento da articulação do quadril direito é dada pela equação (51), extraída das equações (47), (48) e (50).

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CD}} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_{CD}} T + \frac{\partial}{\partial \theta_{CD}} V \\
= & (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) [l_p^2 (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p^2 + J_p] \\
& + \ddot{\theta}_{CD} [l_c^2 (m_p + 2m_c + m_t) - m_c a_c^2 + J_c] \\
& + (2\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\
& + (2\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{JD} \sin(-\theta_{JD}) (l_p l_c (m_p + 2m_c + m_t) - m_c l_p a_c) \\
& - \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
& + \dot{\theta}_{CE}^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
& - \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
& + \dot{\theta}_{CE}^2 \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
& - m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE})^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& - m_p l_c a_p (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + m_p l_c a_p (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE})^2 \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + g \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD}) [l_p (2m_p + 2m_c + m_t) - m_p a_p] \\
& + g \sin \theta_{CD} [l_c (2m_c + m_p + m_t) - m_c a_c]
\end{aligned} \tag{51}$$

A derivada da energia potencial em relação à articulação do quadril esquerdo é dada pela equação (52)

$$\frac{\partial}{\partial \theta_{CE}} V = -g \sin \theta_{CE} (m_c a_c + m_p l_c) - m_p g a_p \sin(\theta_{CE} - \theta_{JE}) \quad (52)$$

A derivada da energia cinética em relação à articulação do quadril esquerdo é dada pela equação (53).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CE}} T = & (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & + m_p \dot{\theta}_{CD} \dot{\theta}_{CE} \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \end{aligned} \quad (53)$$

A derivada da energia cinética em relação à velocidade angular do quadril esquerdo é dada pela equação (54).

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CE}} T = & \dot{\theta}_{CE} (m_c a_c^2 + m_p l_c^2 + J_c) + (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] \\ & - (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - m_p \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p (2\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) \end{aligned} \quad (54)$$

A derivada da equação (54) no tempo é mostrada na equação (55).

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CE}} T \right) = & \ddot{\theta}_{CE} (m_c a_c^2 + m_p l_c^2 + J_c) + (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] \\ & - (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & + (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\ & - m_p \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & + m_p \ddot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CD} + \dot{\theta}_{CE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\ & - m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CD} \\ & - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\ & - m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CD} + \dot{\theta}_{CE} \\ & - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p (2\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) \\ & + m_p l_c a_p (2\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \dot{\theta}_{JE} \sin(\theta_{JE}) \end{aligned} \quad (55)$$

A equação de movimento da articulação do quadril esquerdo é dada pela equação (56), extraída das equações (52), (53) e (55).

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{CE}} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_{CE}} T + \frac{\partial}{\partial \theta_{CE}} V \\
= \ddot{\theta}_{CE} (m_c a_c^2 + m_p l_c^2 + J_c) + (\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] \\
- (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
+ (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE}) (m_p l_p l_c + m_c l_p a_c) \\
- \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
+ \ddot{\theta}_{CD}^2 \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE}) (m_p l_c^2 + m_c l_c a_c) \\
- m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
+ m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
- m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD}^2 \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
- m_p l_c a_p (2\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) \cos(\theta_{JE}) + m_p l_c a_p (2\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \dot{\theta}_{JE} \sin(\theta_{JE}) \\
- g \sin \theta_{CE} (m_c a_c + m_p l_c) - m_p g a_p \sin(\theta_{CE} - \theta_{JE})
\end{aligned} \tag{56}$$

A derivada da energia potencial em relação à articulação do joelho esquerdo é dada pela equação (57)

$$\frac{\partial}{\partial \theta_{JE}} V = m_p g a_p \sin(\theta_{CE} - \theta_{JE}) \tag{57}$$

A derivada da energia cinética em relação à articulação do joelho esquerdo é dada pela equação (58).

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial \theta_{JE}} T = -m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CE} - \\
\dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE} (\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{JE})
\end{aligned} \tag{58}$$

A derivada da energia cinética em relação à velocidade angular do joelho esquerdo é dada pela equação (59).

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JE}} T = -(\dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] + m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + \\
m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{JE})
\end{aligned} \tag{59}$$

A derivada da equação (59) no tempo é mostrada na equação (60).

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JE}} T \right) = & -(\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] + m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - \\
& m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD}) (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD} + \dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \\
& \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD} (\dot{\theta}_{CD} + \dot{\theta}_{CE} - \dot{\theta}_{JE}) \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) + m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{JE}) - \\
& m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE} \dot{\theta}_{JE} \sin(\theta_{JE})
\end{aligned} \tag{60}$$

A equação de movimento da articulação do joelho esquerdo é dada pela equação (61), extraída das equações (57), (58) e (60).

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_{JE}} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_{JE}} T + \frac{\partial}{\partial \theta_{JE}} V \\
= & -(\ddot{\theta}_{CE} - \ddot{\theta}_{JE}) [m_p a_p^2 + J_p] \\
& + m_p l_p a_p (\ddot{\theta}_{CD} - \ddot{\theta}_{JD}) \cos(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& - m_p l_p a_p (\dot{\theta}_{CD} - \dot{\theta}_{JD})^2 \sin(\theta_{CD} - \theta_{JD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CD} \cos(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CD}^2 \sin(\theta_{CD} + \theta_{CE} - \theta_{JE}) \\
& + m_p l_c a_p \ddot{\theta}_{CE} \cos(\theta_{JE}) - m_p l_c a_p \dot{\theta}_{CE}^2 \sin(\theta_{JE})
\end{aligned} \tag{61}$$

O torque exercido no joelho e no quadril pode ser extraído utilizando as equações (46), (51), (56) e (61), com as posições mostrada na Figura (35) e os parâmetros peso, inércia e tamanho apresentados na Tabela 1, Tabela 2 e Figura (32) respectivamente. O software MatLab é utilizado para resolver as equações de movimento e simular essas condições.

Dollar e Herr (2008) trazem um experimento com uma pessoa de aproximadamente 1,7m e 82kg a 1,3m/s, como pode ser vista abaixo na Figura 38. A Figura 39 mostra os torques nas articulações durante a marcha utilizando as equações deduzidas a fim de validar o estudo.

Figura 38 – Potência experimental das articulações durante a marcha (Dollar e Herr,2008).

Figura 39 – Potencia calculada nas articulações.

Ao comparar a Figura 38 e a Figura 39, é possível verificar que no início da passada a simulação apresenta um torque no quadril maior que o real, este fato se deve que na simulação é considerado que apenas um pé está em contato com o solo, em quanto o real os dois pés estão no solo.

Já no decorrer da marcha os valores absolutos se tornam parecidos, além do formato das curva de torque serem parecidos. Os valores experimentais também podem variar de acordo com a pessoa, ou seja, como o pé colocado ao solo e a inclinação do corpo na marcha. Com isso é possível validar as equações anteriores para calcular os torques na marcha.

Para abranger a maior parte da população foi especificado que o exoesqueleto pode ser utilizado por pessoas com até 100 kg e altura de até 1,9 m. A figura 40 mostra os torques nas articulações joelho e quadril para essa configuração.

Figura 40 – Potencia calculada nas articulações.

4.1.4. Força no tornozelo

O projeto do exoesqueleto adota que o pé sofre apenas extensão, sendo que na flexão terá um fim de curso mecânico que suportará a força exercida, com isso é necessário calcular o torque no ato em que o pé toca o chão.

A força exercida no tornozelo durante a marcha pode ser calculada de acordo com o modelo mostrado na Figura 41.

Figura 41 – Esquema do modelo usado para o tornozelo.

Na Figura 41 F_r é a força de reação do solo.

A equação (62) fornece a energia cinética do modelo do tornozelo e a equação (63) apresenta energia potencial do pé.

$$T = \frac{1}{2} \dot{\theta}^2 (m_{pé} a_{pé} + J_{pé}) \quad (62)$$

$$V = -m_{pé} * g * \sin(\theta) \quad (63)$$

A equação de Lagrange é descrita pela equação (64) a seguir.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta} T + \frac{\partial}{\partial \theta} V = \ddot{\theta} (m_{pé} a_{pé} + J_{pé}) - m_{pé} * g * \cos(\theta) \quad (62)$$

A Figura 42 exibe o torque pela rotação do pé.

Figura 42 – Torque calculado versus rotação do pé.

4.2. Subir e Descer Escadas

A força realizada nas articulações ao descer um degrau é para segurar o peso e controlar a velocidade de deslocamento, já ao subir é exercida a força para levantar o corpo.

Como o equipamento exige a utilização de muletas, pode considerar que ao descer o degrau o mesmo é capaz de suportar o próprio peso, assim sendo necessário levantar o esforço ao subir o degrau.

O modelo utilizado para calcular o torque efetuado pelo joelho e o quadril é mostrado na Figura 43.

Figura 43 – Esquema do modelo utilizado para simular o movimento de subir escada.

O cálculo da energia cinética e potenciais são os mesmos que os utilizados na marcha, porém neste item será adotado que a perna esquerda e o corpo são um único corpo rígido, logo tem-se apenas duas variáveis.

Para efeito de cálculos será adotado um degrau com 20 cm de altura. A Figura 44 e a Figura 45 mostram a posição e velocidade angular do joelho e do quadril ao subir um degrau.

Figura 44 – Posição das articulações ao subir escada

Figura 45 – Velocidade das articulações ao subir um degrau de escada.

Os torques nas articulações ao subir um degrau são mostrados na Figura 46.

Figura 46 – Torque das articulações ao subir um degrau de escada.

4.3. Sentar e Levantar

Os movimentos de sentar e levantar tem o mesmo padrão que os movimentos de subir e descer uma escada, ou seja, ao sentar as articulações seguram o peso para controlar a velocidade do corpo e ao levantar as articulações necessitam suspender o corpo. A Figura 47 mostra o esquema do modelo utilizado para simular o movimento de uma pessoa ao levantar.

Figura 47 – Esquema do modelo de levantar.

A energia cinética e potencial do sistema pode ser visualizada nas equações (63) e (64) respectivamente.

$$T = \frac{1}{2} \dot{\theta}_J^2 (m_c(l_c - a_c)^2 + J_c + m_t l_c^2) + \frac{1}{2} \dot{\theta}_c^2 (m_t b^2 + J_t) + m_t b l_c \dot{\theta}_J \dot{\theta}_c \sin(\theta_J - \theta_c) \quad (63)$$

$$V = -m_c g(l_c - a_c) \sin \theta_J - m_t g(l_c \sin \theta_J + b \cos \theta_c) \quad (64)$$

As equações de movimento das duas articulações são representadas pelas equações (65) e (66).

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_J} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_J} T + \frac{\partial}{\partial \theta_J} V \\ = \ddot{\theta}_J (m_c(l_c - a_c)^2 + J_c + m_t l_c^2) + m_t b l_c \ddot{\theta}_c \sin(\theta_J - \theta_c) \\ - m_t b l_c \dot{\theta}_c^2 \cos(\theta_J - \theta_c) - g \cos \theta_J (m_c(l_c - a_c) - m_t l_c) \end{aligned} \quad (65)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_c} T \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_c} T + \frac{\partial}{\partial \theta_c} V \\ = \ddot{\theta}_c (m_t b^2 + J_t) + m_t b l_c \ddot{\theta}_J \sin(\theta_J - \theta_c) + m_t b l_c \dot{\theta}_J^2 \cos(\theta_J - \theta_c) \\ + m_t g b \sin \theta_c = \tau_2 \end{aligned} \quad (66)$$

O movimento de levantar pode ser dividido em duas partes. A primeira é o impulso dado com o tronco deslocando-o para frente, assim, diminuindo a carga no joelho. A segunda parte é quando a pessoa realmente inicia o movimento para levantar. As Figuras 48 e 49 mostram as posições e velocidades das articulações do joelho e do quadril, respectivamente.

Figura 48 – Posição das articulações no movimento de levantar.

Figura 49 – Velocidade das articulações no movimento de levantar.

O torque exercido nas articulações ao levantar é mostrado na Figura 50.

Figura 50 – Torque das articulações durante o movimento de levantar.

Capítulo 5

Seleção de material

O projeto mecânico da órtese contém atuadores, estrutura e sensores. Cada um desses materiais será descrito neste capítulo.

5.1. Atuadores

A escolha correta do tipo de atuador que se deve utilizar em um determinado equipamento é feita de acordo com as características e as necessidades desejadas no equipamento. No caso de um exoesqueleto, devido aos atuadores se localizarem ao longo da estrutura e serem movimentados juntos com a mesma e utilizarem bateria como fonte de energia, é necessário ter atuadores compactos (baixo peso e baixo volume), de alta eficiência (para se conseguir autonomia maior) e com alta capacidade de carga.

Existem basicamente três diferentes tipos de atuadores, sendo eles: hidráulico, pneumático e elétrico.

Existem dois tipos de atuadores hidráulicos: o cilindro que tem movimento linear e o motor, o qual tem movimento de rotação. Todos os atuadores hidráulicos apresentam alta capacidade de carga e alta rigidez. Além disso, não necessitam de dispositivo para a redução de velocidade (podem ser acoplados diretamente às articulações) e se forem utilizados na forma de motor rotativo, não apresentam limitação de movimento e são extremamente compactos e leves. Contudo, eles são menos eficientes energeticamente do que os atuadores elétricos e precisam de uma bomba e de um reservatório de óleo, os quais podem ser acoplados ao motor. Este tipo de conjunto pode se tornar compacto, porém o preço se torna elevado.

Existem três tipos de atuadores pneumáticos: o cilindro, que tem movimento linear, o motor, que tem movimento de rotação, e o músculo artificial, que tem movimento linear. O exoesqueleto BLEEX (Chu et al ,2005) utiliza cilindros pneumáticos como atuadores. O músculo pneumático quando recebe ar comprimido, expande-se radialmente e se contrai axialmente, aplicando uma força axial. O músculo pneumático foi utilizado por Ferris; Sawicki e Daley (2007) em uma órtese como

demonstra a Figura 51. Os atuadores pneumáticos apresentam baixa capacidade de carga e de rigidez, equivalentes às dos atuadores elétricos. Comparando-se aos motores elétricos são mais compactos e mais leves. Contudo, os atuadores pneumáticos apresentam grandes desvantagens: necessitam de um compressor, têm eficiência energética muito baixa, são difíceis de controlar com precisão e apresentam alto nível de ruído. Essas desvantagens tornam o seu uso no exoesqueleto muito pouco atrativo.

Figura 51 - Músculo pneumático (Ferris; Sawicki e Daley (2007)).

Existem inúmeros tipos de atuadores elétricos. De forma geral os atuadores elétricos apresentam baixa capacidade de carga, baixa rigidez, volume e peso altos quando comparados aos outros tipos de atuadores. Contudo, os atuadores elétricos são fáceis de controlar, são mais baratos do que os hidráulicos, são silenciosos, apresentam maior eficiência energética e não necessitam de bomba, de compressor nem de reservatório. A baixa capacidade de carga e baixa rigidez dos atuadores elétricos pode ser contornada com a utilização de um motor rotativo acoplado a um redutor de velocidade angular. As vantagens dos atuadores elétricos fazem com que sejam os mais utilizados em praticamente qualquer aplicação onde se exige controle. Como exemplos de uso de atuadores elétricos em exoesqueletos têm-se o Lokomat, desenvolvido por Jezernik et al (2004), no qual foi utilizado um atuador linear de corrente contínua, e o Hal (Kawamoto e Sinkai, 2005) onde foi utilizado um servomotor de corrente contínua.

Além dos atuadores hidráulicos, pneumáticos e elétricos, existem outros tipos de atuadores sendo pesquisados para utilização em exoesqueletos, entre esses se destacam os músculos artificiais feitos à base de polímeros. Esse tipo de atuador foi

estudado por Kaneto et al (1995) e Shahinpoor et al (1998), consistindo em um polímero que se deforma de acordo com a tensão elétrica aplicada ao mesmo.

5.1.1. Motores elétricos

Comparando os motores elétricos com os hidráulicos se observam algumas vantagens e desvantagens. Entre as principais vantagens dos motores elétricos em relação aos hidráulicos têm-se que: os elétricos são mais baratos, mais fáceis de serem controlados, mais silenciosos e mais eficientes energeticamente. Contudo, os motores elétricos têm as desvantagens de serem mais pesados e maiores do que os hidráulicos e de apresentarem uma capacidade de carga bem menor. Dadas as características desejadas no exoesqueleto de autonomia, baixo nível de ruído e baixo custo optou-se por utilizar no acionamento de suas articulações motores elétricos. Ressalta-se que as principais desvantagens dos motores elétricos podem ser contornadas pelo uso de redutor de velocidade acoplado ao motor de forma conveniente de maneira que o conjunto motor-redutor não seja maior do que o próprio redutor (ou motor).

Os motores elétricos podem ser alimentados por corrente alternada ou contínua. Contudo, na medida em que em um equipamento móvel é mais fácil obter corrente contínua proveniente de baterias, o uso de motores desse tipo é mais conveniente.

Basicamente existem dois tipos de motores de corrente contínua que podem ser utilizados para acionar o exoesqueleto: os motores com escovas e os motores sem escovas. No motor com escovas, o rotor tem bobinas elétricas que são energizadas para criar um campo magnético que interage com o campo magnético presente no estator, de forma a gerar o torque e o movimento do motor. O campo magnético no estator pode ser gerado por bobinas elétricas ou por ímãs permanentes. Assim, as escovas do motor servem para transmitir a tensão elétrica para as bobinas presentes no rotor que está em rotação. No motor sem escovas, o rotor em rotação possui ímãs permanentes que não necessitam de energia elétrica para gerar o campo magnético.

Segundo Belicová e Harbovcová (2007) os motores sem escovas apresentam inúmeras vantagens sobre os motores com escovas: (1) as escovas são feitas de

carbono, apresentando desgaste e, assim, exigindo manutenção; (2) as escovas provocam erosão nas bobinas do rotor em razão do contato rotativo entre as escovas e as bobinas diminuindo, assim, a vida útil do motor; (3) não possuindo escovas esses motores têm menor necessidade de manutenção e uma vida útil maior; (4) o uso de ímãs permanentes no rotor possibilita que o mesmo tenha menor peso e inércia para uma mesma potência, pois os ímãs permanentes apresentam maior fluxo magnético por unidade de peso do que as bobinas elétricas; (5) os motores sem escovas têm maior eficiência pelo fato de não apresentarem perdas por aquecimento devido à corrente de Foucault nas bobinas; (6) a presença dos ímãs permanentes no rotor torna o sistema de resfriamento do motor mais simples, pois apenas o estator apresenta perda significativa de energia.

Muitas pesquisas recentes estão voltadas para o desenvolvimento de motores com fluxo magnético axial, como por exemplo, os trabalhos de Caricchi et al (1996), Terashima et al (1997) e Profumo et al (1997). Segundo Hredzak et al (1996) as vantagens desse tipo de motor em relação aos motores de fluxo magnético radial são inúmeras, apesar dos motores de fluxo axial apresentarem maior eficiência e serem mais compactos. A maior eficiência e menor volume aparecem em razão da possibilidade de construir os motores de fluxo axial com um gap menor entre o estator e o rotor e na possibilidade de distribuir melhor os ímãs no rotor. Essas características fazem com que os motores de fluxo axial apresentem menores flutuações de torque e menores vibrações. Existem diversos trabalhos que analisam as diferenças entre os motores radiais e axiais, tais como, os de Sitapati e Krishnan (2001) e Simsir e Ertan (1999).

Nota-se que é possível construir um motor de fluxo axial com gap entre o estator e rotor menor do que nos motores de fluxo radial pelo fato dos motores rotativos em geral estarem sujeitos a cargas radiais maiores do que as cargas axiais. Assim, os motores apresentam maiores vibrações e deslocamentos do rotor em relação ao estator no sentido radial. Portanto, os motores radiais necessitam de um espaçamento maior entre o estator e o rotor para que não ocorram colisões entre os dois. Além disso, quanto menor forem as variações da distância entre os ímãs do rotor em relação ao estator, menores serão as mudanças no fluxo magnético entre os dois e, portanto, menores serão as vibrações e flutuações de torque.

Os motores axiais não são facilmente encontrados comercialmente e ainda são utilizados em estudos. Assim, para utilizar um motor desse tipo seria necessária primeiramente desenvolver um que tenha as características desejadas.

Os motores podem ser classificados também de acordo como é realizado o seu controle, assim, têm-se motores que funcionam em malha aberta e motores com malha fechada. O motor de passo é um exemplo típico de motor com malha aberta, no qual basta fornecer alimentação às bobinas corretas que se controla a sua posição. Como exemplo de motor com malha fechada se tem os servo motores que exigem sensores de velocidade e/ou posição, juntamente com uma malha de controle, para possibilitar o controle da velocidade ou posição.

Como mencionado, em função das características de um exoesqueleto, optou-se por utilizar motores de corrente contínua com ímã permanente sem escovas, que entre os diversos motores elétricos existentes são os que apresentam maior eficiência e maior relação esforço/peso.

Além de se utilizar um motor sem escovas, para diminuir o peso e o volume do motor, foram utilizados motores tipo frameless. Os motores tipo frameless são entregues pelos fabricantes na forma de dois anéis, um menor com ímãs permanentes, que é o rotor; e outro maior com as bobinas, que forma o estator. Esses motores não possuem carcaça externa o que permite um projeto mais compacto e integrado à estrutura do equipamento. Isso faz com que ocupe um espaço muito menor e diminua consideravelmente o peso do equipamento.

5.1.2. Acoplamento de um redutor ao motor elétrico

A utilização de um redutor de velocidade acoplado de forma adequada ao motor elétrico (formando um conjunto compacto cujo tamanho é apenas um pouco maior do que o redutor sozinho) possibilita melhorar algumas características do motor elétrico, tais como: relação esforço/peso, relação esforço/volume, rigidez e aceleração.

O tamanho e o peso dos motores elétricos dependem muito do torque exigido. Uma análise, mesmo que seja superficial, pode fornecer uma estimativa da relação de

tamanhos entre um motor acoplado a um redutor e um motor acoplado diretamente à carga movida.

O torque de um motor elétrico acoplado a um redutor de velocidade diminui com a relação de redução do redutor, ou seja:

$$T_{m1} = \frac{T_d}{i\eta}, \quad (67)$$

onde T_{m1} é torque no eixo do motor, T_d é o torque desejado na saída do redutor, i é a relação de redução do redutor e η é a eficiência do redutor.

Para o motor elétrico sem redutor de velocidade o seu torque (T_{m2}) tem que ser igual ao torque desejado na aplicação, ou seja:

$$T_{m2} = T_d. \quad (68)$$

Assumindo que as perdas em ambos motores elétricos são desprezíveis, igualando as equações (67) e (68), tem-se:

$$T_{m2} = i\eta T_{m1}. \quad (69)$$

Portanto, o torque do motor sem redutor tem que ser $i\eta$ vezes maior do que o torque do motor acoplado a um redutor.

Assumindo que a força “magnética” (o correto seria utilizar o termo força causada pelo campo magnético), que surge no gap entre o rotor e o estator, é a mesma para os dois motores independente do tamanho e dado que o torque do motor é proporcional à força magnética multiplicada pelo raio do rotor, tem-se:

$$F_{mag} \frac{D_2}{2} = i\eta F_{mag} \frac{D_1}{2}, \quad (70)$$

onde F_{mag} é a força magnética, D_1 é o diâmetro do rotor do motor com redutor e D_2 é o diâmetro do motor sem redutor.

Para a mesma configuração de bobinas dos estatores, mesma corrente elétrica que passa pelos estatores e para o mesmo tipo de ímãs permanentes, a força magnética

depende somente da superfície coberta por ímãs permanentes. Assim, como a força magnética é a mesma para os dois motores, tem-se:

$$F_{mag} = C_{mag} D_1 L_1 = C_{mag} D_2 L_2, \quad (71)$$

onde L_1 é o comprimento do motor com redutor, L_2 é comprimento do motor sem redutor e C_{mag} é uma constante que depende do fluxo magnético no *gap* entre o rotor e o estator.

Substituindo a equação (70) na equação (71) tem-se:

$$C_{mag} D_2 L_2 \frac{D_2}{2} = i\eta C_{mag} D_1 L_1 \frac{D_1}{2} \quad (72)$$

ou,

$$L_2 D_2^2 = i\eta L_1 D_1^2. \quad (73)$$

Assumindo que a forma dos motores é cilíndrica e sabendo-se que o volume de um cilindro é $\pi D^2 L/4$, então da equação (73) pode-se concluir que um motor de alto torque necessita de um volume $i\eta$ maior do que o volume de um motor de baixo torque acoplado a um redutor de velocidade.

$$\frac{V_2}{V_1} = i\eta \quad (74)$$

onde V_1 e V_2 são respectivamente o volume do motor acoplado a um redutor e o volume do motor sem redutor. Se for assumido que o peso dos motores é proporcional ao volume dos mesmos, então a relação da equação (74) entre os volumes é também válida para os pesos dos motores, ou seja:

$$\frac{P_2}{P_1} = i\eta, \quad (75)$$

onde P_1 e P_2 são os pesos dos motores com redutor e sem redutor respectivamente.

Pelas equações (74) e (75) pode-se concluir que para um mesmo torque aplicado o volume e o peso do motor sem redutor é cerca de i vezes maior que o volume e o peso do motor com redutor. Além disso, a presença do redutor de velocidade tem a

vantagem de aumentar a rigidez do motor elétrico, vista pelo eixo de saída do redutor, em i^2 vezes, fazendo com que a rigidez do conjunto motor elétrico-redutor seja da mesma ordem de grandeza da rigidez dos atuadores hidráulicos. Dessa forma, é vantagem utilizar um motor pequeno de baixo torque e de alta rotação acoplado a um redutor de velocidade ao invés de um motor grande de alto torque e baixa rotação.

Somente para exemplificar o resultado das equações (74) e (75), considere um redutor com relação de redução igual a dez e eficiência igual a 80%, então a relação entre os volumes dos dois motores será igual a 80. Ou seja, o motor sem redutor será 80 vezes maior e mais pesado do que o motor acoplado a um redutor.

Ressalta-se que nesses resultados algumas ressalvas são importantes. A eficiência de um redutor de velocidade depende muito da sua relação de redução, em geral quanto maior a relação de redução menor é a eficiência do redutor. O resultado das equações (74) e (75) é válido somente se o peso do redutor for desprezível em relação ao peso do motor elétrico. Na prática isso não ocorre, contudo, existem redutores de velocidade extremamente compactos, tais como, os “Harmonic Drivers” e os planetários, que apresentam pequeno peso e que permitem acoplar o motor elétrico de forma conveniente sem acrescentar praticamente nenhum volume ao redutor. Assim, com esses tipos de redutores, o volume (e de certa forma o peso) do conjunto motor-redutor é de fato praticamente igual ao volume somente do motor elétrico.

5.1.3. Redutores

Os redutores de velocidade comuns estão longe de serem ideais e, portanto, eles não podem ser usados para aumentar a relação torque-peso de um motor porque tem peso, volume e inércia grandes. Existem três tipos de redutores de velocidade que apresentam as características desejadas de alta relação esforço-peso, alta relação esforço-volume e alta relação esforço-inércia. São esses os redutores planetários, os redutores Harmônicos e os redutores cicloidalis.

Os redutores harmônicos apresentam alta relação de redução, sendo possível encontrar no mercado reduções de 30:1 até 320:1. São os redutores mais

compactos que existem tanto em termos de volume, como em termos de peso e inércia. Entretanto, os redutores harmônicos existentes não possibilitam altas rotações no eixo de entrada; o limite máximo é de cerca de 6000rpm.

Os redutores planetários são compactos, mas são maiores que os harmônicos. Esse tipo de redutor é mecanicamente simples, sendo, portanto, fácil de fabricar e conseqüentemente apresenta um custo menor do que os redutores harmônicos e cicloidalis. Os redutores planetários podem ter relação de redução de até 12:1 em um único estágio.

Os redutores cicloidalis apresentam configuração semelhante à dos redutores planetários, assim, não são tão compactos quanto os redutores harmônicos e apresentam relação de redução de até 12:1 em um estágio. Esses redutores são eficientes, pois as engrenagens têm perfil epitrocoidais e, assim, todos os contatos entre elas são feitos por rolamento puro. Como o contato entre as engrenagens é por rolamento e não apresenta escorregamento esses redutores são muito eficientes. Contudo, em razão da presença das engrenagens epitrocoidais esses redutores apresentam custo elevado.

O redutor harmônico apresenta a menor relação torque-peso dentre os três redutores. Porém, a relação torque-peso dos redutores planetário e cicloidal é também muita pequena se considerado apenas um único estágio de redução. Qualquer um desses três redutores permite acoplar o motor de forma que o volume total do conjunto motor-redutor seja praticamente o mesmo do volume do redutor.

Como o conjunto motor redutor necessita ser o menor possível será usado no exoesqueleto um redutor harmônico. Além disso, para minimizar ainda mais o peso e o volume do conjunto motor-redutor, será utilizado um redutor harmônico do tipo panqueca, que é o tipo mais compacto entre todos os redutores harmônicos. Ressalta-se que para fabricar um protótipo de um redutor harmônico é muito difícil, todavia, os fabricantes desse tipo de redutor fornecem a opção de adquirir somente as partes ativas do redutor sem a carcaça. Isso permite desenvolver um projeto do conjunto motor-redutor em que as duas partes estão totalmente integradas e apresentam volume e peso muito menor e alto torque. Assim, é possível obter um

atuador quase ideal, ou seja, um atuador de alto torque e extremamente compacto, ou ainda, de alta relação torque/volume e alta relação torque/peso.

5.1.4. Cálculo das potências

Como visto nas seções anteriores, optou-se por utilizar um motor de corrente contínua com ímã permanente sem escovas tipo frameless acoplado a um redutor tipo harmônico também tipo frameless. Dessa forma, para a seleção dos motores e dos redutores utilizou-se como referência os motores da empresa RoboDrive e os redutores da empresa Harmonic Drive. O motor modelo ILM70x10 RoboDrive (2010) e o redutor harmônico modelo FB14-100-2-GR HarmonicDrive (2010) foram selecionados. As principais características desse motor e desse redutor se encontram na Tabela 3.

Tabela 3 - Dados motor e redutor

Motorreductores			
ILM70x10	Torque	máximo	2,3Nm
		nominal	1,54Nm
	Velocidade nominal		1700rpm
FB14-100-2-GR	Redução		1:100
	Eficiência	500rpm	75%
		1700rpm	68%
		3500rpm	62%

As Figuras 52, 53 e 54 mostram a curva de funcionamento juntamente com os movimentos reproduzidos pelo exoesqueleto, com objetivo de verificar a possível implementação do sistema com este motorreductor.

Figura 52 - Relação motorredutor na marcha

Figura 53 - Relação motorredutor ao subir degrau

Figura 54 - Relação motorredutor ao levantar

O torque no quadril no movimento de marcha excede a linha e funcionamento do motor, porém lembrando que este ponto da simulação é o instante inicial em que foi adotado apenas um pé está encostado no solo, enquanto na verdade os dois pés estão no solo, assim dividindo o peso do corpo diminuindo o torque.

O movimento de subir escada como pode ser observado na Figura 53, tem a necessidade de o usuário ajudar o movimento dos motorreductores colocando força em cima das muletas ou corrimão, caso não tenha os motores, não agüentam a força necessária.

Já ao levantar os torques estão totalmente dentro da linha de funcionamento do motor.

As potencias dos motores podem ser calculador através das velocidades e potencias dos mesmos. Os motores juntos tem uma potencia média de 335W, já uma bateria de lítio-ion 24V e 20Ah da LifePO4 pesa 4,9Kg com dimensões de 200x105x150 mm.

Com a utilização de uma bateria similar a essa o equipamento tem a capacidade de fazer a marcha durante aproximadamente 1 hora e meia sem parar.

5.2. Estrutura

Na medida em que a estrutura do exoesqueleto está presa ao corpo do usuário, todos os esforços são absorvidos pelas pernas do mesmo. Assim, a função da estrutura do exoesqueleto é apenas suporte dos motores e das guias.

Os materiais mais utilizados para a construção de estruturas de máquinas, equipamentos e mesmo de próteses são: aço, alumínio, fibra de vidro e fibra de carbono.

O aço atualmente é um dos materiais estruturais mais utilizados, em razão da facilidade de ser encontrado no mercado e pelo seu baixo custo. O aço é uma mistura ferro com outros elementos, sendo que o carbono é o principal elemento. As propriedades físicas, tais como, dureza e elasticidade, variam de acordo com a quantidade de carbono presente no aço (Budinski e Budinski, 1999). Para modificar

uma ou mais propriedades do aço é possível fazer tratamentos térmicos ou químicos como tempera e nitretação. A fabricação da estrutura do exoesqueleto utilizando aço consiste de um processo simples de usinagem, no qual as máquinas necessárias são apenas um torno e uma fresadora. Nota-se que esses processos de fabricação são relativamente baratos. A principal desvantagem de se utilizar aço no exoesqueleto é o peso específico do aço ser $7,85 \text{ g/cm}^3$, resultando em uma estrutura pesada. Outra desvantagem do aço é a sua baixa resistência a corrosão.

A fibra de vidro é um composto de filamentos de vidro, na forma de manta, que juntamente com uma resina e um molde pode criar estruturas das mais diversas formas. A estrutura de fibra de vidro é leve e flexível. A fibra de vidro e os componentes necessários para se fazer uma estrutura são facilmente encontrados no mercado por um custo acessível. Contudo, sendo moldada, a fabricação de uma estrutura de fibra de vidro necessita de um molde, além de ser um processo demorado em razão de ser feita camada por camada.

A fibra de carbono é um material similar à fibra de vidro, ou seja, é um composto de filamentos de carbono na forma de uma manta. Dessa forma, uma estrutura feita com fibra de carbono tem os mesmos inconvenientes de uma estrutura de fibra de vidro, ou seja, a necessidade de molde e de um processo de fabricação demorado e de alto custo. O peso específico de um material estrutural feito com fibra de carbono é $1,6 \text{ g/cm}^3$, ou seja, muito menor do que o do aço, porém é um material caro e difícil de ser encontrado no mercado. No entanto, atualmente as estruturas das próteses e das máquinas mais sofisticadas são feitas de fibra de carbono por formar estruturas leves, de alta resistência e de alta rigidez.

Ligas de alumínio são muito utilizadas como material estrutural na engenharia aeronáutica e naval, por apresentarem boa resistência mecânica, serem leves e terem alta resistência a corrosão. Ligas de alumínio estrutural são fáceis de serem encontradas no mercado, porém são mais caras do que o aço. Uma vantagem das ligas de alumínio é o baixo peso específico do alumínio ($2,65 \text{ g/cm}^3$), ou seja, menor do que o aço e maior do que os materiais estruturais feitos com fibra de carbono. O processo de fabricação de uma estrutura de liga de alumínio pode ser semelhante a do aço, ou seja, usinagem utilizando máquinas convencionais.

A Tabela 4 apresenta um resumo das principais vantagens e desvantagens dos quatro materiais candidatos para a estrutura do exoesqueleto. Uma das características indicadas na Tabela 4 é a relação resistência/peso que fornece uma indicação do peso da estrutura para uma mesma resistência mecânica. Assim, quanto maior a relação resistência/peso mais leve será a estrutura resultante.

Tabela 4 - Vantagens e desvantagens dos materiais estruturais para o exoesqueleto.

Característica	Material			
	Aço	Fibra de vidro	Fibra de carbono	Liga de alumínio
Custo	Baixo	Baixo	Alto	Médio
Fabricação	Fácil	Difícil	Difícil	Fácil
Resistência à corrosão	Ruim	Excelente	Excelente	Boa
Relação resistência/peso	Ruim	Média	Alta	Média

Em razão da facilidade de fabricação da estrutura, da resistência à corrosão e do custo não muito alto, para o material da estrutura do exoesqueleto foi escolhida a liga de alumínio AA 6351. Esse material é atualmente utilizado em partes de carrocerias de ônibus, equipamentos de cozinha, na indústria química e alimentícia, entre outros, sendo assim, fácil de ser encontrado e com custo relativamente baixo.

5.3. Sensores

O controle do exoesqueleto se dá com o auxílio de sensores que monitoram os movimentos dando base para a tomada de decisão do controlador. Os sensores necessários são encoders e sensores capacitivos de proximidade. Os encoders são necessários para medir velocidade e posição dos atuadores. Os sensores capacitivos são utilizados para saber se o pé do usuário está alcançando o solo e, assim, possibilitar o controle do contato do pé com o solo.

Capítulo 6

Projeto mecânico

Este capítulo apresenta a elaboração dos desenhos técnicos do projeto. O exoesqueleto pode ser dividido em quatro partes: atuadores, articulação do tornozelo, ligamentos e suporte das costas. A Figura 55 apresenta o desenho de conjunto do exoesqueleto indicando os seus componentes. Cada uma dessas partes é apresentada nas seções a seguir.

Figura 55 – Conjunto final

6.1. Atuadores

Os atuadores utilizados no projeto foram elaborados com motores frameless da RoboDrive ILM 70x10 RoboDrive(2010) e com redutores harmônicos frameless tipo panqueca FB-14-100 da HarmonicDrive. Ressalta-se que essas escolhas foram feitas para se obter articulações o mais compactas possível. Nota-se que o motor frameless é composto apenas pelo estator e pelo rotor, sem carcaça, e o redutor harmônico do tipo panqueca frameless, além de ser o mais compacto também não possui carcaça. Essas características do motor e do redutor possibilitam uma montagem mais compacta e de menor peso e, portanto, mais adequada ao projeto.

O sistema de redução necessita a utilização de óleo ou graxa, devido a isso, o sistema precisa ter uma proteção contra entrada de sujeira e para prevenir saída de óleo ou graxa, de forma a manter o equipamento lubrificado. O eixo do motor é fixado por dois rolamentos, o que garante a sua centricidade e estabilidade. Além disso existe uma bucha de bronze grafitada para assegurar a centricidade do eixo de saída em relação ao eixo do motor, de forma a garantir o alinhamento e o funcionamento correto da articulação. Todos os rolamentos são vedados. A Figura 56 mostra uma vista em corte e a Figura 57 mostra uma vista explodida do atuador desenvolvido.

Figura 56 - Seção atuador joelho

- 1 – Anel retentor para eixo Ø 15mm
- 2 – Anel retentor para furo Ø 30mm
- 3,4 – Motor ILM 70x10 (RoboDrive,2010)
- 5 – Eixo – Feito de aço, responsável em interligar o motor ao redutor.
- 6 – Tampa Saída – Tampa onde isola o sistema de redução e acoplamento com o resto do equipamento
- 7 – Tampa Entrada – Tampa onde trava o motor, além de fixar o encoder.
- 8 – Anel espaçador – Guia de encaixe entre a tampa e o corpo, além de travar o motor.
- 9 – Bucha – Peça de bronze grafitado, serve de guia entre o sistema de saída e o de entrada.
- 10 – Suporte sensor – Suporte auxiliar para fixação do encoder.
- 11 – Redutor Harmônico FB-14-2 (Harmonic Drive, 2010)
- 12 – Encoder – TK15 (Metaltex,2010)
- 13 – Chaveta
- 14 – 19 – Parafusos de fixação
- 20 – Rolamento 61802_2Z (SKF,2010)
- 21 – Rolamento 61903_2Z (SKF,2010)
- 13 – Retentor CR 20x26x4 HM4 R (SKF,2010)

Figura 57 – Vista explodida dos atuadores elétricos.

Os atuadores são posicionados nas articulações dos joelhos e do quadril de cada perna. As ligações dos atuadores com os ligamentos do exoesqueleto são feitas por um conector que possibilita um ajuste fino entre a distância dos mesmos. A Figura 58 mostra o conector em corte.

Figura 58 - Conector atuador estrutura

O ajuste fino entre o conector e a haste de ligação é feita da seguinte maneira: o formato externo da haste de ligação é o que ~~quem~~ garante a posição e o alinhamento das peças. No entanto, ~~porém~~ a mesma é fixada através da rosca externa que apresenta na sua extremidade e por uma porca que ao ser girada fará com que a haste se movimente para cima ou para baixo e a segunda porca serve para garantir a trava do sistema.

O atuador tem limitadores de curso mecânicos. Esses limitadores servem para evitar lesões no usuário se ocorrer algum problema com o controle do motor.

6.1.1. Atuador joelho

O atuador do joelho é responsável pela flexão e pela extensão dos mesmos, e os limites de funcionamento dos atuadores do joelho são de 80° à 180° entre a entrada e a saída, são referentes às posições, ~~sentado~~ e com a perna estendida respectivamente.

O atuador do joelho é responsável pela flexão e pela extensão dos mesmos. Os limites de funcionamento dos atuadores do joelho são de 80° à 180° entre a coxa e a perna. Esses limites são referentes às posições sentadas e com a perna estendida respectivamente. A Figura 59 mostra uma vista externa da articulação do joelho. As

hastes superior e inferior servem para a fixação da articulação nos ligamentos do exoesqueleto.

Figura 59 – Atuador joelho

6.1.2. Atuador quadril

O atuador do quadril é responsável pela flexão e pela extensão dos mesmos. Os limites de funcionamento dos atuadores do quadril são de 170° à 45° entre o tronco e a coxa. Esses limites são referentes respectivamente à posição da perna de apoio da marcha no final do movimento e das pernas no movimento de levantar quando estiver sentado. A figura 60 mostra uma vista externa da articulação do quadril. A haste superior da articulação do quadril serve para fixação do tronco ao equipamento.

Figura 60 - Atuador quadril

6.2. Articulação pé

A articulação do tornozelo é responsável pela adaptação e pela estabilidade do corpo ao solo, além de amortizar o impacto no joelho quando o pé toca no solo durante o movimento de marcha. Essa articulação é suportada por uma mola sujeita a força de tração. A fixação dessa articulação entre o suporte do pé e a perna é feita por um eixo feito de bronze. A Figura 61 mostra a articulação do tornozelo junto com o pé em uma vista explodida.

Figura 61 – Vista em corte do tornozelo

- 1 – Eixo feito com bronze.
- 2 – Suporte
- 3 – Suporte para fixação do eixo
- 5 – Plataforma para o pé
- 6 – Encoder - TK15 (Metaltex,2010)
- 7 – 9 –Parafuso de fixação
- 10 – Pino guia
- 11 – Mola de tração

A fixação do pé do usuário no equipamento é feita por uma plataforma feita de polímero. O pé do usuário é fixado nessa plataforma por um cinto com fivela de engate. Para verificar a proximidade do pé ao solo tanto na vertical como na horizontal (necessário para verificar degraus) existem dois sensores capacitivos modelo I18-8-DPC-K 12 da Metaltex (2010). A Figura 62 mostra uma vista do conjunto do pé.

Figura 62 – Conjunto pé

6.3. Haste

Os ligamentos são responsáveis pelas ligações entre as articulações. A diferença entre os ligamentos da coxa e a da perna é apenas no comprimento. As pontas dos ligamentos possuem uma rosca para permitir um ajuste fino entre as distâncias das articulações. Esse ajuste é necessário para ajustar o exoesqueleto perfeitamente no corpo do usuário e também para permitir mudanças do tipo de calçado utilizado. Além disso, a possibilidade de ajuste diminui o custo de fabricação por não exigir comprimentos exatos.

A Figura 63 mostra o ligamento entre o quadril e o joelho e a Figura 64 mostra o ligamento entre o joelho e o tornozelo.

Figura 63 – Haste de ligação joelho, quadril

Figura 64 – Haste de ligação tornozelo, joelho

Outro aspecto importante da utilização de ligamentos independentes para fazer a conexão entre as articulações é a possibilidade do equipamento ser utilizado por diversas pessoas com tamanhos completamente diferentes trocando apenas os ligamentos. Isso permite que um único exoesqueleto seja utilizado em clínicas para reabilitação de vários pacientes.

6.4. Suporte costas

O suporte das costas serve para fixar o tronco do usuário ao equipamento, podendo ser de tamanho variável dependendo do local da lesão medular do usuário.

O suporte é fixado ao equipamento através de elásticos resistente, permitindo alguma variação do peso do usuário sem a necessidade de confecção de um novo suporte. Além dos elásticos também existem dois cintos de fixação entre o suporte e o tronco do usuário. Um dos cintos fica na parte inferior, prendendo a cintura do usuário, e o outro na parte superior, fixando a parte da coluna que não tem movimento devido à lesão.

O suporte é feito de um polímero resistente revestido por um tecido. Entre o polímero e o tecido externo deve existir uma camada de espuma para criar uma sensação de conforto no contato do corpo com o suporte. A Figura 65 mostra o suporte das costas.

Figura 65 – Suporte costas

Capítulo 7

Conclusões, Trabalhos Futuros

Este trabalho consistiu no desenvolvimento do projeto mecânico de um exoesqueleto robótico para membros inferiores visando à sua utilização por paraplégicos com lesão medular entre as vértebras T2 e L1. Isso significa que o usuário não tem movimentos abaixo da cintura, mas deve ter movimentos do peito para cima, inclusive os movimentos das mãos.

O equipamento é composto por seis graus de liberdade, sendo quatro deles motorizados com motores elétricos acoplados por um redutor harmônico um em cada joelho no movimento extensão/ flexão e um em cada quadril em extensão/ flexão, e as outras duas articulação são constituídas por mola uma em cada tornozelo.

O tornozelo não tem os três graus de liberdade, o que tornaria uma máquina complexa e cara, inviabilizando o equipamento. Esse fato faz com que o usuário necessite utilizar muletas ou andadores.

Já que a utilização de suportes são obrigatórias o movimento de abdução/eversão do quadril, que servem para o usuário fazer curvas, não foi projetado com isso sendo necessário o usuário se apoiar e arrastar o corpo para fazer curvas.

Para a elaboração do projeto mecânico foram feitos os seguintes estudos:

- Revisão bibliográfica referente à órteses para membros inferiores;
- Estudo da anatomia humana para se conhecer os níveis de paraplegia;
- Estudo da movimentação humana e a modelagem da mesma com finalidade de obtenção dos esforços exigidos nas articulações e, também, permitir simulações matemáticas dos movimentos;
- Escolha dos materiais a serem utilizados no projeto e;
- Desenho em três dimensões do exoesqueleto

O modelo elaborado para a simulação dos movimentos apresenta uma aproximação no instante inicial da marcha, por adotar que nesse instante apenas um pé esteja em contato com solo, enquanto na realidade os dois pés estarão apoiados. Esse fato gera uma força no quadril superior à força real neste instante.

O movimento de subir escadas necessita que o paraplégico ajude o equipamento a suspender o corpo, ou seja, aplicar a própria força para aliviar o peso, pois os motores elétricos não tem força suficiente e atuação para levantar o corpo por uma única perna de apoio.

7.1. Trabalhos Futuros

Um prosseguimento natural desse trabalho é a construção do equipamento e testes de funcionalidade do mesmo. Com o equipamento construído pode-se dar prosseguimento a inúmeros estudos, tais como:

- Desenvolvimento de técnicas de controle;

Testes de utilização real com paraplégicos;

Implementação de controle com sinais mioelétricos;

- Implementação de controle com comandos cerebrais.

Bibliografia

Argo (2010). Site oficial da ARGO Medical Technologies. Disponível em <http://www.argomedtec.com>. Acessado em 9 de março de 2010.

Bernhardt et al (2005). Bernhardt, Michael; Frey, Martin; Colombo, Gery e Riener, Robert. “Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot Lokomat” **9th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Chicago, EUA, 2005.

Belicová e Hrabovcová (2007). Belicová, Eva; Hrabovcová, Valéria. “Analysis of na axial flux permanent magnet machine (AFPM) based on coupling of two separated simulation models (electrical and thermal ones)” **Journal of Eledtrical Engineering**, Vol. 58, No. 1, pp. 3 – 9 , 2007.

Berkeley Bionics (2010). Site oficial da Berkeley Bionics. Disponível em <http://www.berkeleybionics.com>. Acessado em 15 de dezembro de 2010.

Botterell et al (1946). Harry Botterell; A. T. Jossue; Carl Aberhart; e J. W. Cluff. “Paraplegia following WAR”. **Canadian Medical Association Journal**, Vol 55, pp 249 – 259, Setembro de 1946.

Caricchi et al (1996). Caricchi, Federico; Crescimbin, Fabio; Mezzetti, Fabio e Santini, Ezio. “Multistage Axial-Flux PM Machine for Wheel Direct Drive” **IEEE Transaction ond Industry Application**, Vol. 32, No. 4, pp. 882 - 888, 1996

Chu et al (2005). Chu, Andrew; Kazerooni, H. e Zoss, Adam. “On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, Barcelona, Espanha, 2005.

Colombo et al (2000). Colombo, Gery; Joerg, Matthias; Schreier, Reinhard e Dietz, Volker. “Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis” **Journal of Reahabilitation Research and Development**, Vol 37, No. 6, pp. 693 – 700, 2000.

- Costa et al (2005).** Costa, N.; Brown, M.; Hutchins, S. e Caldwell, D. G.. “Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Rehabilitation Orthosis” **TDU COE-UK EPSRC Workshop on Human Adaptive Mechatronics (HAM)**, pp. 69-75, Tokyo , Japan.
- Costa e Caldwell (2006).** Costa, N. e Caldwell, Darwin G. “Controlo f Biomimetic “Soft-actuate” 10dof Lower Body Exoskeleton” **Syroco**, Italia, 2006,
- Cowell et al (1986).** L. L. Cowell; W. G. Squires; e P. B. Raven. “Benefits of Aerobic Exercise for the Paraplegic: A Brief Review”. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Vol. 18, No 5, pp. 501 - 508, Outubro de 1986.
- C-Leg (2010).** Site oficial da prótese C-Leg da Otto Bockus. Disponível em <http://www.cleg.ottobockus.com/>. Acessado em 22 de fevereiro de 2010
- Dollar e Herr(2008).** Dollar, Aaron M. e Herr Hugh. “Lower Extremity Exoskeleton and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art” **IEEE Transactions on Robotics**, vol. 24, no 1, 2008
- Ferris; Sawicki e Daley (2007).** Ferris, Daniel P.; Sawicki, Gregory S. e Daley, Monica A.. “A physiologist’s perspective on robotic exoskeletons for human locomotion” Internacional **Journal of Humanoid Robotics**, pp. 507 – 528, 2007
- Fess (2002).** Fess, Elaine E. “A History of Splinting: To Understand the Present, View the Past”. **Journal of Hand Therapy**, Vol 15, pp. 97 – 132, 2002.
- Gardiner (1997).** Gardiner, M.. “Manual de Terapia por Exercícios” **Editora Santos**, 6º ed., 1997.
- Guizzo e Goldstein (2005).** Guizzo, Erico e Goldstein, Harry, “The rise of the body bots”, **IEEE Spectrum**, Outubro, 2005.
- Hall (2006).** Hall, Susan J..”Basic Biomechanics” 5º edição, Editora McGraw Hill, 2006.
- Henning (1996).** Henning, E.M.. “Gait Analysis and the Biomechanic of Human Locomotion” **VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, pp 19-26,1996.

- HarmonicDrive (2010).** Site oficial da Harmonic Drive. Disponível em <http://www.harmonicdrive.net/>. Acessado em 9 de março de 2010.
- Herman et al (2002).** Herman R., He J., D'Luzansky S., Willis W. e Dilli S. "Spinal cord stimulation facilitates functional walking in a chronic, incomplete spinal cord injured". **Spinal Cord**, Vol. 40, No 2, pp. 65 - 68, 2002
- Herr (2009).** Herr, Hug. "Exoskeleton and orthoses: classification, design challenges and future direction" **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, p.p 6-21, 2009.
- Hesse et al (2000).** Hesse, Stefan; Uhlenbrock, Dietmar; Werner, Cordula e Bardeleben, Anita. "A Mechanized Gait Trainer for Restoring Gait in Nonambulatory Subjects" **Arch Phys Med Rehabil**, Vol 81, pp. 1158 – 1161, 2000.
- Hidler (2004).** Hidler, J. "Robotic – Assessment of Walking in Individuals with Gait Disorders" **26th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, São Francisco, EUA, 2004.
- Hocoma (2010).** Lokomat. Site da empresa Hocoma, fabricante da Lokomat. Disponível em <http://www.hocoma.com>. Acessado em 9 de março de 2010.
- Honda (2010).** Walk Assist. Site oficial da Honda. Disponível em <http://www.honda.com>. Acessado em 9 de março de 2010.
- Hredzak et al (1996).** Hredzek, B.; Gair, S. e Eastham, J. F.. "Elimination of Torque Pulsations in a Drive EV Wheel Motor". **IEEE Transaction on Magnetism**, Vol. 32, No. 5, pp. 5010 - 5012, 1996.
- IBGE (2010).** Censo, Site do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em <http://www.ibge.gov.br/>. Acessado em 22 de fevereiro de 2010.
- IPO (2010).** Site do Instituto de Próteses e Órteses. Disponível em <http://www.ipobrasil.com.br>. Acessado em 9 de março de 2010.

- Isakov, Mizarah e Najenson (1986).** Isakov, E.; Mizrahi, J. e Najenson, T.. "Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients" **Journal of Rehabilitation Research and Development**, vol. 23, no 3, p.p 9-19, 1986.
- Jezernik et al (2004).** Jezernik, Saso; Colombo, Gery e Morari e Manfred. "Automatic Gait-Pattern Adaptation Algorithms for Rehabilitation With a 4-DOF Robotic Orthosis" **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, Vol. 20, No 3, 2004.
- Jezernik et al (2003).** Jezernik, Saso; Colombo, Gery; Keller, Thierry; Frueh, Hansruedi e Morari, Manferd. "Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool" **International Neuromodulation Society**, Vol.6, No. 2, pp. 108 – 115, 2003.
- Johnson (2006).** Johnson, Michelle J. "Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke" **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Vol. 3, pp. 3 – 29, 2006.
- Lünenburger et al (2004).** Lünenburger, L.; Colombo, Gery; Riener, Robert e Dietz, Volker. "Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat" **26th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, São Francisco, EUA, 2004.
- Kaneto et al (1995).** Kaneto, K.; Kaneko, M.; Min, Y. e MacDiarmid, Alan G.. "Artificial muscle: Electromechanical actuators using polyaniline films". **Proceedings of the International Conference on Science and Technology of Synthetic Metal**, Vol. 71, pp. 2211 – 2212, 1995.
- Kawamoto e Sankai (2002).** H. Kawamoto e Y. Sankai, "Comfortable Power assist control method for walking AID by Hal-3". **IEEE Int. Conf. On robotics and automation**. Occt 2002.
- Kawamoto e Sankai (2005).** H. Kawamoto e Y. Sankai, "Power assist method base on Phase Sequence and muscle force condition for HAL", **Advanced Robotics**, Vol. 19, No. 7, pp. 717 – 734, 2005.

- Kazerooni et al (2005).** Kazerooni, H.; Racine, Jean-Louis; Huang, Lihua e Steger, Ryan. "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEXX)", **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, Barcelona, Espanha, 2005.
- Metaltex (2010).** Site oficial da Metaltex. Disponível em <http://www.metaltex.com.br>
Acessado em 14 de dezembro de 2010.
- Moore (1988).** Moore, Patricia. "The ParaWalker: walking for thoracic paraplegics". **Physiotherapy: Theory & Practice**. Informa Healthcare, 1988
- Moura e Silvia (2005).** Moura, Elcinete W. e Silva, Priscila A. C. "Aspectos Clínicos e Práticos da Reabilitação" Editora Artes Médicas LTDA., 2005
- Nicolelis (2003).** Nicolelis, Miguel A. L. "Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits". **Nature Reviews Neuroscience**, Vol 4, pp 417-422 Maio 2003.
- NSCISC (2010).** Site da National Spinal Cord Injury Statistical Center dos Estados Unidos. Disponível em <http://www.nscisc.uab.edu>. Acessado em 16 de março de 2010.
- Otto Bock (2010).** Site oficial da Oto Bock. Disponível em <http://www.ottobock.com>.
Acessado em 9 de março de 2010.
- Pratt et al (2004).** Pratt, Jerry. E., Collins, Steven H., Krupp, Benjamin T. e Morse, Christopher, J. "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking" **International Conference on Robotics & Automation**, New Orleans, LA, Estados Unidos, Abril, 2004. IEEE
- Profumo et al (1997).** Profumo, Francesco; Zhang, Zheng e Tenconi, Alberto. "Axial Flux Machines Drives: A New Viable Solution for Electric Cars". **IEEE Transaction on Industrial Eletronics**, Vol. 44, No. 1, pp. 39 – 45, 1997.
- Rex Bionics (2010).** Site oficial da Rex Bionics. Disponível em <http://www.rexbionics.com>. Acessado em 15 de dezembro de 2010.

Rezende (2006). Rezende, Joffre M. “Prótese, Prótese e Órtese”. **Revista de Patologia Tropical**, Vol 35, pp.71 - 72, 2006

RoboDrive (2010). Site oficial da Harmonic Drive. Disponível em <http://www.robodrive.de/>. Acessado em 9 de março de 2010.

Rose e Gamble (1998). Rose, J. e Gamble, J.. “Marcha Humana”. **Premier**, 1998.

RSL Steeper (2010). Site oficial da RSL Steeper. Disponível em <http://www.rslsteeper.com/orthotics/orthotic-products/argo>. Acessado em 22 de fevereiro de 2010.

Ruthenberg, Wasylewski e Beard (1997). Ruthenberg, Brent J.; Wasylewski, Neil A. e Beard, John E.. “An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis” **Journal of Rehabilitation Research and Development**, vol.34, No 2, pp.203-213, 1997.

Seeley; Stephens e Tate (2007). Seeley, Rod R.; Stephens, Trent D. e Tate, Philip. “Anatomy & Physiology” 8^o edição, Editora McGraw Hill, 2007.

Shahinpoor et al (1998). Shahinpoor, M.; Bar-Cohen, Y.; Simpson, J. O. e Smith, J.. “Ionic polymer-metal composites (IPMCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles – a review” **Smart Material and Structures**, Vol. 7, No. 6, pp. 15 – 30, 1998.

SKF (2010). Site oficial da SKF. Disponível em <http://www.skf.com.br> Acessado em 14 de dezembro de 2010.

Simsir e Ertan (1999). Simsir, N. Balkan e Ertan, H. Bülent. “A Comparison of Torque Capabilities of Axial Flux and Radial Flux Type of Brushless DC (BLDC) Drives for Wide Speed Range Applications”. **IEEE International Conference on Power Electronics and Drive Systems**, Hong Kong, 1999.

Sitapati e Krishnan (2001). Sitapati, Kartik e Krishnan, R.. “Performance Comparisons of Radial and Axial Fiel, Permant-Magnet, Brushless Machines”. **IEEE Transaction on Industrial Applications**, Vol. 37, No. 5, pp. 1219 - 1226, 2001.

- Smith, Weiss e Lehmkehl (1991).** Smith, L.K.; Weiss, E.L. e Lehmkehl, L.D.. “Cinesiologia Clínica de Brunnstrom” **Manole**, 1991.
- Souza (2001).** Souza, Romeu Rodrigues. “Anatomia Humana” 1º edição, Editora Manole LTDA., 2001
- Terashima et al (1997).** Terashima, Masayuki; Ashikaga, Tadashi; Mizuno, Takayuki; Natori, Kazuo; Fujiwara, Noburo e Yada, Masayuki. “Novel Motors and Controllers for High-Performance Electric Vehicle with Four In- Wheel Motors”. **IEEE Transaction on Industrial Electronics**, Vol. 44, No. 1, pp. 28 - 38, 1997.
- Tremblay (1996).** Tremblay, Mary. “Going Back to Civvy Street: a historical account of the impact of the Everest and Jennings wheelchair for Canadian World War II veterans with spinal cord injury”. **Disability & Society**, Vol. 11, No. 2, 1996, pp. 149 – 169, 1996
- Uhlenbrock et al (1997).** Uhlenbrock, Dietmar; Sarkodei-Gyan, T.; Reiter, F.; Konrad, M. e Hesse, Stefan. “Development of a Servo-controlled Gait Trainer for the Rehabilitation of Non-ambulatory Patients” **Biomedical Engineering**, Vol. 42, Issue 7 – 8 pp. 196 – 2002, 1997.
- Umphred (2006).** Umphred, Darcy, “Neurological Rehabilitation”. 5º edição, Editora Mosby, 2006.
- Vedabras (2010).** Site oficial da Vedabras. Disponível em <http://www.vedabras.com.br> Acessado em 9 de março de 2010.
- Veneman et al (2007).** Veneman, Jan; Kruidhof, Rik; Hekman, Edsko; Ekkelenkamp, Ralf; Asseldonk, Edwin e Kooij, Herman. “Design and Evaluation of the LOPS Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation” **IEEE Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering**, Vol15, No3, pp. 379 – 386, 2007.
- Vukobratovic (2008).** Vukobratovic, Miomir. “Active Exoskeleton Systems and Beginning of the Development of Humanoid Robotics” **Advances in Nonlinear Sciences II – Sciences and Applications**, vol.2, pp. 329-348, 2008.

Winter (2004). Winter, David A., "Biomechanics and motor control of human movement", 3rd Ed. 2004, Editora Wiley

Zoss et al (2005). Zoss, Adam; Kazerooni, H. e Chu, Andrew. "On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)". **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, 2005

ANEXO A

Desenhos Técnicos do Exoesqueleto Robótico para Paraplégicos

11	12	Porca sextavada	M6	DIN 934	Screw Center
10	1	Pé direito	-		1300
9	1	Pé esquerdo	-		1300
8	1	Joelho Esquerdo	-		1200
7	1	Joelho Direito	-		1100
6	1	Quadril Esquerdo	-		1100
5	1	Quadril Direito	-		1100
4	2	Caneta	-	Aço SAE 1020	10.04
3	2	Coxa	-	Aço SAE 1020	10.03
2	1	Apoio	-	Alumínio	10.02
1	2	Elastico	-	Elastico	10.01
Item	Qtd.	Denominação	Descrição do Material	Material / Norma	Des. / Ref.

OTA 1	DENOMINAÇÃO Montagem		DESCRIÇÃO -		MATERIAL			
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -		TOLERÂNCIAS DEBÁS NBR ISO 2768 - mK		ESCALA 1:5	MESA 0,000 kg
EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos				
				PROJETO Diego Pedrosa		14/02/2011	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1	
				DESENHO Diego Pedrosa		16/02/2011	10.0000	
* Diedro		Desenvolvido em Solid Edge	DIMENSÃO EM MM		A1			

100mm

() Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Elástico	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Elástico		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 0,008 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	08/01/2011	DESENHO NÚMERO 1.0.01R0 Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	16/02/2011	

A4

() Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 1	DENOMINAÇÃO Apoio	DESCRIÇÃO -		MATERIAL Alumínio		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -		TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 2	MASSA 0,129 kg
				EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos
Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso		08/01/2011	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1 1.0.02R0
			DESENHO Diego Pedroso		16/02/2011	

A4

A4

100mm

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Ra 1,6/ (Ra 0,8/)

Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Coxa	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 1,158 kg
		EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos			
1º Diodo	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	30/05/2010	DESENHO NÚMERO 1.0.03R0 Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	16/02/2011	

A4

100mm

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

1 cj. direito +
1 cj. esquerdo

22	1	Retentor	CR 20x26x4 HM4 R		SKF
21	1	Rolamento radial de esferas	61903-ZZ		SKF
20	1	Rolamento radial de esferas	61802-ZZ		SKF
19	8	Parafuso c/ cab. abaul. e sex. int.	M4x25	ISO 7380	Screw Center
18	6	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M6 x 40	DIN 912	Screw Center
17	6	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M5 x 12	DIN 912	Screw Center
16	4	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M3 x 12	DIN 912	Screw Center
15	4	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M3 x 10	DIN 912	Screw Center
14	6	Paraf. c/ cab. escariada e sex. int.	M6 x 16	DIN 7991	Screw Center
13	1	Chaveta Tipo A	5x5x15	DIN 6885	Screw Center
12	1	Encoder	TK 15		Metaltex
11	1	Redutor Harmônico	FB 32		Harmonic Drive LLC
10	1	Flange do encoder	-	Aço SAE 1020	1.107
9	1	Anel de trava	-	Bronze TM23	1.106
8	1	Anel espaçador	-	Aço SAE 1020	1.105
7	1	Entrada Direita	-	Aço SAE 1020	1.104
6	1	Saída Direita	-	Aço SAE 1020	1.103
5	1	Eixo	-	Aço SAE 8620	1.102
4	1	Camisa	-	Aço SAE 1020	1.101
3	1	Motor	ILM 70x10		RoboDrive
2	1	Anel de retenção p/ furo	Φ30x12	DIN 472	
1	1	Anel de retenção p/ eixo	Φ15x1	DIN 471	
Item	Qtd.	Denominação	Descrição do Material	Material / Norma	Des. / Ref.

QTD.	DENOMINAÇÃO	DESCRIÇÃO	MATERIAL		
2	Quadril Direito	-			
Tratamento Térmico		ACABAMENTO	TOLERÂNCIAS GERAIS	ESCALA	MASSA
			NBR ISO 2768 - mK	1 : 2	8,453 kg
			EQUIPAMENTO		
			Exoesqueleto robótico para paraplegicos		
1º Dileto	Desenvolvido em:	DIMENSÃO EM MM	PROJETO	14/02/2011	DESENHO NÚMERO
	Solid Edge		Diego Pedroso	15/02/2011	Folha 1 de 1
			Diego Pedroso	11.0000	A2

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Seção A-A

Ra 1,6 / (Ra 0,8 /) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 4	DENOMINAÇÃO Camisa	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 2,409 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Diedro 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	17/05/2010	DESENHO NÚMERO 1.101R0
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011

$Ra 1,6$

$(Ra 0,8)$

Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 4	DENOMINAÇÃO Eixo	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 8620		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 2 : 1	MASSA 0,247 kg
		EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos			
1º Diodro 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	17/05/2010	Folha 1 de 1 <div>A4</div>
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Seção A-A

1 pç direita +
1pç esquerda

Ra 1,6 / (Ra 0,8) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Solda Direita	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 1,756 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Dieiro	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	17/05/2010	DESENHO NÚMERO 11.03RO
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011	Folha 1 de 1 A2

100mm

Ra 1,6/ (Ra 0,8/) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Entrada Direita	DESCRIÇÃO -		MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -		TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 2,030 kg
				EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
<div>1º Diedro</div> <div> </div>	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso		22/05/2010	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso		15/02/2011	
<div>A2</div>						

100mm

Ra 1,6/ (Ra 0,8/)

Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 4	DENOMINAÇÃO Anel espaçador	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 0,037 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Dredro	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	09/01/2011	DESENHO NÚMERO 1.105R0 Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011	

A4

100mm

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Seção A-A

Ra 0,8/ () Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 4	DENOMINAÇÃO Anel de trava		DESCRIÇÃO -		MATERIAL Bronze TM23		
Tratamento Térmico -			ACABAMENTO -		TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 2	MASSA 1,333 kg
					EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos
Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso		14/02/2011	DESENHO NÚMERO 1.106R0	Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso		15/02/2011		
							A4

Seção A-A

Ra 1,6/ () Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 4	DENOMINAÇÃO Flange do encoder	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK ESCALA 1: 1 MASSA 0,186 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos
1º Diodo	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso 15/01/2011 DESENHO Diego Pedroso 15/02/2011
			DESENHO NÚMERO 1.107RO Folha 1 de 1

_____ ||||| _____

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Seção A-A

1 pç direita +
1pç esquerda

Ra 1.6 / (Ra 0.8 /) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Solda Direita	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 1,794 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Dieção 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	17/05/2010	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011	12.01RO

A2

100mm

Seção A-A

1 pç direita +
1 pç esquerda

Ra 1,6 / (Ra 0,8 /) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Entrada Direita	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 1	MASSA 2,157 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Dieiro	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	22/05/2010	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	15/02/2011	12.02R0

A2

11	1	Mola de Tração	T41770		SPEC
10	2	Pino guia	Ø5 x 20	ISO 8734	Screw Center
9	2	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M6 x 30	DIN 912	Screw Center
8	4	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M5 x 16	DIN 912	Screw Center
7	4	Parafuso c/ cab. e sex. int.	M3 x 16	DIN 912	Screw Center
6	1	Encoder	TK 15		Metaltex
5	2	Sensor capacitivo	I18-8-DPC-K 12		Metaltex
4	1	Plataforma direita	-	Aço SAE 1020	1.3.04
3	1	Rótula direita	-	Aço SAE 1020	1.3.03
2	1	Suporte	-	Aço SAE 1020	1.3.02
1	1	Eixo	-	Bronze TM23	1.3.01
Item	Qtd.	Denominação	Descrição do Material	Material / Norma	Des. / Ref.

1 cj. direito +
1 cj. esquerdo

() Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD.	DENOMINAÇÃO	DESCRIÇÃO	MATERIAL		
2	Pé direito	-			
Tratamento Térmico		ACABAMENTO	TOLERÂNCIAS GERAIS	ESCALA	MASSA
-		-	NBR ISO 2768 - mK	1 : 2	5,273 kg
			EQUIPAMENTO		
			Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Diedro	Desenvolvido em:	DIMENSÃO EM	PROJETO		
	Solid Edge	MM	Diego Pedroso	09/01/2011	DESENHO NÚMERO
			Diego Pedroso	16/02/2011	Folha 1 de 1
				13.00R0	A3

100mm

Ra 1,6 / (Ra 0,8 /) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Eixo	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Bronze TM23		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 2 : 1	MASSA 0,027 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Diedro 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	09/01/2011	Folha 1 de 1 A4
			DESENHO Diego Pedroso	16/02/2011

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE

Seção A-A

1 pç direita +
1 pç esquerda

Ra 1.6/ (Ra 0.8/) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Rótula direita	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLEIRÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 2 : 1	MASSA 0,392 kg
			EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos		
1º Diodo 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	09/01/2011	DESENHO NÚMERO 1.3.03R0
			DESENHO Diego Pedroso	16/02/2011	

A3

100mm

1 pç direita +
1 pç esquerda

Ra 1,6 / (Ra 0,8 /) Quebrar Cantos
Chanfro 0,5x45°

QTD. 2	DENOMINAÇÃO Plataforma direita	DESCRIÇÃO -	MATERIAL Aço SAE 1020		
Tratamento Térmico -		ACABAMENTO -	TOLERÂNCIAS GERAIS NBR ISO 2768 - mK	ESCALA 1 : 2	MASSA 2,656 kg
		EQUIPAMENTO Exoesqueleto robótico para paraplégicos			
1º Diodo 	Desenvolvido em: Solid Edge	DIMENSÃO EM MM	PROJETO Diego Pedroso	09/01/2011	DESENHO NÚMERO Folha 1 de 1
			DESENHO Diego Pedroso	16/02/2011	13.04R0

A3

100mm

DESENHO EM CAD

NÃO ALTERAR
MANUALMENTE