

**GLICERINHO DANTER LOPES SOARES JÚNIOR**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EXOESQUELETO  
PARA MOVIMENTAÇÃO/REABILITAÇÃO DE  
PARAPLÉGICOS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2015

# **GLICERINHO DANTER LOPES SOARES JÚNIOR**

## **DESENVOLVIMENTO DE UM EXOESQUELETO PARA MOVIMENTAÇÃO/REABILITAÇÃO DE PARAPLÉGICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação  
em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia,  
como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM  
ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho  
Co-orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

**UBERLÂNDIA – MG**

**2015**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

S676d Soares Júnior, Glicerinho Danter Lopes, 1987-  
2015 Desenvolvimento de um exoesqueleto para movimentação/reabilitação de paraplégicos / Glicerinho Danter Lopes Soares Júnior. - 2015.  
138 f. : il.

Orientador: João Carlos Mendes Carvalho.  
Coorientador: Rogério Sales Gonçalves.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Deficientes - Reabilitação - Teses. 3. Paraplégicos - Reabilitação - Teses. I. Carvalho, João Carlos Mendes. II. Gonçalves, Rogério Sales, 1981- III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela alegria de viver, por me acompanhar pelo caminho, por me prover o que existe de melhor na vida: família, amigos e uma pessoa especial para amar.

Agradeço a minha família por acreditarem e me apoiar continuamente a ir em frente. Aos meus pais, obrigado pelo bom exemplo de virtude, honestidade e trabalho. À minha irmã, obrigado por me aturar e apoiar, por querer sempre o melhor e por fazer parte desta vitória.

Agradeço a minha noiva pelos conselhos, por me animar a seguir rumo ao mestrado, por ser minha melhor amiga.

Aos amigos, obrigado pelos tantos risos, por tornar as atividades acadêmicas um momento bom e divertido.

Aos professores João Carlos e Rogério pela paciência, pelos ensinamentos, pelos conselhos e direcionamentos, e pela orientação durante toda a execução deste projeto.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

À CAPES pelo apoio financeiro.

SOARES JR., G. D. L. **Desenvolvimento de um Exoesqueleto para Movimentação/Reabilitação de Paraplégicos.** 2015, 128f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

## RESUMO

Pessoas acamadas por paralisia/deficiência motora estão sujeitas a diversos problemas devido à falta de movimentação. Então, é necessário utilizar equipamentos que permitam ao indivíduo acamado ficar de pé e caminhar de modo a reduzir problemas devido à falta de movimentação e o tempo para reabilitação, impactando diretamente na sua qualidade de vida. O objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de um exoesqueleto para realizar a movimentação de pessoas com paralisia/deficiência motora nos membros inferiores sem a necessidade de terceiros e ser acionado pelo próprio usuário. Para prover sustentação, estabilidade e segurança a pessoa com deficiência, optou-se por utilizar uma estrutura formada por quatro pernas, sendo cada perna constituída por cadeia-paralela. A realização da marcha foi obtida combinando-se o movimento de dois mecanismos: manivela/balancim, responsável pelo movimento oscilatório da perna, e came/seguidor, responsável por movimentar o pé na trajetória desejada. Para atingir o objetivo desta dissertação foi realizado um estudo sobre os tipos de exoesqueletos existentes para movimentação/reabilitação de pessoas com paralisia do membro inferior e apresentado um estudo sobre a movimentação das articulações do membro inferior. É apresentada também a modelagem matemática para obtenção da trajetória desejada para o pé do exoesqueleto, bem como a modelagem estática e o dimensionamento dos elementos da estrutura. Na sequência é mostrada a simulação de movimentos do indivíduo durante a marcha humana, os testes experimentais e a comparação com a marcha humana desenvolvida por um indivíduo sem deficiência.

---

Palavras Chave: Exoesqueleto, Reabilitação, Paraplégico, Pessoa com deficiência, Mecanismos.

SOARES JR., G. D. L. **Development of a Esoskeleton to Movement/Rehabilitation of Paraplegics.** 2015, 128f. M. Sc. Thesis, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

## ABSTRACT

People bedridden by paralysis/motor disability are subject to several problems due to lack of movement. Then, it is necessary to use equipments that enable the people bedridden stand up and walk, so as to reduce the problems due to lack of movement and the time of rehabilitation, impacting directly on its quality of life. The aim of this work is the development of an exoskeleton to make the movement of people with paralysis / motor impairment in the lower limbs, without help of third parties, to be activated by the user. To provide support, stability and security to the deficient, it was decided to use a structure formed by four legs, being each leg consisting of a parallel chain. The gait was obtained by combining the movement of two mechanisms: crank/rocker, responsible for oscillatory motion of the leg, and cam/follower, responsible for the foot motion on the desired trajectory. To achieve the aim of this work was conducted a study about the types of exoskeletons for locomotion/rehabilitation of people with lower limb paralysis and presented a study on the movement of the lower limb joints. It also presented a mathematical model to obtain the desired path to the foot of the exoskeleton, the static model and the design of the structure elements. In the sequence is presented the simulation of movements of a people during the human gait, experimental tests and the comparison with the human gait developed by a people without disabilities.

---

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation, Paraplegic, People with Disabilities, Mechanisms.

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	Ângulo de pressão do came
$\delta$	Ângulo do raio do perfil primitivo do came, medido no sentido anti-horário
$\delta'$	Ângulo do raio do perfil do came, medido no sentido anti-horário
$\theta$	Ângulo de rotação da manivela, medido no sentido horário a partir de $\theta_0$
$\theta_0$	Ângulo que indica a referência para o ângulo $\theta$ , medido no sentido horário a partir do eixo $x$
$\theta_1$	Ângulo correspondente ao início da fase de apoio
$\theta_2$	Ângulo correspondente ao fim da fase de apoio, defasado $180^\circ$ de $\theta_1$
$\lambda$	Ângulo da base do mecanismo manivela/balancim, medido no sentido anti-horário a partir do eixo $x$
$\sigma_{cr}$	Tensão crítica
$\sigma_Y$	Límite de escoamento
$\varphi$	Ângulo entre o seguidor e o vetor $\vec{r}_{G/D}$ , medido no sentido anti-horário
$\psi$	Inclinação dos vetores $\vec{r}_{P/A}$ , $\vec{IH}$ e $\vec{DG}$ , medido a partir da horizontal
$\omega$	Velocidade angular da manivela, sentido de rotação horário
$b_e$	Comprimento externo da base da seção utilizada para os elementos da estrutura
$b_i$	Comprimento da base do furo da seção utilizada para os elementos da estrutura
CdP	Centro de pressão
$d$	Comprimento da base do mecanismo manivela/balancim, segmento $\overline{ON}$
DCL	Diagrama de corpo livre
CC	Corrente contínua
$E$	Módulo de elasticidade
$F_X$	Módulo da força $\vec{F}_X$
$G$	Módulo de elasticidade transversal

$gdl$	Graus de liberdade
$h$	Altura da base do mecanismo em relação ao solo
$h_e$	Altura externa da seção utilizada para os elementos da estrutura
$h_i$	Altura do furo da seção utilizada para os elementos da estrutura
$h_{pé}$	Altura que o pé será levantado
$i$	Índice de esbeltez
$i_{cr}$	Índice de esbeltez que corresponde ao valor de $\sigma_Y$ no gráfico $\sigma_{cr} \times i$
$l_{AM'}$	Comprimento dos segmentos $\overline{OM}$ e $\overline{AM'}$
$l_{HG}$	Comprimento dos pés da estrutura
$l_m$	Comprimento do balancim (e dos vetores $\overrightarrow{AB}$ , $\overrightarrow{KJ}$ e $\overrightarrow{OL}$ )
$l_{mu}$	Comprimento da manivela do usuário, elemento $AP$
$l_{o'A'}$	Distância entre o centro de massa do usuário e a origem do sistema de coordenadas projetada no solo
$l_1$	Distância entre os pontos $A$ e $D$ e entre os pontos $J$ e $I$
$l_2$	Distância entre os pontos $D$ e $G$ e entre os pontos $I$ e $H$
$m$	Projeção da massa do usuário sobre a perna em contato com o solo
$P_1$	Ponto de início da fase de apoio do pé da estrutura
$P_2$	Ponto de início da fase de balanço do pé da estrutura
$r_{came}$	Raio do perfil primitivo do came
$r'_{came}$	Raio do perfil do came
$r_{man}$	Comprimento da manivela, elementos $NM$ e $N'M'$
$r_{rol}$	Raio do rolete do seguidor
$r_{seg}$	Comprimento do seguidor, segmento $\overline{DF}$
$\vec{F}_A$	Força aplicada pelo elemento $AOKN$ no ponto $A$ do elemento $ABCD$
$\vec{F}_B$	Força aplicada pelo elemento $JLB$ no ponto $B$ do elemento $ABCD$
$\vec{F}_C$	Força aplicada pelo elemento $ABCD$ no ponto $C$ do came
$\vec{F}_{Cat1}$	Força aplicada à catraca fixa ao came para obtenção do momento $\vec{M}_C$
$\vec{F}_{Cat2}$	Força aplicada à catraca fixa a manivela, elemento $NM$ , para obtenção do momento $\vec{M}_N$
$\vec{F}_D$	Força aplicada pelo elemento $ABCD$ no ponto $D$ do elemento $DFG$
$\vec{F}_F$	Força aplicada pelo came no ponto $F$ do elemento $DFG$

$\vec{F}_G$	Força aplicada pelo elemento <i>DFG</i> no ponto <i>G</i> do elemento <i>HG</i>
$\vec{F}_H$	Força aplicada pelo elemento <i>IH</i> no ponto <i>H</i> do elemento <i>HG</i>
$\vec{F}_I$	Força aplicada pelo elemento <i>KJI</i> no ponto <i>I</i> do elemento <i>IH</i>
$\vec{F}_J$	Força aplicada pelo elemento <i>JLB</i> no ponto <i>J</i> do elemento <i>KJI</i>
$\vec{F}_K$	Força aplicada pelo elemento <i>AOKN</i> no ponto <i>K</i> do elemento <i>KJI</i>
$\vec{F}_L$	Força aplicada pelo elemento <i>OML</i> no ponto <i>L</i> do elemento <i>JLB</i>
$\vec{F}_M$	Força aplicada pelo elemento <i>NM</i> no ponto <i>M</i> do elemento <i>OML</i>
$\vec{F}_N$	Força aplicada pelo elemento <i>AOKN</i> no ponto <i>N</i> do elemento <i>NM</i>
$\vec{F}_O$	Força aplicada pelo elemento <i>AOKN</i> no ponto <i>O</i> do elemento <i>OML</i>
$\vec{F}_U$	Força aplicada pelo usuário, perpendicularmente a manivela <i>AP</i> , para realizar o acionamento da estrutura
$\vec{F}_{U(reacão)}$	Força de reação do elemento <i>AOKN</i> no ponto <i>A</i> da manivela <i>AP</i> devido ao acionamento do usuário
$\vec{g}$	Vetor aceleração da gravidade
$\hat{i}$	Vetor unitário na direção <i>x</i>
$\hat{j}$	Vetor unitário na direção <i>y</i>
$\vec{M}_C$	Momento aplicado ao came para resistir à força aplicada pelo seguidor
$\vec{M}_N$	Momento aplicado à manivela, elemento <i>NM</i> , para realizar o movimento oscilatório da perna
$\vec{M}_{USUÁRIO}$	Momento aplicado pelo usuário para realizar o acionamento da estrutura
$\vec{P}$	Resultante da força peso do usuário sobre a estrutura
$\vec{P}'$	Reação de apoio do solo no pé da estrutura devido ao peso do usuário e da força que este aplica para acionar a estrutura
$\vec{r}'_{came}$	Vetor que contém o raio do perfil do came ao longo da trajetória
$\vec{r}_{rol}$	Vetor com direção perpendicular à trajetória do perfil primitivo do came, sentido positivo apontando para dentro do came e comprimento igual ao raio do rolete do seguidor
$\vec{r}_D$	Vetor posição do ponto <i>D</i> em relação à origem <i>A</i>
$\vec{r}_G$	Vetor posição do ponto <i>G</i> em relação à origem <i>A</i>
$\vec{r}_{G/D}$	Vetor posição do ponto <i>G</i> em relação ao ponto <i>D</i>
$\vec{v}_D$	Velocidade do ponto <i>D</i>

$(\vec{V})_x$	Componente horizontal de um vetor qualquer $\vec{V}$
$(\vec{V})_y$	Componente vertical de um vetor qualquer $\vec{V}$
$\ \vec{V}\ $	Norma de um vetor qualquer $\vec{V}$

## ÍNDICE

CAPÍTULO I .....	1
INTRODUÇÃO .....	1
1.1. Divisão dos capítulos .....	3
CAPÍTULO II .....	5
EXOESQUELETOS PARA MOVIMENTAÇÃO DE PARAPLÉGICOS .....	5
2.1. Revisão .....	5
2.2. Conclusões.....	29
CAPÍTULO III .....	31
MOVIMENTOS DO MEMBRO INFERIOR.....	31
3.1. O Quadril .....	31
3.1.1. Flexão e extensão.....	32
3.1.2. Abdução e adução.....	33
3.1.3. Rotação no eixo longitudinal.....	34
3.2. O joelho .....	34
3.2.1. Flexão e extensão.....	35
3.2.2. Rotação no eixo longitudinal.....	36
3.3. O tornozelo .....	36
3.3.1. Flexão e extensão.....	37
3.4. Ciclo da marcha .....	38
3.5. Conclusões.....	40
CAPÍTULO IV .....	43

MODELAGEM MATEMÁTICA .....	43
4.1. Mecanismo Manivela/Balancim .....	47
4.2. Mecanismo Came/Seguidor.....	49
4.2.1. Perfil primitivo do came.....	52
4.2.2. Perfil do came.....	53
4.2.3. Ângulo de pressão.....	54
4.3. Conclusões.....	55
CAPÍTULO V.....	57
PROJETO MECÂNICO DA ESTRUTURA .....	57
5.1. Carregamentos Externos.....	58
5.1.1. Elemento HG.....	59
5.1.2. Elemento DFG.....	60
5.1.3. Came .....	63
5.1.4. Elemento ABCD .....	64
5.1.5. Elemento IH .....	66
5.1.6. Elemento KJI.....	67
5.1.7. Elemento JLB .....	68
5.1.8. Elemento OML.....	69
5.1.9. Elemento NM .....	70
5.1.10. Manivela do usuário.....	71
5.1.11. Elemento AOKN.....	72
5.2. Carregamentos internos.....	74
5.3. Critério de falha .....	74
5.4. Estabilidade .....	75
5.5. Conclusões.....	76
CAPÍTULO VI .....	77
RESULTADOS .....	77

6.1. Programa Computacional .....	77
6.1.1. Modelagem matemática .....	77
6.1.2. Avaliação dos esforços internos .....	84
6.1.3. Projeto estrutural.....	86
6.2. Simulação .....	88
6.3. Testes Experimentais.....	93
6.4. Conclusões.....	97
CAPÍTULO VII .....	99
CONCLUSÕES .....	99
7.1. Trabalhos Futuros .....	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101
APÊNDICE I .....	109
AI.1. Modelagem Matemática .....	109
AI.2. Avaliação dos esforços internos .....	111
AI.3. Projeto estrutural.....	119
AI.4. Otimização da estrutura.....	121
APÊNDICE II .....	125

# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

A tecnologia no desenvolvimento de acessórios robóticos em aplicações médicas está em ascensão. As engenharias e ciências médicas, agindo em parceria, estão desenvolvendo técnicas e processos para que o problema de deficiência locomotiva, muitas vezes causados por acidentes ou doenças, seja minimizado em um futuro próximo.

Para reduzir o trabalho de fisioterapeutas, muitos grupos têm desenvolvido dispositivos robóticos que ajudam na recuperação de movimentos. A inovação conquistada por estes dispositivos aplicados nos membros inferiores do corpo humano permite a criação de novos métodos para o reaprendizado da locomoção, sustentando grande parte do peso do corpo do usuário e estimulando o fortalecimento dos músculos outrora inativos.

Pode-se afirmar que diversos equipamentos que utilizam da robótica têm sido desenvolvidos com aplicações específicas na medicina. Os equipamentos robóticos que auxiliam na medicina podem ser divididos em: robôs móveis aplicados, estruturas robóticas seriais, estruturas robóticas paralelas, estruturas paralelas atuadas com cabos, próteses e roupas biônicas (NUNES, 2012).

Os exoesqueletos são utilizados em pessoas com e sem deficiências. O uso em pessoas sem deficiência visa amplificar as funções humanas como, por exemplo, para o uso militar, como o exoesqueleto BLEEX capaz de auxiliar o usuário a carregar até 75 kg (exoesqueleto e carga) e caminhar a 1,3 m/s (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2005). Para pessoas com deficiência, os exoesqueletos são utilizados na reabilitação que, segundo Vall (2008), consiste no desenvolvimento das capacidades remanescentes, permitindo que o indivíduo alcance sua independência nas atividades físicas, profissionais e sociais, de acordo com seu nível de lesão, culminando na melhora da qualidade de vida. O exoesqueleto *Robot Suit HAL*

(TSUKAHARA; HASEGAWA; SANKAI, 2009) auxilia pessoas com enfraquecimento muscular na realização de movimentos e permite que pessoas paraplégicas tornem a caminhar.

Avanços tecnológicos nas áreas de software e hardware na robótica têm permitido que exoesqueletos sejam construídos e aprimorados. As pesquisas nesta área estão se multiplicando e o progresso no campo, comparado com o obtido nas décadas passadas, cresce exponencialmente.

Estudos na área puderam chegar a conclusões como as de Ferris; Sawick; Daley (2007): o projeto dos futuros protótipos podem ser elaborados explorando os princípios biomecânicos da locomoção animal, estudos na redução de gastos energéticos de usuários e na minimização do gasto de energia elétrica dos mecanismos.

Apesar do rápido progresso no projeto e tecnologia de exoesqueletos robóticos, limitada informação é disponível sobre as respostas fisiológicas humanas ao uso do exoesqueleto.

Deve-se destacar que os grandes desafios no desenvolvimento de exoesqueletos aplicados dizem respeito à obtenção de atuadores compactos com alto torque e baixa massa e o desenvolvimento de fontes de alimentação portáteis com grande duração.

A utilização de um equipamento que permita a locomoção do deficiente físico pode minimizar diversos problemas enfrentados pelos paraplégicos, além de melhorar o aspecto psicológico. A falta de movimentação dos músculos pode acarretar feridas profundas na pele (escaras), diminuição da capacidade aeróbica, má circulação sanguínea, osteoporose, constipação intestinal e fecaloma, problemas renais, infecção urinária, doenças cardíacas, entre outras (SANTOS, 2011). Tais problemas poderiam ser minimizados se deficientes físicos pudessem ficar em pé e andar.

Segundo Ferrati et al. (2013), nos Estados Unidos, dados mostram que a maior taxa de mortalidade entre pessoas que sofreram danos na coluna vertebral ocorre no primeiro ano após a lesão e a taxa aumenta consideravelmente em função da severidade da lesão. Entretanto, a diferença na expectativa de vida entre pessoas com lesões na coluna vertebral e a população em geral, comparando idade, sexo e raça, está aumentando: embora a expectativa de vida da população em geral esteja aumentando, para pessoas que sobreviveram ao primeiro ano com lesões na coluna vertebral, a expectativa de vida tem permanecido constante.

Antigamente, as principais causas de morte em pessoas com lesões na coluna vertebral eram a falha renal, atualmente as principais causas são as doenças respiratórias (principalmente pneumonia) seguida de doenças infecciosas e parasitárias, que são

usualmente associadas com úlceras de decúbito e do trato urinário ou infecções respiratórias (FERRATI et al., 2013).

A partir do ponto de vista clínico, o uso de robôs na medicina pode oferecer vantagens quando comparados aos métodos de reabilitação tradicionais. Dispositivos robóticos permitem aos médicos tomar medidas objetivas quanto ao progresso alcançado pelo paciente, permitindo programar um plano de treinamento personalizado. A trajetória realizada pelo robô é mais precisa do que a trajetória obtida manualmente, possibilitando alta repetibilidade na realização do movimento correto em um único exercício. Além disso, dependendo da estratégia de controle implementada, o sistema pode garantir a participação ativa do paciente durante o movimento, atuando não apenas como um auxiliador da marcha, mas efetivamente na reabilitação física. Assim, a introdução destes dispositivos pode diminuir o tempo de recuperação dentro dos centros de reabilitação (FERRATI et al., 2013 e HUO et al., 2014).

Assim, a criação de um exoesqueleto para locomoção/reabilitação de pessoas com paralisia/deficiência motora nos membros inferiores pode dar maior liberdade e autonomia ao paciente, além de acelerar o processo de reabilitação.

O objetivo desta dissertação consiste em desenvolver um exoesqueleto para movimentação de pessoas com paralisia/deficiência motora nos membros inferiores, devolvendo a estes a capacidade de caminhar com segurança, e sem a necessidade de terceiros, sendo o exoesqueleto acionado pela força do próprio usuário. A utilização desta estrutura poderá culminar na redução dos problemas citados e na consequente melhora da qualidade de vida do usuário.

Deve-se destacar que o exoesqueleto proposto representa uma solução inovadora com pedido de patente em andamento processo nº BR1020140173420.

### **1.1. Divisão dos capítulos**

Para atingir o objetivo desta dissertação, ela está dividida nos seguintes capítulos:

Capítulo I apresenta a introdução do trabalho.

Capítulo II aborda uma revisão bibliográfica sobre exoesqueletos para membros inferiores, aplicados na reabilitação do movimento e/ou no auxílio da marcha.

Capítulo III apresenta uma análise do movimento realizado pelas articulações do membro inferior, identificando parâmetros a serem observados na realização deste trabalho.

Capítulo IV descreve o princípio de funcionamento da estrutura proposta e a modelagem matemática dos mecanismos que a compõem.

Capítulo V descreve como foram obtidos os esforços em cada elemento da estrutura, os carregamentos internos e o critério de falha utilizado para escolha da seção transversal de cada elemento.

Capítulo VI apresenta os resultados obtidos, os materiais utilizados na estrutura e a avaliação dos testes experimentais.

Capítulo VII apresenta as conclusões obtidas no desenvolvimento desse trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO II

### EXOESQUELETOS PARA MOVIMENTAÇÃO DE PARAPLÉGICOS

Este capítulo tem como função descrever os principais exoesqueletos e estruturas voltados para movimentação de pessoas com paraplegia e/ou deficiências motora, provendo informações de caráter técnico acerca de cada estrutura.

#### 2.1. Revisão

Segundo a definição da *IFToMM (International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science)*, um exoesqueleto pode ser definido como um mecanismo com articulações que correspondem às do corpo humano e que se movem com o corpo no qual está acoplado (Ionescu, 2003).

Soprani et al. (2014) afirma que os robôs podem auxiliar terapeutas a realizar movimentos repetitivos durante a reabilitação e auxiliar os pacientes em tarefas cotidianas como andar ou pegar objetos, desempenhando, por exemplo, uma compensação funcional.

Um exoesqueleto deve ser capaz de fornecer estrutura para sustentação do membro afetado e gerar movimentos perdidos de forma automática, ou aumentar a capacidade do movimento. Em se tratando de pessoas com paraplegia, este deve ser capaz de evitar o auxílio permanente de outra pessoa e diminuir os problemas associados com a imobilidade, tais como escaras, incontinência urinária, problemas renais, osteoporose, doenças vasculares, etc.

Desta forma, diversos pesquisadores têm trabalhado no desenvolvimento de exoesqueletos e estruturas para auxiliar na movimentação de pessoas com paralisia/deficiência motora nos membros inferiores.

A primeira menção de um dispositivo para auxiliar na movimentação é uma patente nos EUA de 1934, Fig. 2.1. Cobb (1934) patenteou um dispositivo para auxiliar pessoas com deficiência motora nos membros inferiores que possibilita ao usuário realizar um movimento semelhante ao da marcha, tendo apenas 1 grau de liberdade (ndl). O dispositivo é composto por uma cinta fixa ao corpo e através de uma única manivela é realizado seu acionamento. O movimento da manivela é transmitido através de correntes e polias a um mecanismo came/seguidor responsável por realizar o movimento oscilatório da perna. Para levantar e abaixar o pé do usuário foi utilizado um disco com furo excêntrico acoplado a uma barra que, com o movimento do disco, faz com que a barra suba e desça, levantando e abaixando o pé do usuário. O movimento resultante é um movimento semelhante ao da marcha, porém com oscilação vertical da cintura e sensação de impacto quando o pé toca o solo. A utilização do mecanismo requer também o auxílio de muletas.

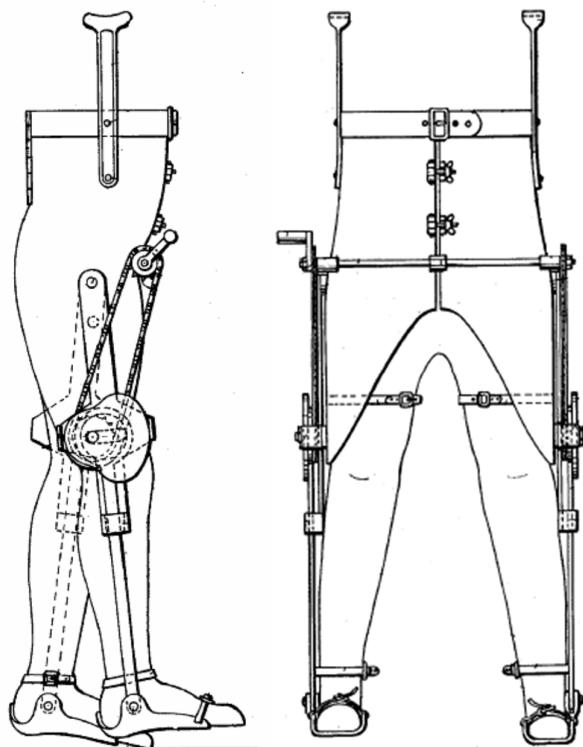


Figura 2.1: Dispositivo patenteado por Cobb (1934).

Rabischong e Bel (1976) patentearam um aparato ortopédico para permitir a pessoas com paralisia ficar de pé e movimentar-se. O dispositivo funciona no modo mestre-escravo, no qual o fisioterapeuta (mestre) veste um exoesqueleto para fazer as medições dos ângulos das articulações e o exoesqueleto vestido pelo usuário (escravo) repete a movimentação do

mestre, Fig. 2.2. O equipamento utiliza de atuadores hidráulicos para realizar o acionamento das articulações do exoesqueleto do usuário e este necessita de muletas para auxiliar na estabilidade do mesmo.



Figura 2.2: Ótese para reabilitação dos membros inferiores patenteada por Rabischong e Bel (1976).

Segundo Dollar e Herr (2007) um dos primeiros trabalhos com exoesqueletos foi realizado por Miomir Vukobratovic em associação com o Instituto Mihailo Pupin em Belgrade entre os anos de 1960 e 1970 (VUKOBRATOVIC; HRISTIC; STOJILJKOVIC, 1974 e HRISTIC; VUKOBRATOVIC; TIMOTIJEVIC, 1981). O trabalho teve início com dispositivos passivos para medição dos parâmetros cinemáticos da marcha humana e se desenvolveu rapidamente para estruturas capazes de realizar a movimentação do usuário de forma ativa. Um dos primeiros exoesqueletos desenvolvidos foi denominado '*Kinematic Walker*', que utilizava atuadores hidráulicos para realizar o movimento das articulações do quadril e do joelho, sendo estas acopladas cinematicamente. Em 1970, foi desenvolvido um segundo sistema denominado '*Partial Active Exoskeleton*', o qual utilizava atuadores pneumáticos para realizar a flexão/extensão do quadril, joelho e tornozelo, como também a adução/abdução do quadril para prover maior estabilidade no caminhar. Posteriormente foi

modificado para um exoesqueleto denominado ‘*Complete Exoskeleton*’ com a extensão do suporte torácico envolvendo o corpo do usuário, Fig. 2.3.

O suporte torácico contém 14 solenóides que realizam o controle dos pistões pneumáticos. A massa total do exoesqueleto é de 12 kg, não incluindo a fonte de alimentação e o computador para controle.

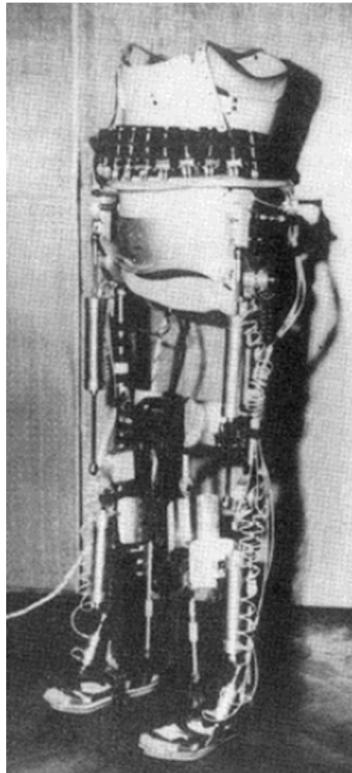


Figura 2.3: Exoesqueleto desenvolvido no Instituto Mihailo Pupin (VUKOBRATOVIC; HRISTIC; STOJILJKOVIC, 1974).

Na Universidade de Wisconsin, em 1968, foi desenvolvido um exoesqueleto para auxiliar na movimentação de paraplégicos (GRUNDMANN; SEIREG, 1977). O dispositivo é composto por uma bateria, motores CC acionando bombas hidráulicas e por articulações esféricas no quadril e tornozelo e articulações simples no joelho, Fig. 2.4. O movimento de flexão/extensão do quadril e joelho é realizado por atuadores hidráulicos rotativos, sendo o restante das articulações passivas ou com molas. O controle do sistema é realizado por um computador que não está contido na estrutura. O exoesqueleto permite ao usuário sentar, levantar e caminhar na metade da velocidade de uma pessoa normal. Para ter estabilidade durante a movimentação, o usuário necessita do auxílio de muletas.

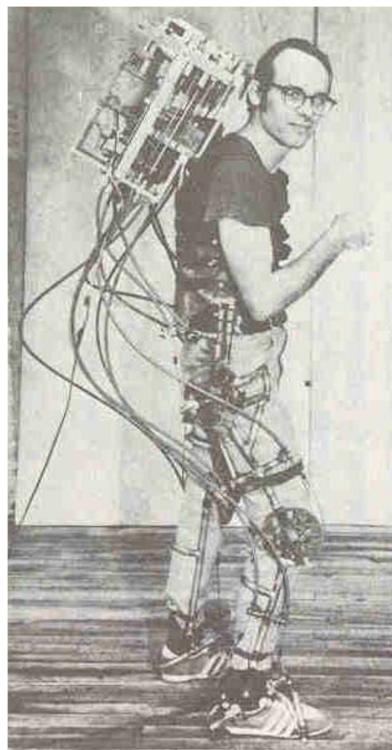


Figura 2.4: Exoesqueleto desenvolvido na Universidade de Wisconsin (GRUNDMANN; SEIREG, 1977).

Banala et al. (2004) propôs a utilização de um dispositivo de reabilitação que reduz os efeitos da gravidade sobre a perna através da utilização de molas. Para compensar o efeito da gravidade a posição das molas é calculada de modo a reduzir o esforço realizado pela pessoa durante a marcha, Fig. 2.5.

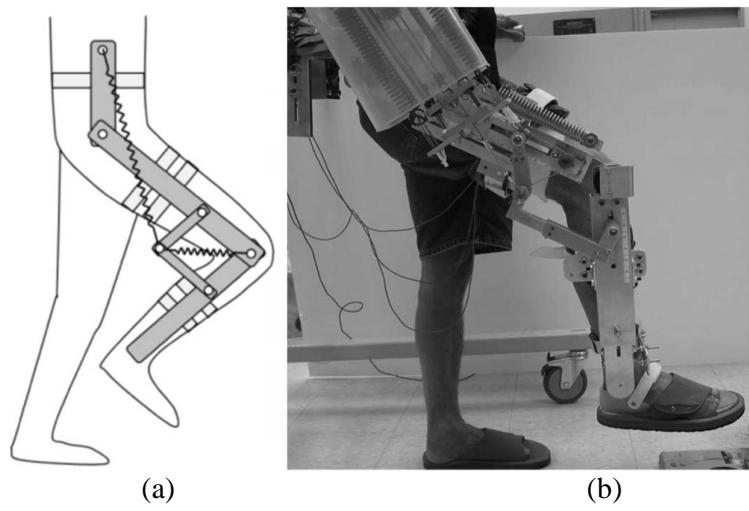


Figura 2.5: Mecanismo para balanço da gravidade desenvolvido por Agrawal et al. (2007). (a) Esquema do mecanismo; (b) Protótipo desenvolvido.

O BLEEX, Fig. 2.6, exoesqueleto da extremidade inferior de Berkeley (STEGER; KIM; KAZEROONI, 2006) é capaz de auxiliar o usuário a carregar grandes capacidades de carga (até 34 kg) e caminhar a 1,3 m/s. A grande característica deste projeto é o desenvolvimento de tecnologias para exoesqueletos autônomos energeticamente utilizando um sistema de controle que não requer a medição direta dos parâmetros do usuário.



Figura 2.6: Exoesqueleto autônomo energeticamente BLEEX (STEGER; KIM; KAZEROONI, 2006).

O exoesqueleto possui quatro gdl (flexão/extensão e adução/abdução no quadril, e flexão/extensão no joelho e no tornozelo), o acionamento destas articulações é realizado através de atuadores hidráulicos. O torque requerido para atuar as articulações é controlado com base em informações de medições do ciclo da marcha humana e da análise clínica da marcha (HUO et al., 2014).

Na Fig. 2.6 pode-se observar a estrutura detalhada, onde 1 – Suprimento de energia hidráulica e local de armazenamento de carga; 2 – Espinha dorsal rígida conectada a veste flexível; 3 – Computador central de controle; 4 – Alguns atuadores hidráulicos; 5 – Parte da rede de controle remoto por módulos de entrada e saída; e 6 – Conexão rígida aos pés do usuário.

O robô LOPES foi desenvolvido para uso no treino da marcha sobre esteira em pacientes que sofreram AVC, de modo a realizar a reabilitação de forma mais efetiva do paciente e com menos danos ao terapeuta, Fig. 2.7.

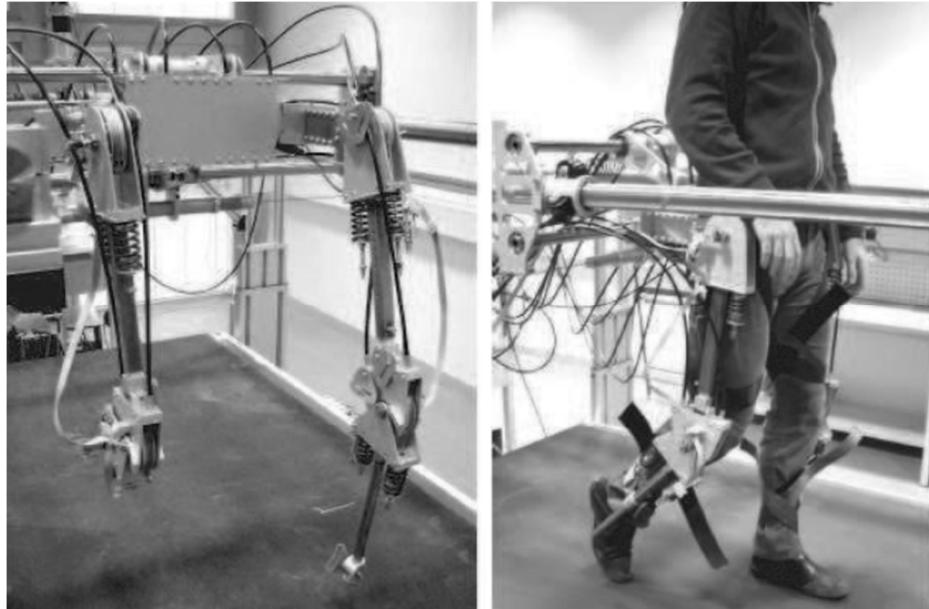


Figura 2.7: LOPES - Lower Extremity Powered ExoSkeleton (EKKELENKAMP; VENEMAN; KOOIJ, 2007).

O torque nas articulações é aplicado por atuadores elásticos em série controlados por cabos de aço.

O exoesqueleto possui oito gdl ativos: abdução/adução e flexão/extensão do quadril, flexão/extensão do joelho e translação horizontal da pélvis. Em todos os gdls do exoesqueleto são utilizados potenciômetros para obter seus parâmetros cinemáticos. A esteira é equipada com sensores capazes de detectar o centro de pressão durante a marcha. A localização do centro de pressão e os parâmetros cinemáticos do exoesqueleto são utilizados para detectar as diferentes fases da marcha. A interfase entre a perna e o exoesqueleto é monitorada utilizando seis sensores de força/torque, posicionados entre as braçadeiras de conexão da perna e o exoesqueleto. É realizado também o monitoramento do padrão de ativação muscular através de sensores EMG (KOOPMAN et al., 2011).

A segunda versão do robô LOPES, Fig. 2.8, provê suporte para realização do movimento da marcha para indivíduos que sofreram AVC ou lesão na coluna vertebral. O exoesqueleto se prende ao paciente firmemente pela pélvis, perna e pé. O dispositivo mede continuamente como o paciente se movimenta e provê suporte quando o paciente se movimenta de forma incorreta. Durante um programa de treinamento, o apoio que o exoesqueleto fornece ao usuário é ajustado pelo terapeuta, de modo que o exoesqueleto

auxilie apenas quando necessário, encorajando o paciente a contribuir ativamente na marcha e promovendo a reabilitação (ASSELDONK; KOOIJ, 2012).



Figura 2.8: Novo robô LOPES (ASSELDONK; KOOIJ, 2012).

Roy et al. (2007) desenvolveram no Laboratório Newman de Biomecânica e Reabilitação Humana do MIT o Anklebot, um dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo de pessoas que sofreram um AVC.

O Anklebot possui três gds, permitindo realizar 25° de flexão, 45° de extensão, 25° de inversão (movimento de rotação da planta do pé em torno do eixo longitudinal do mesmo, de modo que a planta do pé se aproxima do plano sagital), 20° de eversão (movimento de rotação da planta do pé em torno do eixo longitudinal do mesmo, de modo que a planta do pé se afasta do plano sagital) e 15° de rotação interna ou externa, sendo apenas este último gdl passivo. O dispositivo consiste em dois atuadores lineares montados em paralelo de modo que quando estes atuadores são acionados na mesma direção causam a flexão/extensão do tornozelo, e quando os dois atuadores são acionados em direções opostas causam a inversão/eversão do pé, Fig. 2.9. O controle do movimento se baseia no controle de impedância implementado como um controlador proporcional-derivativo.

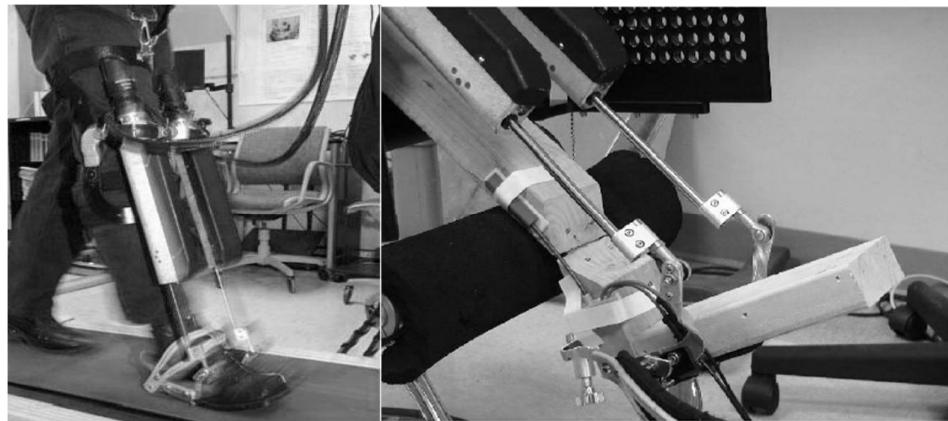


Figura 2.9: Protótipo do Anklebot sobre esteira (ROY et al., 2007).

Bosecker e Krebs (2009) descreveram em seu projeto um robô para reabilitação do passo humano inspirado no conceito de andadores passivos. Andadores passivos são dispositivos puramente mecânicos e sem atuadores, sensores ou controladores utilizados para estudo da marcha em declive. O MIT-Skywalker utiliza dois sistemas independentes combinando uma esteira com um mecanismo came/seguidor. Durante a fase de apoio a esteira é utilizada para realizar o movimento da perna; para realizar o movimento durante a fase de balanço o sistema came/seguidor abaixa a esteira de modo que, devido à gravidade, a perna em balanço se movimenta para frente. Ao final deste movimento o sistema came/seguidor levanta a esteira para que haja novamente o contato do pé com a esteira, iniciando novamente a fase de apoio, Fig. 2.10.

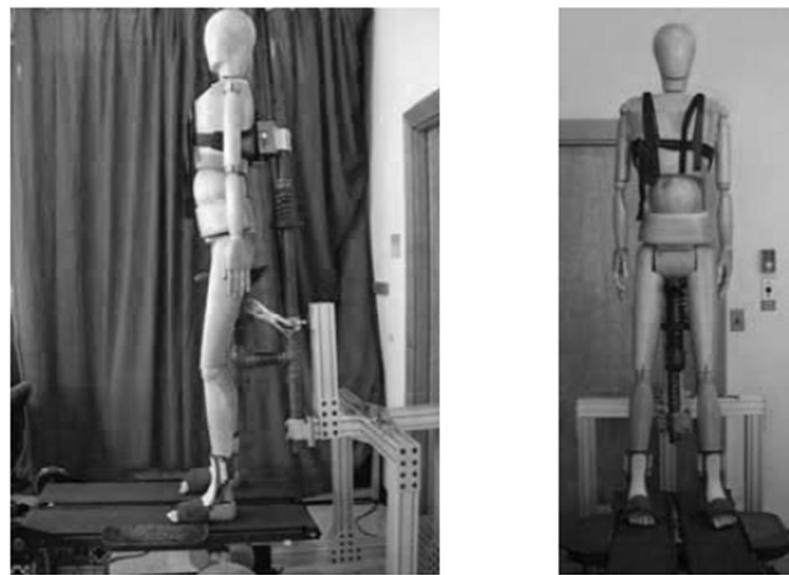


Fig. 2.10: Mecanismo do MIT-Skywalker aplicado a um manequim (BOSECKER; KREBS, 2009).

O projeto de um exoesqueleto reconfigurável, baseado em mecanismos paralelos, que faz a reabilitação do tornozelo e pode também ser usado para estimar a impedância nesta articulação foi desenvolvido por Satici; Erdogan; Patoglu (2009), Fig. 2.11.



Fig. 2.11: O projeto do exoesqueleto *SUkorpion AR* (SATICI; ERDOGAN; PATOGLU, 2009).

O mecanismo se trata de um exoesqueleto denominado *SUkorpion AR* e que, conforme os autores, pode ser usado para ajudar no desenvolvimento do equilíbrio ou para realização de exercícios que visam o fortalecimento dos músculos. Como ferramenta clínica o equipamento pode ser usado em medições estimando os parâmetros dinâmicos do tornozelo.

Tsukahara; Hasegawa; Sankai (2009) desenvolveram o *Robot Suit HAL*, um exoesqueleto que permite ao paraplégico com lesões na coluna vertebral se levantar e realizar o movimento de marcha. Neste exoesqueleto é proposto um algoritmo de estimativa da intenção do paciente através de movimentos preliminares que são realizados intuitivamente antes de se levantar, como inclinar a parte superior do corpo para frente. Como resultado, inicia o movimento de se levantar sincronizado com o movimento da pessoa. A Figura 2.12 apresenta a sequência de fotos do movimento de levantar-se utilizando um manequim para testes com o *Robot Suit HAL*.

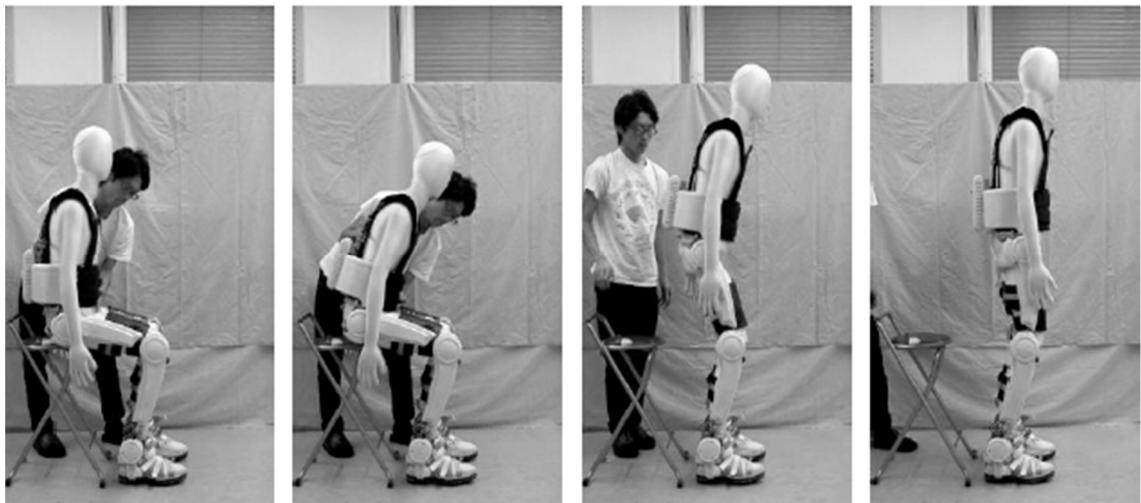


Fig. 2.12: Sequência de fotos do movimento de levantar-se com manequim (TSUKAHARA; HASEGAWA; SANKAI, 2009).

Jardim (2009) desenvolveu na Universidade de São Paulo um equipamento cujos atuadores são todos atuadores elásticos em série e realizam o controle de força, impedância e posição. A Fig. 2.13 mostra o protótipo e modelo tridimensional do projeto.

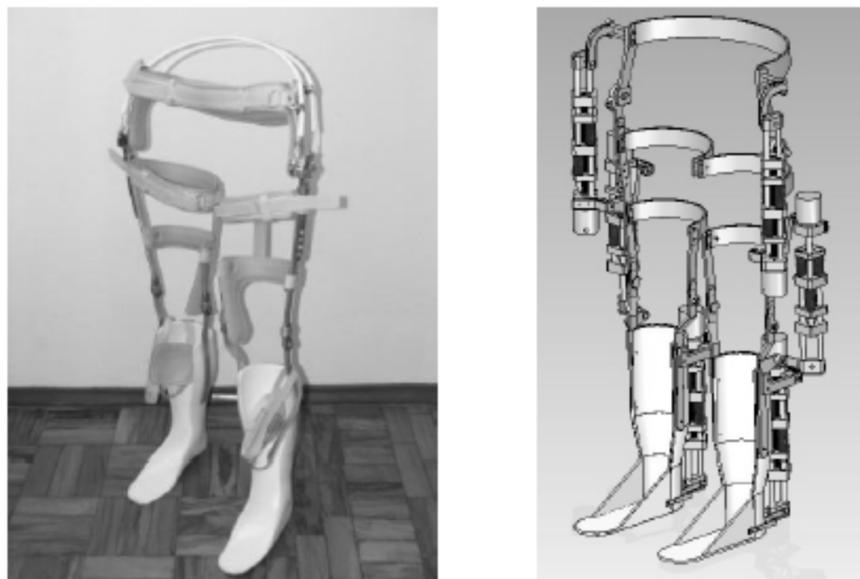


Fig. 2.13: Exoesqueleto com atuadores elásticos em série (JARDIM, 2009).

Araújo (2010) desenvolveu um protótipo de órtese ativa para pessoas com parcial ou total perda dos movimentos nos membros inferiores.

O movimento de cada articulação é realizado por um motor com o eixo perpendicular ao eixo da articulação, Fig. 2.14a, sendo o motor fixo em uma parte da estrutura com seu eixo acoplado a um fuso de esferas recirculantes com uma castanha fixa na outra parte da estrutura.

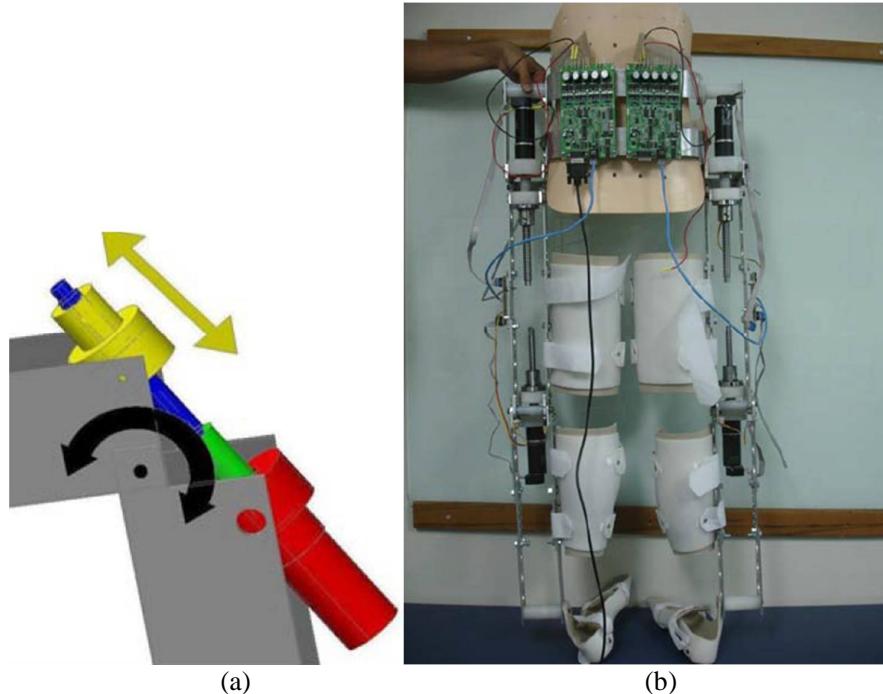


Figura 2.14: Estrutura robótica desenvolvida por Araújo (2010). (a) Detalhe do motor; e (b) Protótipo.

O movimento de rotação do motor causa um deslocamento linear ao longo do seu eixo, provocando a rotação da articulação. Para o controle dos motores o protótipo possui um sistema eletrônico embarcado e é capaz de reproduzir alguns dos movimentos da marcha humana como andar em linha reta, sentar e levantar. A Figura 2.14b apresenta o protótipo.

Yusa et al. (2010) descrevem um dispositivo desenvolvido para reabilitação neurológica do caminhar para pacientes com deficiência motora, Fig. 2.15a. Este possui 4 gdl, rotação longitudinal do quadril e a flexão/extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo, possibilitando ao usuário se mover livremente em qualquer direção, porém, necessita de um ajuste para cada usuário.

Para usuários com paralisia utilizou-se um elevador de cargas sincronizado ao dispositivo, conforme a Fig. 2.15b.

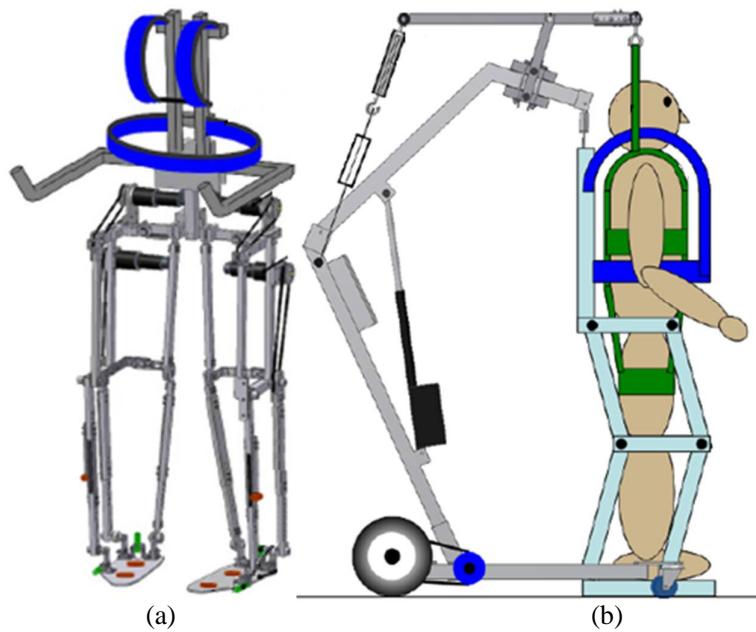


Figura 2.15: Dispositivo desenvolvido por Yusa et al. (2010). (a) Mecanismo da estrutura; e (b) Mecanismo com elevação de peso.

Santos (2011) propôs o projeto mecânico de um exoesqueleto capaz de caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar, permitindo ao usuário se deslocar com o auxílio de muletas, Fig. 2.16.

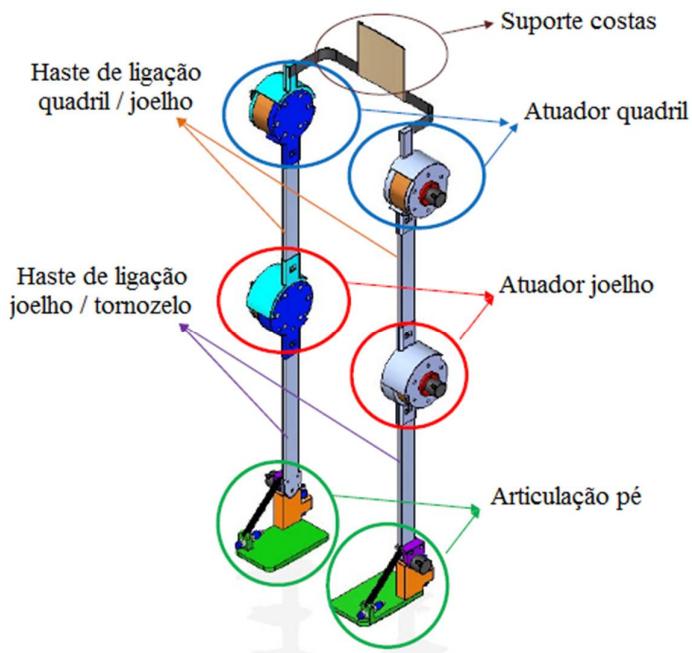


Figura 2.16: Estrutura proposta por Santos (2011).

O exoesqueleto possui 3 gdl em cada perna, sendo 1 gdl no quadril (flexão/extensão), 1 gdl no joelho (flexão/extensão) e 1 gdl no tornozelo (flexão/extensão). As articulações do quadril e do joelho são acionadas por motores *frameless* com redutores harmônicos. Para medir o ângulo e a velocidade angular dos atuadores foram utilizados encoders e sensores capacitivos utilizados para detectar o contato dos pés com o solo. Toda a estrutura foi confeccionada com barras de liga de alumínio e pode suportar uma pessoa com altura de 1,9 m e com massa de até 100 kg.

Em Israel, Zeilig et al. (2012) produziu uma estrutura para auxílio de paraplégicos. O exoesqueleto é denominado ReWalk, Fig. 2.17, e foi desenvolvido pela empresa Argo Medicinal Technologies. Ele é constituído de suportes motorizados para as pernas, sensores corporais, uma mochila, para a bateria e o computador do exoesqueleto, e um controle fixado em torno do pulso, que se comunica com o computador via wireless.

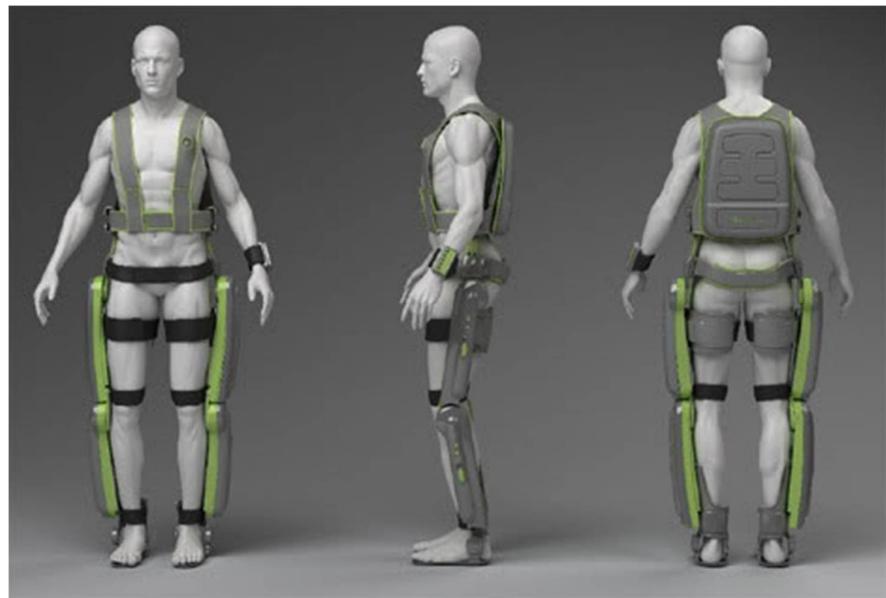


Fig. 2.17: Exoesqueleto para paraplégicos ReWalk (ZEILIG et al., 2012).

O exoesqueleto tem barras laterais no quadril e na perna, articulações nos quadris, joelhos e tornozelos. Os motores controlam os movimentos das articulações do quadril e do joelho, as articulações dos tornozelos são compostas por mecanismos que utilizam molas para realizar o movimento de flexão/extensão. Quando no modo de ‘andar’, a flexão do corpo para frente é detectada por um sensor de inclinação, que inicia o movimento.

Com auxílio de muletas o usuário se equilibra no exoesqueleto e altera o controle para andar, sentar e levantar, e subir ou descer escadas, a velocidade máxima atingida é de 0,6 m/s.

Banchadit et al. (2012) desenvolveram um exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos para pessoas de aproximadamente 1,7 m e 60 kg, Fig. 2.18.

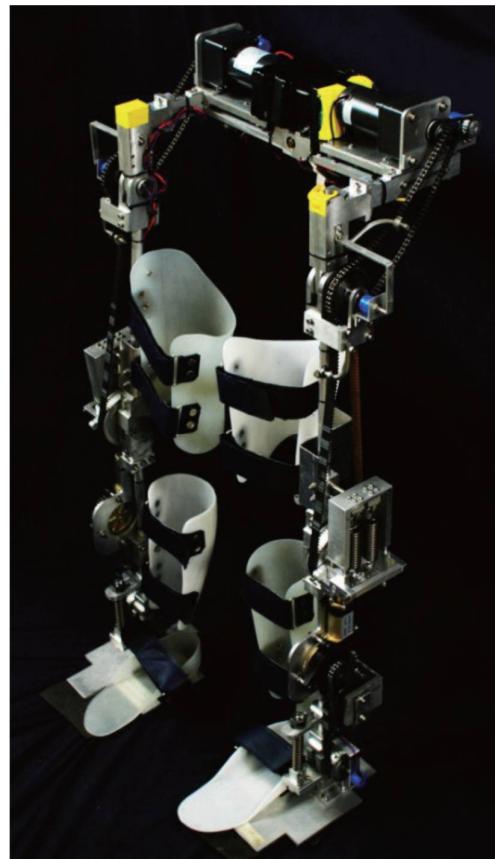


Figura 2.18: Exoesqueleto desenvolvido por Banchadit et al. (2012).

O exoesqueleto possui 5 gdl em cada perna, sendo 2 gdl no quadril (adução/abdução e flexão/extensão), 1 gdl no joelho (flexão/extensão) e 2 gdl no tornozelo (flexão/extensão e inversão/eversão). Motores elétricos são utilizados para acionar as articulações do joelho e do quadril (flexão/extensão). Molas foram utilizadas nas articulações do joelho e do tornozelo (flexão/extensão) a fim de armazenar energia a partir do início da fase de apoio e devolver esta energia a partir do meio da fase de apoio. Com a utilização das molas houve uma redução de aproximadamente 51,5 % e de 82,7 % no torque requerido para as articulações do joelho e do tornozelo, respectivamente. Para medir o ângulo das articulações foram utilizados potenciômetros. O controle do exoesqueleto foi realizado utilizando-se a técnica de controle de movimentos pré-programados baseado na análise clínica da marcha. Padrões da marcha foram instalados em um microcontrolador Arduino Mega 2560 que, com os ângulos das articulações, realiza o controle da estrutura. Os testes realizados confirmam que a utilização

das molas nas articulações do joelho reduziram o torque requerido do motor e a trajetória desenvolvida pela estrutura foi adequada ao padrão utilizado, porém o tempo de resposta do sistema de controle não foi satisfatório para um ciclo de marcha regular.

Sasaki; Noritsugu; Takaiwa (2012) desenvolveram uma roupa para incremento de força utilizando atuadores pneumáticos e calças, Fig. 2.19 para auxiliar na marcha.

O atuador pneumático é composto por quatro balões de filme de alumínio em série envolvidos por fitas de nylon que estão fixas atrás das coxas e das panturrilhas mantendo os atuadores sobre os joelhos.

Ao acionar os atuadores, os balões de filme de alumínio inflam, a força causada pela expansão dos balões é convertida em torque devido ao braço de alavanca entre o ponto de atuação da força e o centro da articulação do joelho.

O resultado obtido foi uma redução no esforço necessário para realizar o movimento de marcha.

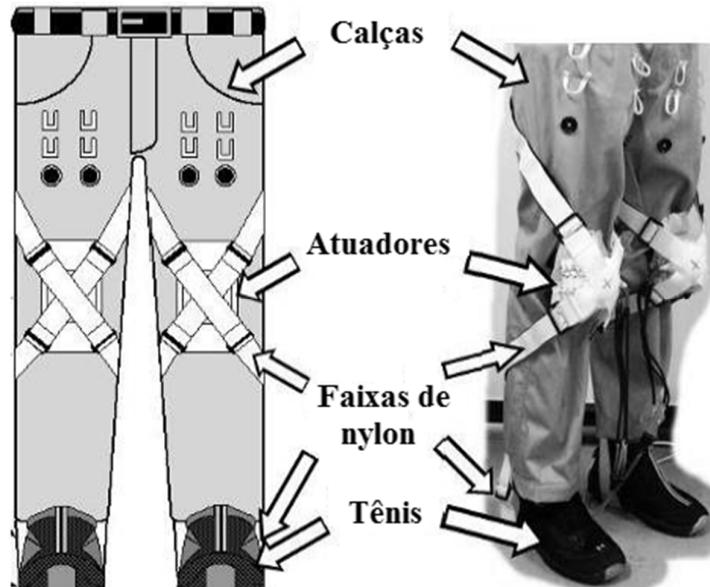


Figura 2.19: Estrutura da roupa para incremento de força desenvolvida por Sasaki; Noritsugu; Takaiwa (2012).

Kim et al. (2013) desenvolveram uma estrutura robótica para validar um dispositivo a ser utilizado no controle de estabilidade de exoesqueletos e na detecção da intenção de movimento por parte do usuário, Fig. 2.20.



Figura 2.20: Estrutura robótica desenvolvida por Kim et al. (2013).

Este dispositivo utiliza o conceito de ‘centro de pressão’ (CdP), que é o ponto no qual a resultante das forças de contato entre duas superfícies está aplicada, para identificar a posição do centro de massa do corpo e realizar o controle da estrutura robótica.

A estrutura foi desenvolvida utilizando-se tubos de seção circular e possui três gdl no quadril, um gdl no joelho e três gdl no tornozelo, sendo um total de sete gdl para cada perna, destas articulações apenas as do quadril e joelho serão ativas, sendo necessária a utilização de muletas. Para obter o CdP são utilizados sensores de força para medir as forças de reação entre o solo e a estrutura e entre a estrutura e o usuário, sensores de presença para identificar o contato entre o pé da estrutura e o solo, sensores de ângulo para medir o ângulo de cada articulação e um inclinômetro para medir a inclinação do torso.

Koceska et al. (2013) desenvolveram um exoesqueleto para reabilitação de pacientes com disfunção no movimento de marcha, Fig. 2.21.



Figura 2.21: Protótipo do sistema para reabilitação proposto por Koceska et al. (2013).

A estrutura foi desenvolvida utilizando barras de alumínio, possui 2 gdl no quadril, 1 gdl no joelho e 2 gdl no tornozelo, sendo 5 gdl por perna, sendo que apenas uma das articulações do quadril e a articulação do joelho são ativas. Para acionar as articulações foram utilizados cilindros pneumáticos controlados por válvulas proporcionais de pressão. Devido às características de não linearidades dos atuadores pneumáticos e para obter robustez e adaptabilidade foi utilizado um sistema de controle baseado em lógica fuzzy para regular o comprimento dos atuadores pneumáticos. A trajetória dos pés do exoesqueleto foi obtida através da filmagem de uma pessoa caminhando sobre uma esteira e o exoesqueleto reproduz o movimento. Os resultados dos experimentos mostraram que a arquitetura de controle desenvolvida permitiu o controle de trajetória com precisão.

Onen et al. (2013) propuseram um exoesqueleto denominado *WSE (Walking Supporting Exoskeleton)* para pessoas com perda total ou parcial da atividade muscular da perna, Fig. 2.22. Este exoesqueleto utiliza a técnica de “controle pré-programado de movimento” (*PMC - Preprogrammed Motion Control*), no qual o usuário seleciona o movimento que deseja realizar. Segundo os autores isto facilita a interação usuário-máquina e é mais confortável e ergonômica, além de reduzir a complexidade computacional e do hardware e a quantidade de sensores necessários.



Figura 2.22: Projeto da estrutura do WSE (ONEN et al., 2013).

A estrutura foi projetada com peças de poliamida, para peças expostas a poucos esforços, e alumínio 7075, para as outras. Esta possui 3 gdl para cada perna, sendo 1 gdl no quadril (flexão/extensão), 1 gdl no joelho (flexão/extensão) e 1 gdl no tornozelo (flexão/extensão). Apenas as articulações do quadril e do joelho são ativas sendo acionadas por servomotores. O controle dos motores é realizado por controladores de lógica fuzzy baseado em redes adaptativa. A massa total do exoesqueleto é de 29,5 kg e suporta uma pessoa de até 75 kg, com autonomia de 3 h.

Sierra et al. (2014) desenvolveram um exoesqueleto para reabilitação de pacientes e incremento de força para pessoas idosas e pacientes com distrofia muscular. Este possui 7 gdl por perna, sendo 3 gdl na articulação do quadril, 2 gdl na articulação do joelho e 2 gdl na articulação do tornozelo dos quais apenas os gdl para flexão/extensão do quadril e do joelho são ativos. O atuador que realiza o movimento de flexão/extensão das articulações do quadril e do joelho é composto por um sistema híbrido pneumático-elétrico, no qual um moto-redutor

harmônico está fixo na articulação e tem acoplado cabos ligados a músculos pneumáticos para auxiliar na movimentação da articulação, Fig. 2.23.

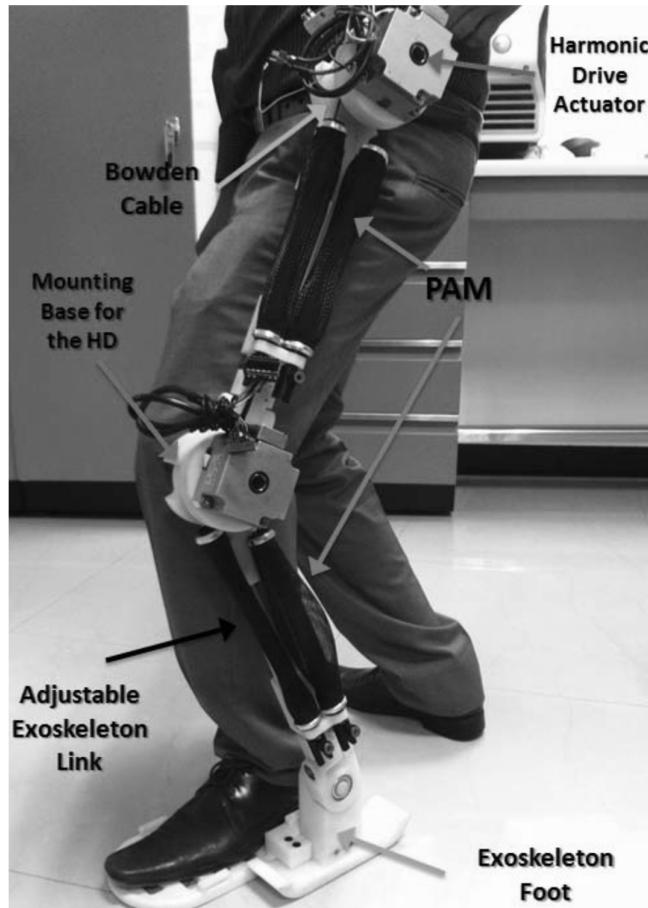


Figura 2.23: Exoesqueleto desenvolvido por Sierra et al. (2014).

O exoesqueleto foi projetado para realizar os movimentos cotidianos quando aplicado no incremento da força e para realizar o movimento da marcha em esteiras quando aplicado a reabilitação de pessoas.

Shi et al. (2014) descrevem um dispositivo para reabilitação de pacientes com danos na coluna vertebral, Fig. 2.24, que consiste em um sistema para suportar o peso do usuário associado a um exoesqueleto para realizar a movimentação das pernas sobre uma esteira. O exoesqueleto possui 3 gdl por perna, flexão/extensão e adução/abdução do quadril e flexão/extensão do joelho, sendo a articulação referente a adução/abdução do quadril passiva. O acionamento das articulações de flexão/extensão do quadril e do joelho é realizado por motores de passo associado a um mecanismo biela-manivela. O sistema de suporte de peso é responsável por realizar o movimento da cintura durante a caminhada.

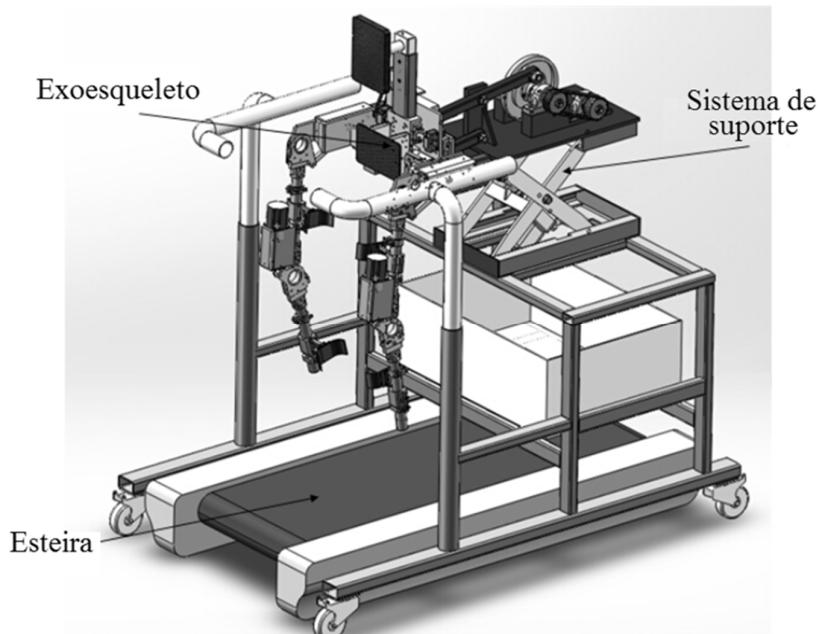


Figura 2.24: Esquema do dispositivo de reabilitação proposto por Shi et al. (2014).

Lu et al. (2014) desenvolveram um exoesqueleto para membros inferiores no laboratório de Tecnologia da Universidade do Sul da China para assistência física e reabilitação, Fig. 2.25.



Figura 2.25: Exoesqueleto desenvolvido por Lu et al. (2014).

O exoesqueleto possui 4 gdl, flexão/extensão e adução/abdução do quadril, flexão/extensão do joelho e flexão/extensão do tornozelo, acionados por um motor CC *brushless* através de reduções harmônicas. O exoesqueleto aplica força e lê parâmetros de impedância entre ele e o usuário. Utiliza controle adaptativo de aprendizagem para auxiliar o movimento da perna em uma trajetória periódica desejada.

A NASA juntamente com o *The Florida Institute for Human and Machine Cognition* desenvolveu o exoesqueleto X1, que assiste os movimentos das articulações das pernas (HE et al. 2014). O equipamento pode ser usado para o auxílio do reaprendizado de marcha para pessoas que sofreram acidentes.

O X1 tem 10 gdl, 4 articulações motorizadas nos quadris e joelhos, acionadas através de atuadores elásticos em série, e 6 articulações passivas que permitem andar lateralmente, Fig. 2.26.



Figura 2.26: X1, Exoesqueleto desenvolvido pela NASA (HE et al. 2014).

Para realizar o controle de movimento, o X1 possui um gerador dinâmico de trajetórias que atua sobre as articulações do quadril e do joelho para obter o movimento desejado. Outro modo de operação consiste em acionar as articulações do quadril e do joelho para que o exoesqueleto acompanhe o movimento realizado pela perna do usuário.

Accoto et al. (2014) descrevem o exoesqueleto LENAR, com 4 gdl para auxiliar na flexão/extensão do quadril e do joelho durante a realização da marcha. O LENAR utiliza estruturas paralelas em cada perna, o que possibilita a montagem em diversas configurações, conforme mostrado na Fig. 2.27a. A configuração nº 10 da Fig. 2.27a é a que possui melhores características como, ergonomia na transferência de forças da estrutura para o usuário e tolerância a desalinhamentos.

O protótipo desenvolvido, Fig. 2.27b, possui dois atuadores elásticos rotativos, montados em série em cada perna, que utilizam motores CC *brushless* conectados às articulações através de uma redução de duplo estágio (composta por uma redução planetária e engrenagens *hypoid*) e por molas de torção em forma de disco (elemento elástico passivo). Em adição, o elemento elástico passivo é utilizado como sensor de torque e possibilita tolerância ao impacto e rejeição a distúrbios devido ao evento de contato inicial durante o ciclo da marcha, redução do atrito estático, da fricção e da folga, além de armazenar energia.

O controle dos atuadores elásticos rotativos é realizado através da medição da deflexão da mola. O sistema utiliza uma estratégia de controle tipo cascata, que consiste em uma malha de controle de velocidade associada a uma malha de controle de torque.

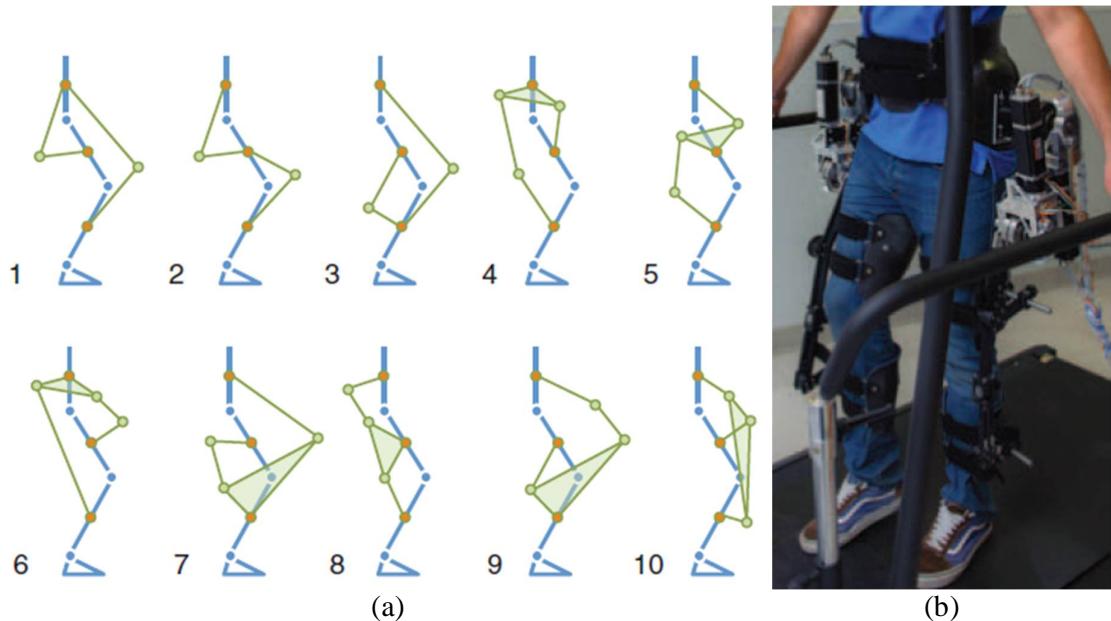


Figura 2.27: Exoesqueleto LENAR. a) Representação morfológica de dez possíveis configurações; e b) Protótipo desenvolvido (Accoto et al., 2014).

A empresa *Rex Bionics* (REX BIONICS, 2015) desenvolveu na Nova Zelândia o *Rex (Robotic Exoskeleton)*, um exoesqueleto de 34 kg controlado por um joystick que dá suporte

para o usuário paraplégico caminhar para frente, para trás e de lado, subir e descer escadas, sentar e levantar. Na Fig. 2.28 pode ser visto o resultado de um custo de produção de 150 mil euros (informação de outubro de 2013 <<http://www.rexbionics.com>>).



Figura 2.28: Exoesqueleto comercial *Rex* (REX BIONICS, 2015).

Asbeck et al. (2015) desenvolveram em seu trabalho uma “exo-roupa” para auxiliar na caminhada, Fig. 2.29a. A exo-roupa utiliza atuadores para auxiliar nos movimentos de flexão do quadril, e extensão do tornozelo, e na extensão do quadril por perna. O sistema consegue atingir a velocidade de 1,79m/s durante a marcha, com massa de 6,5kg.

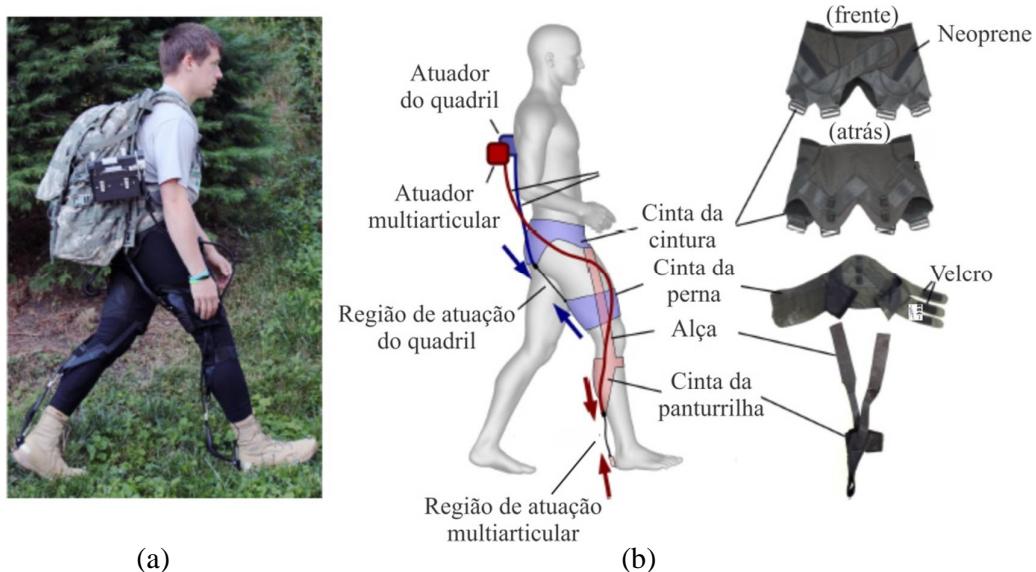


Figura 2.29: Exo-roupa desenvolvida por Asbeck et al. (2015).

A exo-roupa é constituída por cintas na cintura, nas coxas e nas panturrilhas, com alças para conexão entre elas, Fig. 2.29b. Estas cintas fixam cabos guiados, responsáveis pela movimentação do quadril e do pé, conforme pode ser observado na Fig. 2.29.

## 2.2. Conclusões

Diversos esforços têm sido realizados para o desenvolvimento de exoesqueletos e estruturas para movimentação e/ou reabilitação de pessoas com deficiência física. Os avanços tecnológicos na robótica têm possibilitado o desenvolvimento de exoesqueletos cada vez mais eficientes, capazes de auxiliar o deficiente físico em suas atividades cotidianas e de participar de forma dinâmica no processo de reabilitação.

Porém, mesmo com os avanços alcançados nos últimos tempos tais como o desenvolvimento de baterias com carga cada vez maiores, avanço e acesso a microeletrônica, o aumento na eficiência de atuadores, ainda é uma tecnologia cara e apenas uma pequena porção da população consegue comprar um destes exoesqueletos. Conforme Ferrati et al. (2013) este é o principal motivo que restringe o acesso da maior parte da população dos benefícios derivados do uso deste tipo de tecnologia. Além, claro, da maioria dos exoesqueletos propostos necessitar do uso de muletas ou outros dispositivos de suporte para auxiliar na movimentação do usuário e possibilitar maior estabilidade durante a movimentação.

Assim, o objetivo deste trabalho é propor uma solução inovadora deste problema, associando mecanismos articulados simples aplicados em estruturas paralelas, com acionamento pelo próprio usuário. Obtendo então, um dispositivo de baixo custo, que permita a pessoas com paralisia/deficiência motora nos membros inferiores realizar o movimento/reabilitação da marcha humana de forma autônoma, sem a necessidade de terceiros.



## **CAPÍTULO III**

### **MOVIMENTOS DO MEMBRO INFERIOR**

Este tópico apresenta os movimentos básicos de cada articulação do membro inferior, abordando as características mecânicas e as limitações do mesmo.

#### **3.1. O Quadril**

O quadril é a junta do membro inferior responsável pela locomoção do indivíduo e sustentação de seu corpo. Possui três gdl, permitindo a movimentação da perna em três direções distintas, tornando esta articulação do corpo humano mais semelhante a uma articulação mecânica esférica, salvo as suas restrições de amplitude de cada movimento (KAPANDJI, 2000).

Para referenciar adequadamente os movimentos são definidos os planos e eixos de referência do membro inferior. O corpo realiza movimentos em três planos: plano sagital, que divide o corpo em duas metades, uma direita e outra esquerda, Fig. 3.1a; plano frontal, que divide o corpo em partes anterior e posterior, Fig. 3.1b; e o plano transversal, que divide o corpo em partes superior e inferior, Fig. 3.1c (CALAIS-GERMAIN, 2002).

Admite-se como sendo o eixo transverso como o eixo horizontal contido no plano frontal do corpo humano (eixo XOX'), o eixo ântero-posterior perpendicular a este mesmo plano (eixo YOY'), e o eixo vertical como o propriamente dito contido no plano frontal (eixo OZ), Fig. 3.1d.

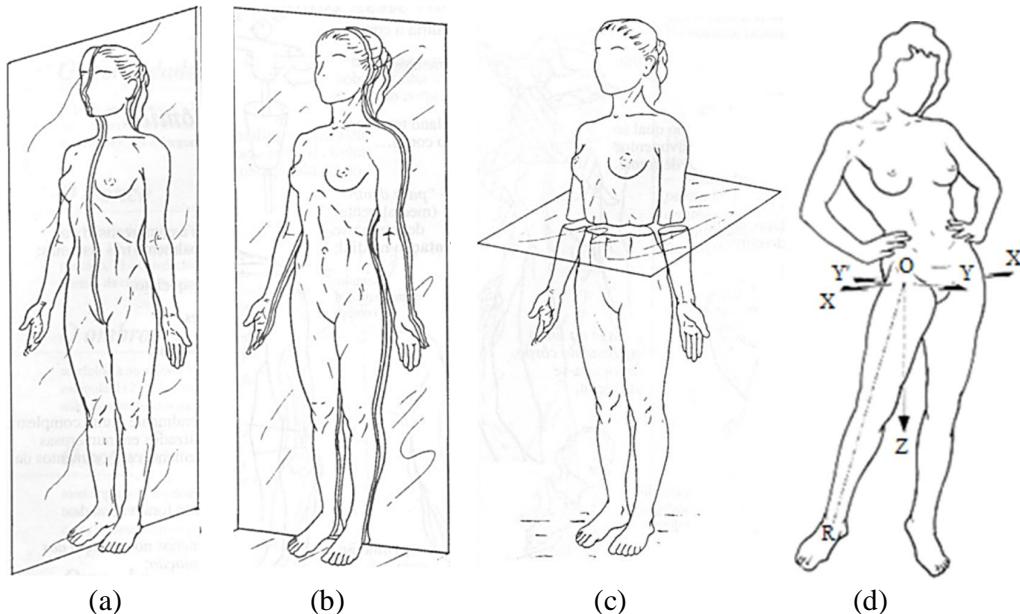


Figura 3.1: Planos dos movimentos do corpo e eixos do quadril. a) Plano Sagital; b) Plano Frontal; c) Plano transversal (CALAIS-GERMAIN, 2002); e d) (XOX') Eixo transverso, (YOY') eixo ântero-posterior, (OR) eixo longitudinal (KAPANDJI, 2000).

### 3.1.1. Flexão e extensão

O movimento de flexão/extensão possui duas fases distintas e consiste no deslocamento da perna em torno do eixo transverso, fazendo com que o movimento ocorra no plano sagital, Fig. 3.1.

Durante a primeira fase, a flexão, a perna se desloca para frente, possibilitando o contato entre coxa e tronco e promovendo a distensão dos ligamentos. A amplitude deste movimento varia de acordo com a posição do joelho, sendo inferior a  $90^\circ$ , em relação à posição anatômica, com o joelho estendido e a  $120^\circ$  com o joelho flexionado, Fig. 3.2a.

Os limites também são influenciados pela forma que o movimento é executado. Os valores citados são válidos para a flexão ativa, realizada pela ação somente da perna. Para a flexão passiva, onde o movimento é auxiliado por uma ação externa, a perna pode chegar a  $145^\circ$  com o joelho flexionado e  $120^\circ$  com o mesmo estendido, Fig. 3.2a.

Na extensão, o membro se desloca para trás, o que gera tensão nos ligamentos, numa amplitude de  $20^\circ$  ativos com o joelho estendido e um pouco menor para o joelho flexionado. De forma passiva, a extensão pode alcançar aproximadamente  $30^\circ$  quando a perna se situa para trás e  $20^\circ$  com a mesma à frente, Fig. 3.2b.

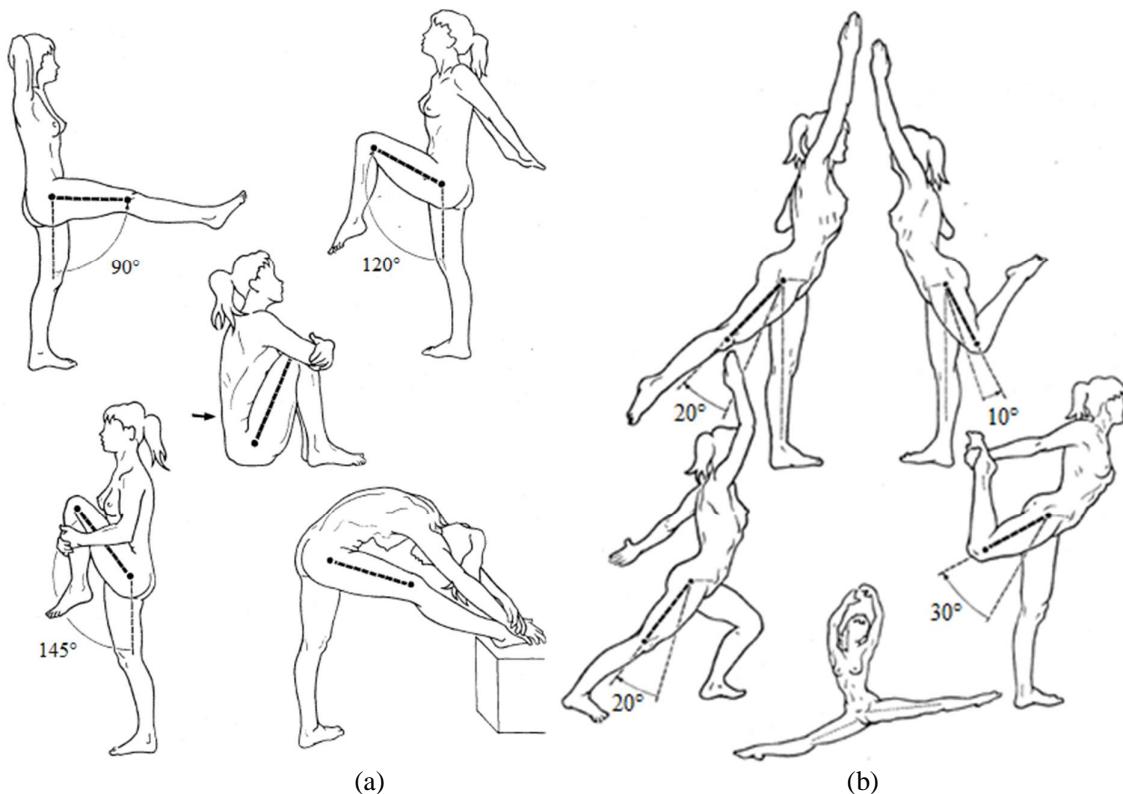


Figura 3.2: a) Movimentos de flexão do quadril; e b) Movimentos de extensão do quadril (KAPANDJI, 2000).

### **3.1.2. Abdução e adução**

Por definição, o movimento de abdução é o afastamento do membro do plano de simetria do corpo. Este movimento ocorre em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal e pode alcançar cerca de  $90^\circ$  entre uma perna e outra, sendo que é comum se dizer que a amplitude máxima do quadril é de  $45^\circ$  em relação ao eixo de simetria do corpo, Fig. 3.3a.

A adução corresponde ao movimento inverso da abdução, onde o membro se desloca em direção ao eixo de simetria do corpo. Pelo fato dos membros inferiores estarem em contato na posição de referência, não existe um movimento de adução pura, mas sim movimentos de adução relativa, sendo a amplitude máxima de  $30^\circ$ , Fig. 3.3b.

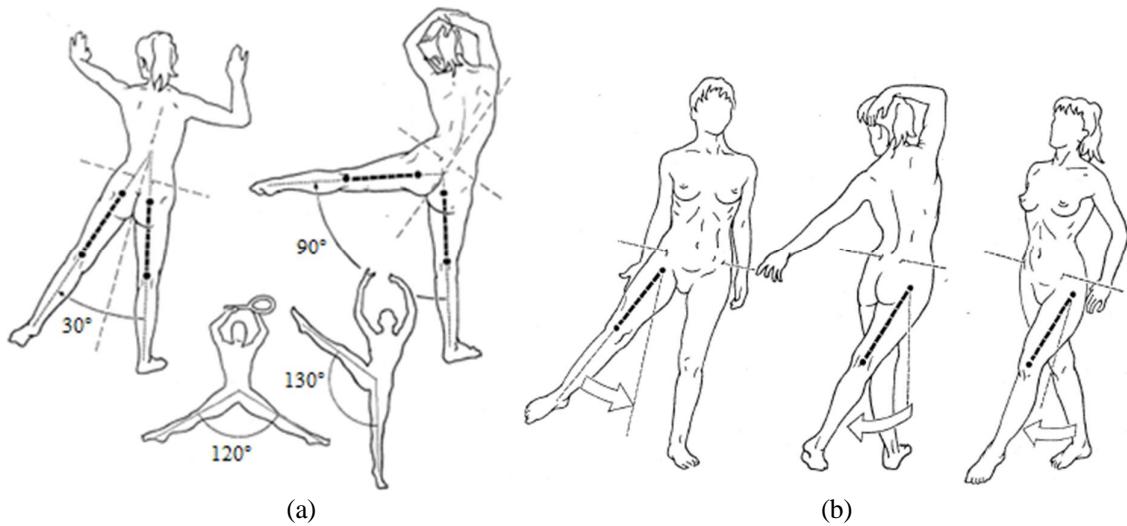


Figura 3.3: a) Movimentos de abdução do quadril; e b) Exemplos de movimentos de adução relativa (KAPANDJI, 2000).

### 3.1.3. Rotação no eixo longitudinal

Este movimento ocorre com o joelho flexionado em ângulo reto na vertical, Fig. 3.4b. A partir desta posição, quando a perna se dirige para fora, mede-se a rotação interna, Fig. 3.4a, cuja amplitude máxima é de 30 a 40°. Quando a perna se dirige para dentro, mede-se a rotação externa, Fig. 3.4c, cuja amplitude máxima é de 60°.

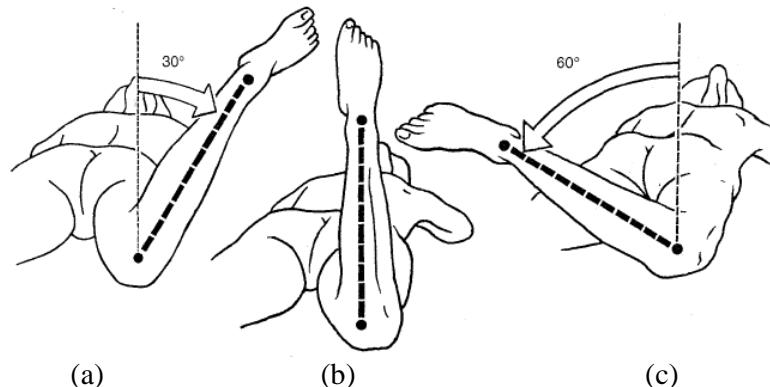


Figura 3.4: a) Rotação interna do Quadril; b) Posição de referência; e c) Rotação externa do quadril (KAPANDJI, 2000).

## 3.2. O joelho

O joelho é a articulação intermediária do membro inferior, sendo uma articulação com 1 gdl (flexão/extensão), que permite regular a distância do corpo em relação ao chão. A

articulação do joelho, contudo, possui um segundo gdl (rotação sobre o eixo longitudinal da perna) o qual só existe quando o mesmo está flexionado. A Figura 3.5 apresenta os eixos para definir a movimentação do joelho.

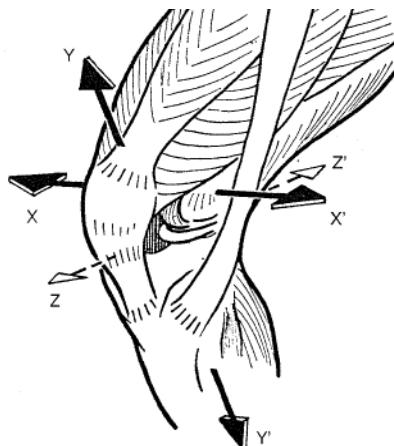


Figura 3.5: (XOX') Eixo transverso, (YOY') eixo longitudinal do joelho, (ZOZ') eixo de referência (KAPANDJI, 2000).

### **3.2.1. Flexão e extensão**

O movimento de flexão/extensão é o principal movimento do joelho, sendo que sua amplitude é medida a partir da posição de referência definida a partir do eixo da perna que se situa no prolongamento do eixo da coxa, indicado como eixo ZOZ', Fig. 3.5.

A extensão do joelho é definida como o afastamento da face posterior da perna da face posterior da coxa. Este movimento ocorre principalmente de forma passiva, variando de 5° a 10° a partir da posição de referência, Fig. 3.6a.

Para a flexão do joelho, pode-se dividir o movimento em dois tipos definidos como flexão absoluta e flexão relativa. A flexão de forma ativa atinge 140° caso o quadril se encontre previamente flexionado, Fig. 3.6b, e pode chegar a 120° somente se o quadril estiver em extensão, Fig. 3.6d.

A flexão passiva pode chegar a uma amplitude de 160°, Fig. 3.6c, o que torna o calcâncar capaz de tocar a nádega nesta situação.

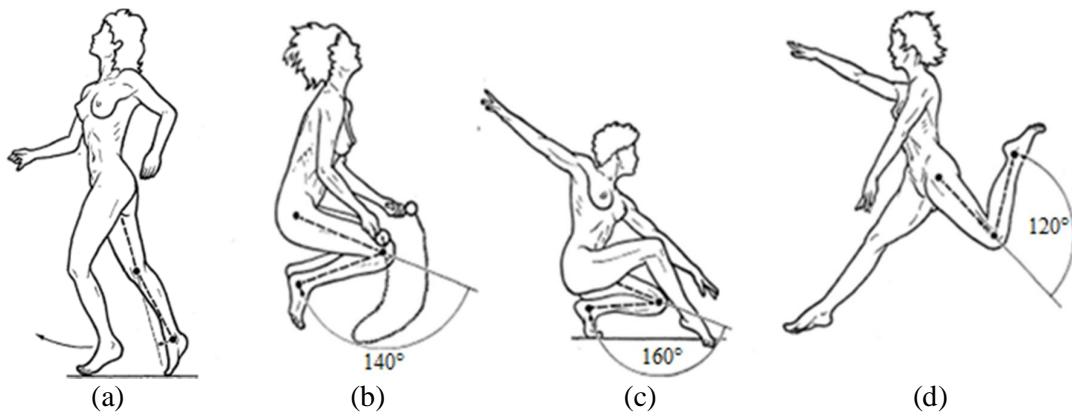


Figura 3.6: Movimentos de flexão do joelho (KAPANDJI, 2000).

### 3.2.2. Rotação no eixo longitudinal

O movimento de rotação longitudinal do joelho corresponde a um caso particular que ocorre apenas quando este se encontra flexionado, possibilitando o pé a se deslocar em torno do eixo longitudinal do joelho. A rotação interna leva a ponta do pé para dentro, intervindo no movimento de adução do pé, sendo a amplitude do movimento de  $30^\circ$ , Fig. 3.7a. Já a rotação externa leva a ponta do pé para fora, com amplitude de movimento de  $40^\circ$ , Fig. 3.7c. Quando realizados de forma passiva, estes movimentos podem aumentar suas amplitudes máximas de  $5$  a  $10^\circ$ , dependendo das características de cada indivíduo.

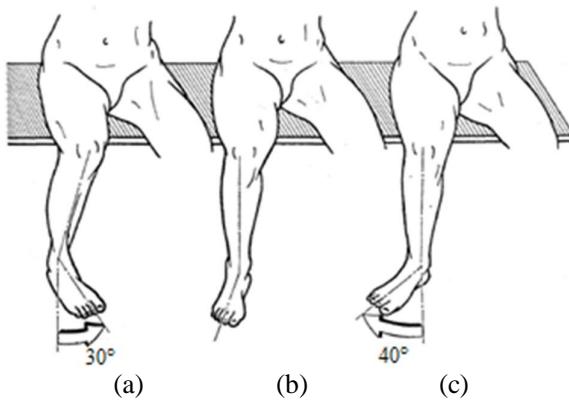


Figura 3.7: a) Rotação interna do joelho; b) posição de referência; e c) rotação externa do joelho (KAPANDJI, 2000).

### 3.3. O tornozelo

O tornozelo é definido como a articulação distal do membro inferior, que condiciona os movimentos da perna com relação ao pé no plano sagital, e possui apenas um gdl, onde ocorre

à flexão/extensão, sendo de vital importância para a marcha, seja em terreno plano ou acidentado (KAPANDJI, 2000).

O conjunto de articulações existentes no pé, auxiliado pela rotação axial do joelho, possui as mesmas funções de uma articulação com 3 gdl, permitindo orientar a abóbada plantar em todas as direções, fazendo com que ela se adapte aos diversos tipos de terreno.

A Figura 3.8 apresenta os eixos utilizados para referenciar os movimentos ocorridos no tornozelo.

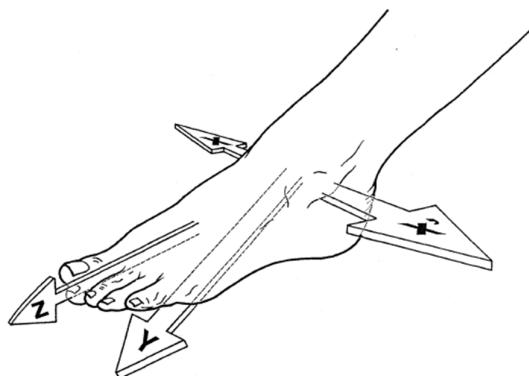


Figura 3.8: (XOX') eixo transversal, (Y) eixo longitudinal da perna, (Z) eixo longitudinal do pé (KAPANDJI, 2000).

### **3.3.1. Flexão e extensão**

Os movimentos de flexão/extensão do tornozelo ocorrem no plano sagital de maneira semelhante à flexão/extensão analisada nas articulações anteriores. Estes movimentos partem a partir da posição anatômica em direções opostas.

A partir da posição de referência, Fig. 3.9a ponto A, pode-se afirmar que a flexão do tornozelo, também denominada flexão dorsal ou dorsiflexão, é o movimento que aproxima o dorso do pé à face anterior da perna, Fig. 3.9a ponto B.

A extensão da articulação do tornozelo (também denominada de flexão plantar) é o movimento que afasta o dorso do pé da face anterior da perna, Fig. 3.9a ponto C.

Nota-se que a amplitude da extensão do tornozelo é bem maior em comparação com a amplitude da flexão. Para o movimento de flexão, a amplitude é de 20° a 30°. Já para o movimento de extensão, a faixa da amplitude é de 20° a 50°, Fig. 3.9b.

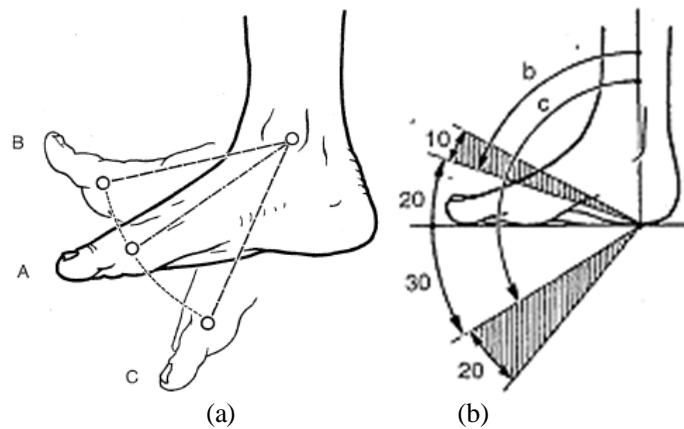


Figura 3.9: Extensão da articulação do tornozelo. a) ponto A posição anatômica a  $0^\circ$ , ponto B Flexão do tornozelo, ponto C extensão do tornozelo; e b) Amplitudes da flexão/extensão do tornozelo (KAPANDJI, 2000).

### 3.4. Ciclo da marcha

Segundo Vaughan; Davis; O'Connor (1999), o ciclo da marcha é um padrão repetitivo, cuja descrição normalmente se refere a um ciclo, assumindo que os ciclos sucessivos serão os mesmos.

A Figura 3.10 apresenta um único ciclo normal da marcha (neste caso, para a perna direita) de uma criança de oito anos de idade. O ciclo se inicia quando o calcanhar da perna direita entra em contato com o solo e termina quando o mesmo toca novamente o solo.

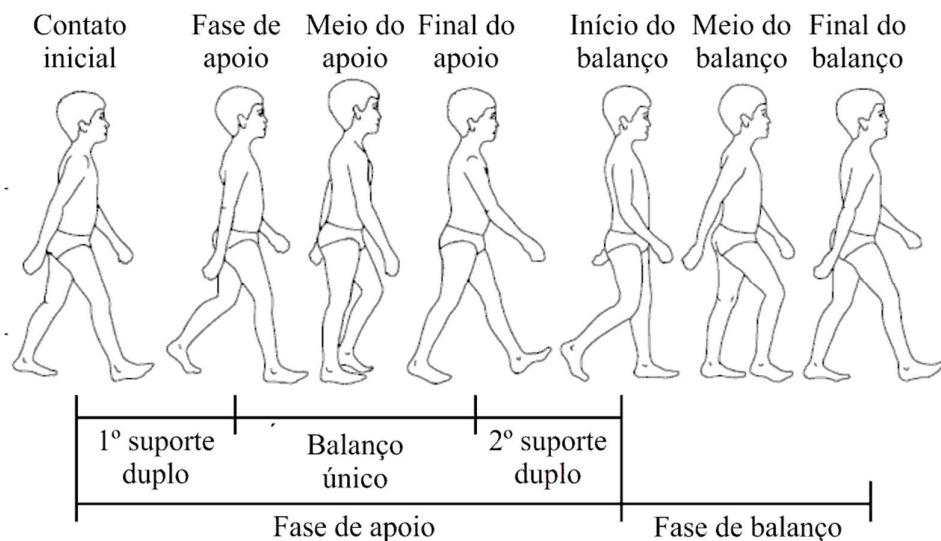


Figura 3.10: Ciclo normal da marcha de uma criança de oito anos (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

Conforme a Fig. 3.10, o ciclo da marcha é composto por duas fases:

*Fase de Apoio*, onde o pé está em contato com o solo; e

*Fase de Balanço*, onde o pé perde o contato com o solo e a perna realiza o movimento de balanço em preparação para iniciar novamente o contato do pé com o solo.

A fase de apoio pode ser subdividida em três subfases:

*1º suporte duplo*, quando os dois pés estão em contato com o solo.

*Balanço único*, quando o pé esquerdo está em balanço enquanto o pé direito está em contato com o solo.

*2º suporte duplo*, quando os dois pés estão em contato com o solo novamente.

Segundo Maia (2013), o ciclo da marcha também pode ser dividido em sete eventos, conforme indicado na Fig. 3.10:

*Contato inicial*, inicia quando o calcanhar toca o solo. Neste momento o quadril está a 30° de flexão e o joelho e o tornozelo estão na posição de referência. Depois, dá-se a flexão do joelho (5°) e a extensão do tornozelo.

*Fase de apoio*, o corpo absorve o impacto do pé que rola em pronação até ficar totalmente apoiado no chão. O quadril se movimenta em extensão; o joelho flexiona até atingir 20° e a extensão do tornozelo fica entre 10 e 15°.

*Meio do apoio*, o corpo é suportado por uma única perna e o organismo começa a utilizar a absorção da força de impacto para se propulsionar para frente. O quadril vai de 10° de flexão para extensão, o joelho encontra-se em extensão e o tornozelo está em flexão (5°).

*Final do apoio*, começa quando o calcanhar deixa o chão e termina com o fim da fase de apoio, quando o dedão deixa o solo. O quadril se movimenta entre 10° e 13° de extensão; o joelho flexionado (0° à 5°) e o tornozelo em extensão. Quando o peso do corpo já só está sobre as cabeças dos metatarsos; o joelho fica em flexão de 35° à 40° e a extensão do tornozelo aumenta até 20°.

*Início do balanço*, ou aceleração, inicia quando o pé deixa o solo. O quadril apresenta extensão de 10° para fletir a 20° com rotação lateral, o joelho flexiona-se até entre 40° à 60° e o tornozelo vai de 20° de extensão à posição de referência.

*Meio do balanço*, o quadril está fletido a 30°, o joelho está flexionado a 60°, passando para aproximadamente 30°, e o tornozelo flexiona.

*Final do balanço*, ou desaceleração, inicia com uma flexão de 25° à 30° do quadril, uma extensão do joelho e posição neutra do tornozelo, terminando quando o calcanhar volta a tocar no chão.

No ciclo normal da marcha há uma simetria natural entre o lado esquerdo e o lado direito. A Figura 3.11 apresenta esta simetria e a duração do ciclo da marcha para cada perna.

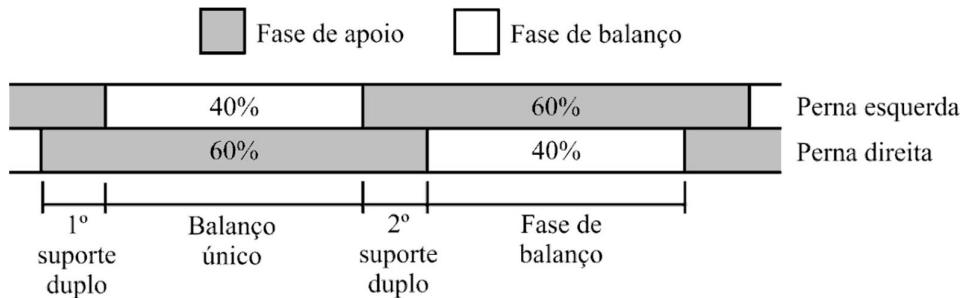


Figura 3.11: Duração do ciclo normal da marcha de um homem (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999),.

### 3.5. Conclusões

Deste capítulo têm-se os limites de movimentação das articulações do membro inferior, devendo a estrutura não ultrapassar estes limites para não causar lesões no usuário. Deve ser salientado, no entanto, que cada pessoa, mesmo as que não possuem deficiências físicas, tem suas próprias limitações e que devem ser verificadas para cada tipo de atividade.

A proposta deste trabalho, conforme apresentado no Capítulo 4, é o desenvolvimento de uma estrutura que possibilite ao indivíduo andar em linha reta, realizando os movimentos de flexão/extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Na Tabela 3.1 estão apresentados os limites máximos de movimento destas articulações que podem ser atingidos durante alongamento, na movimentação ou na realização de um movimento específico, como agachamento, corrida, entre outros.

Tabela 3.1: Limites do movimento de flexão/extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo (KAPANDJI, 2000).

Articulação	Flexão	Extensão	Plano de referência	Eixo/ posição de referência
Quadril	90°	20°	Sagital	Eixo transverso XOX', Fig. 3.1
Joelho	120°	5°		Eixo ZOZ', Fig. 3.5
Tornozelo	20°	30°		Posição anatômica da perna, Fig. 3.9

Os valores da Tab. 3.1, com exceção do movimento de extensão da articulação do quadril, estão acima dos valores atingidos pelas articulações durante o movimento de marcha.

A Tabela 3.2 contém os valores máximos atingidos no movimento de flexão/extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo normal da marcha de um indivíduo adulto, com base nos dados apresentados por Kapandji (2000).

Tabela 3.2: Limites do movimento de flexão/extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo atingidos durante o ciclo normal da marcha.

Articulação	Flexão	Extensão	Plano de referência	Eixo/ posição de referência
Quadril	30°	13°	Sagital	Eixo transverso XOX', Fig. 3.1
Joelho	60°	0°		Eixo ZOZ', Fig. 3.5
Tornozelo	5°	20°		Posição anatômica da perna, Fig. 3.9

Logo, para que a estrutura possibilite ao usuário realizar o movimento normal da marcha, os parâmetros da Tab. 3.2 serão utilizados como limites para o movimento realizado pela estrutura.



## CAPÍTULO IV

### MODELAGEM MATEMÁTICA

O objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de um exoesqueleto para movimentação de pessoas com paralisia/deficiência dos membros inferiores e que seja acionado utilizando a força do próprio usuário.

A Figura 4.1 apresenta o modelo do exoesqueleto proposto nesta dissertação.

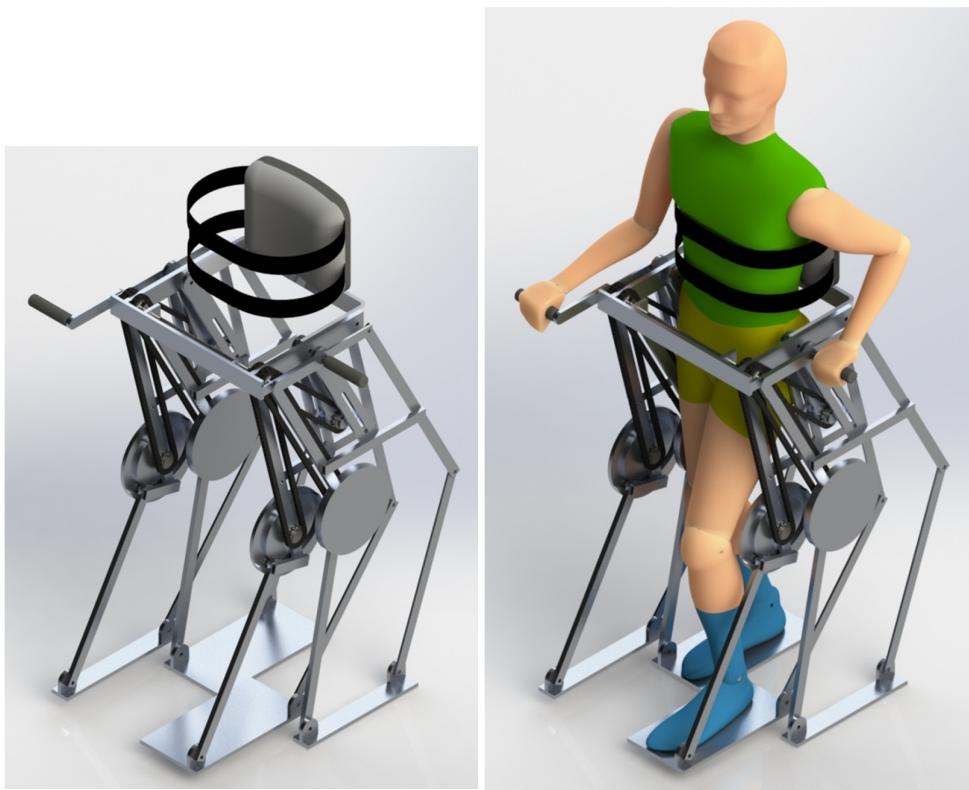


Figura 4.1: Exoesqueleto proposto. a) Estrutura proposta; e b) Estrutura com manequim.

A estrutura é composta por uma base na qual estão conectadas quatro pernas; uma estrutura para sustentação do usuário (que não será abordada nesta dissertação) e por um par de manivelas que o usuário utiliza para movimentar a estrutura (denominadas manivelas do usuário). A base realiza a conexão entre as pernas, o suporte para sustentação do usuário e as manivelas, conforme pode ser visto na Fig. 4.2.

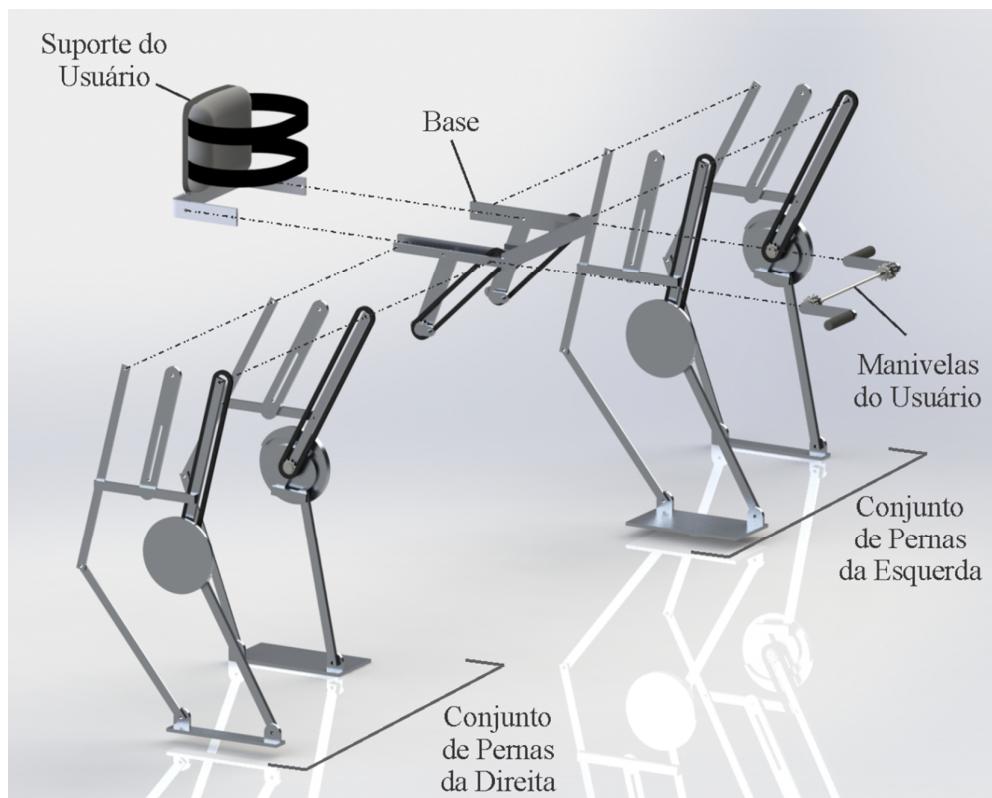


Figura 4.2: Componentes da estrutura.

As quatro pernas estão agrupadas duas a duas sendo um conjunto de pernas da esquerda e outro da direita. Cada conjunto possui uma perna interna que é utilizada para apoiar o pé do usuário, e outra externa que garante o equilíbrio do sistema. Os dois conjuntos são simétricos em relação ao corpo do usuário, Figs 4.2 e 4.3.

O que diferencia as pernas de um mesmo conjunto é o tipo de apoio: a perna interna possui um apoio para o pé do usuário e a externa um apoio simples, mais estreito, para garantir o equilíbrio, Fig 4.3.

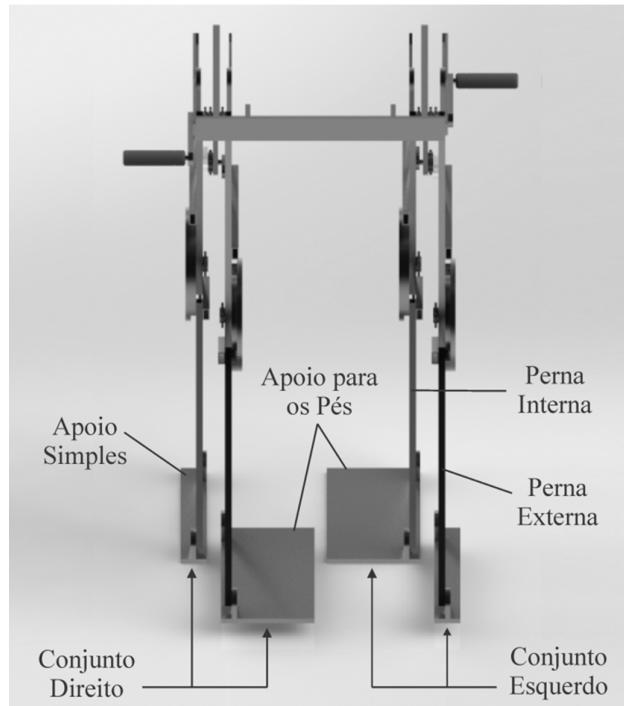


Figura 4.3: Identificação das pernas.

Cada perna é composta por uma estrutura paralela; um apoio; um mecanismo came/seguidor e um balancim acionado por uma manivela conectada à base da estrutura, conforme indicado nas Figs. 4.4 e 4.6.

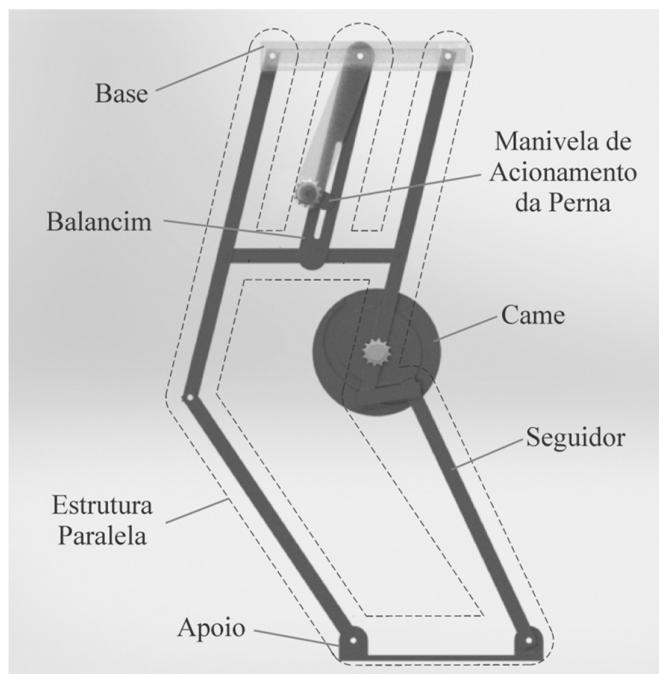


Figura 4.4: Elementos da perna.

O acionamento das pernas é realizado através do acionamento das manivelas do usuário, fixas a uma barra de seção circular montada na base. O movimento de rotação das manivelas do usuário é transmitido através de correntes e polias dentadas para os cames de cada perna e para as manivelas de acionamento das pernas, conforme a Fig. 4.5.

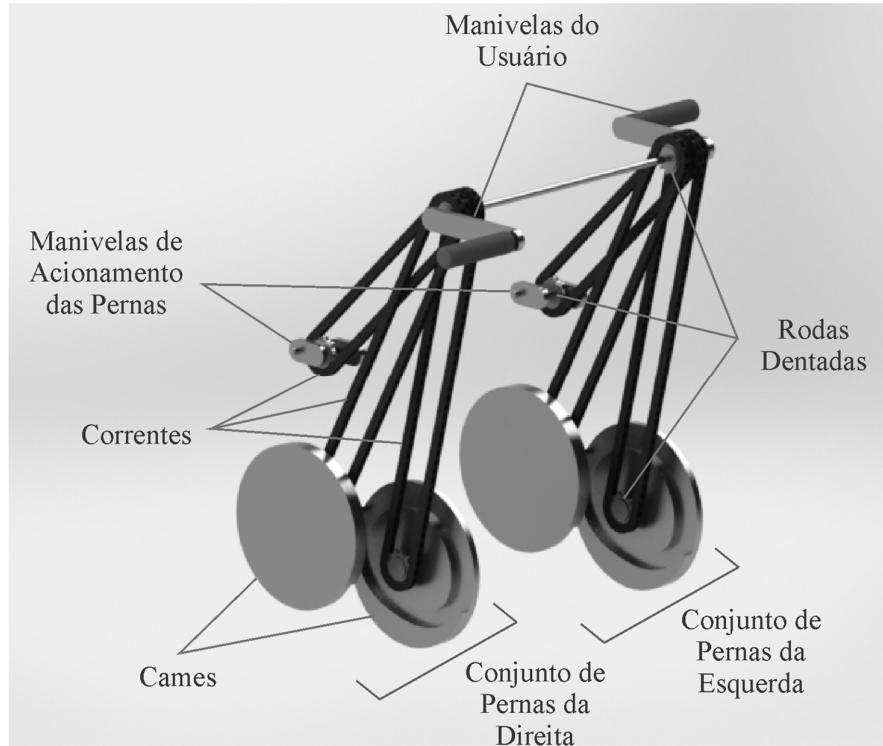


Figura 4.5: Sistema de transmissão de movimento.

O acionamento da manivela do usuário transfere o movimento de rotação ao came e à manivela de açãoamento de cada perna, simultaneamente. O movimento de rotação da manivela de açãoamento da perna é convertido em movimento oscilatório pelo balancim, movimentando a perna para frente e para trás. O movimento de rotação do came faz com que o seguidor realize outro movimento oscilatório, levantando e abaixando o apoio. Da combinação dos movimentos dos dois mecanismos obtém-se o movimento do pé na trajetória desejada.

A Figura 4.6 apresenta os parâmetros utilizados na modelagem de cada perna. Devido ao paralelismo entre as barras  $IK$ ,  $OL$  e  $AD$ , bem como dentre as barras  $AK$ ,  $BJ$  e  $GH$ , a estrutura pode ser simplificada conforme o esquema da Fig. 4.6b para facilitar sua análise.

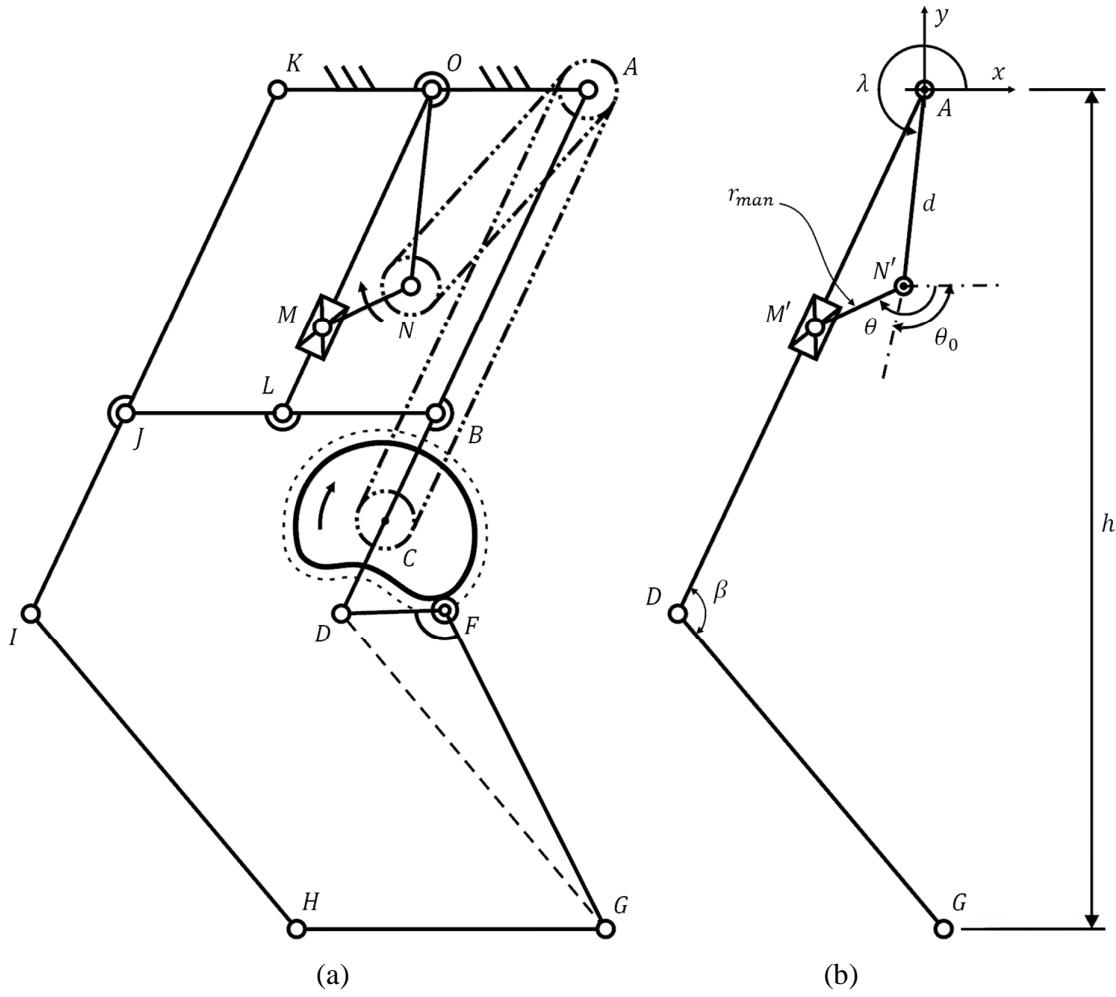


Figura 4.6: Esquema da perna com identificação dos elementos. (a) Esquema completo; e (b) Esquema simplificado.

Em todo o texto que segue, as derivadas citadas são realizadas com relação ao tempo.

#### 4.1. Mecanismo Manivela/Balancim

Para análise do mecanismo manivela/balancim composto pelos elementos  $AD$  e  $N'M'$ , pode-se considerar o referencial  $Axy$ , conforme a Fig. 4.6b. A posição do ponto  $D$  em função do ângulo  $\theta$  é dada por:

$$\vec{r}_D = \frac{l_{AD}}{l_{AM'}} \{ [d \cos \lambda + r_{man} \cos(\theta + \lambda + \theta_0)] \vec{i} + [d \sin \lambda + r_{man} \sin(\theta + \lambda + \theta_0)] \vec{j} \} \quad (4.1)$$

onde,

- $\theta_0$  – é o ângulo que indica a referência a partir da qual o ângulo  $\theta$  está sendo medido;
- $\lambda$  – é o ângulo de rotação da base do mecanismo manivela/balancim;
- $d$  – é o comprimento da base do mecanismo manivela/balancim, segmento  $AN'$ ;
- $r_{man}$  – é o comprimento da manivela, elemento  $N'M'$ ;
- $l_{AD}$  – é o comprimento do elemento  $AD$ ;
- $l_{AM'}$  – é o comprimento do elemento  $AM'$  e pode ser expresso a partir da lei dos cossenos como,

$$l_{AM'} = \sqrt{d^2 + r_{man}^2 + 2dr_{man} \cos(\theta + \theta_0)} \quad (4.2)$$

Com o movimento da manivela, o balancim realiza um movimento de vai e vem, se comportando de forma semelhante à coxa.

A velocidade no ponto  $D$  é obtida pela derivada do vetor posição do ponto  $D$ :

$$\begin{aligned} \vec{v}_D = & \frac{l_{AD}}{l_{AM'}} r_{man} \omega \left\{ \left( \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} [d \cos \lambda + r_{man} \cos(\theta + \lambda + \theta_0)] - \sin(\theta + \lambda + \theta_0) \right) \vec{i} + \right. \\ & \left. + \left( \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} [d \sin \lambda + r_{man} \sin(\theta + \lambda + \theta_0)] + \cos(\theta + \lambda + \theta_0) \right) \vec{j} \right\} \quad (4.3) \end{aligned}$$

O ângulo  $\theta_0$  é obtido a partir de  $\lambda$  como

$$\theta_0 = 360^\circ - \lambda \quad (4.4)$$

Então, substituindo a Eq. (4.4) nas Eqs. (4.1) e (4.3), tem-se:

$$\vec{r}_D = \frac{l_{AD}}{l_{AM'}} [(d \cos \lambda + r_{man} \cos \theta) \vec{i} + (d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta) \vec{j}] \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} \vec{v}_D = & \frac{l_{AD}}{l_{AM'}} r_{man} \omega \left\{ \left[ \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} (d \cos \lambda + r_{man} \cos \theta) - \sin \theta \right] \vec{i} + \right. \\ & \left. + \left[ \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} (d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta) + \cos \theta \right] \vec{j} \right\} \quad (4.6) \end{aligned}$$

## 4.2. Mecanismo Came/Seguidor

Para obter a equação que dá origem ao came é necessário realizar o equacionamento do vetor posição do ponto  $G$  e de sua velocidade, de modo a encontrar as posições na trajetória do pé ( $P_1$  e  $P_2$ ), defasadas de  $180^\circ$  ( $\theta_2 = \theta_1 + 180^\circ$ ) e com mesma velocidade, para que estes sejam os pontos de contato e perda de contato dos pés, Fig. 4.7.

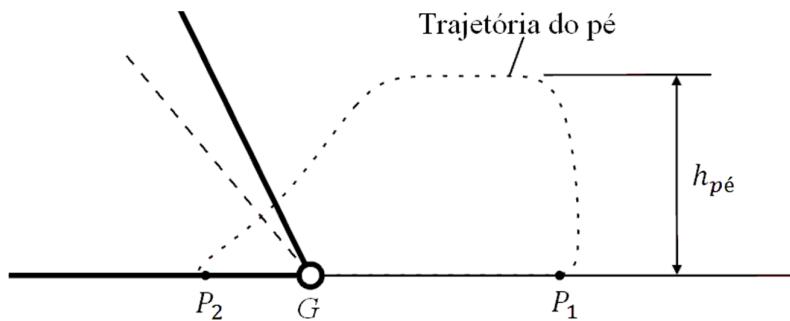


Figura 4.7: Pontos de contato e perda de contato dos pés do exoesqueleto com o solo.

Para encontrar os pontos  $P_1$  e  $P_2$  é considerado que o pé está sempre em contato com o solo logo, a componente vertical do vetor posição  $\vec{r}_G$ , que indica a posição do ponto  $G$  em relação à origem  $A$ , Fig. 4.6b, seja sempre constante e igual  $(-h)$ .

Utilizando a soma vetorial  $\vec{r}_G = \vec{r}_D + \vec{r}_{G/D}$ , tem-se:

$$\vec{r}_G = \left[ (\vec{r}_D)_x + (\vec{r}_{G/D})_x \right] \vec{i} + \left[ (\vec{r}_D)_y + (\vec{r}_{G/D})_y \right] \vec{j} \quad (4.7)$$

A componente vertical pode ser escrita como,

$$\vec{r}_G = \left[ (\vec{r}_D)_x + (\vec{r}_{G/D})_x \right] \vec{i} - h \vec{j} \quad (4.8)$$

Resta então obter a componente horizontal do vetor  $\vec{r}_G$ . Como o vetor  $\vec{r}_D$  é conhecido, deve-se encontrar o vetor  $\vec{r}_{G/D}$ :

$$\|\vec{r}_{G/D}\| = l_{DG} = \sqrt{\left(\vec{r}_{G/D}\right)_x^2 + \left(\vec{r}_{G/D}\right)_y^2} \quad (4.9)$$

onde,

$l_{DG}$  – É a distância entre os pontos  $G$  e  $D$ .

A partir do vetor  $\vec{r}_G$ , Eqs. (4.7) e (4.8),

$$\left(\vec{r}_{G/D}\right)_y = -[h + (\vec{r}_D)_y] \quad (4.10)$$

Substituindo a Eq. (4.10) na Eq. (4.9) e reorganizando, tem-se:

$$\left(\vec{r}_{G/D}\right)_x = \sqrt{l_{DG}^2 - \left[h + \frac{l_{AD}}{l_{AM'}}(d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta)\right]^2} \quad (4.11)$$

Substituindo a Eq. (4.11) na Eq. (4.8), obtém-se o vetor posição do ponto  $G$ :

$$\begin{aligned} \vec{r}_G = & \left[ \frac{l_{AD}}{l_{AM'}}(d \cos \lambda + r_{man} \cos \theta) + \sqrt{l_{DG}^2 - \left[h + \frac{l_{AD}}{l_{AM'}}(d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta)\right]^2} \right] \vec{i} + \\ & + h \vec{j} \end{aligned} \quad (4.12)$$

Derivando a Eq.(4.12) e reorganizando, tem-se a velocidade do ponto  $G$ :

$$\begin{aligned} \vec{v}_G = & \frac{l_{AD}}{l_{AM'}} r_{man} \omega \left\{ \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} (d \cos \lambda + r_{man} \cos \theta) - \sin \theta - \right. \\ & \left. - \frac{h + \frac{l_{AD}}{l_{AM'}}(d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta)}{\sqrt{l_{DG}^2 - \left(h + \frac{l_{AD}}{l_{AM'}}[d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta]\right)^2}} \left[ \cos \theta + \frac{d \sin(\theta + \theta_0)}{l_{AM'}^2} (d \sin \lambda + r_{man} \sin \theta) \right] \right\} \vec{i} \end{aligned} \quad (4.13)$$

Para obter os pontos  $P_1$  e  $P_2$  da trajetória devem ser obtidos os ângulos  $\theta_1$  e  $\theta_2$  (sendo  $\theta_2 = \theta_1 + 180^\circ$ ) para os quais a velocidade de  $G$  nos pontos  $P_1$  e  $P_2$  ( $v_{G1}$  e  $v_{G2}$ ,

respectivamente) são iguais. Obteve-se o valor dos ângulos  $\theta_1$  e  $\theta_2$  numericamente comparando as componentes horizontais das velocidades  $v_{G1}$  e  $v_{G2}$ .

Com os valores de  $\theta_1$  e  $\theta_2$ , é utilizada uma função parabólica para gerar uma função que descreve o movimento vertical do pé. No início do movimento é considerado que o pé está na fase de balanço ( $\theta = 0$ ), quando  $\theta = \theta_1$  o pé inicia a fase de apoio, havendo contato com o solo até que em  $\theta = \theta_2$  o pé entra novamente na fase de balanço.

A função parabólica foi escolhida de modo que a derivada da aceleração seja constante ao longo do movimento. A equação que descreve o movimento vertical do pé é dada na Eq. (4.14).

$$f(u) = \frac{-2 h_{pé} u^3}{\Delta u^3} + \frac{3 h_{pé} u^2}{\Delta u^2} - h \quad (4.14)$$

onde,

$h_{pé}$  – é a altura que o pé será levantado;

$\Delta u$  – é o intervalo do ângulo no qual o pé deixa o solo e atinge a altura  $h_{pé}$  (pode variar de  $0^\circ$  à  $90^\circ$ );

$u$  – é a medida do ângulo no intervalo  $\Delta u$ .

Assim,

$$\begin{cases} (\vec{r}_G)_y = f(u = \theta_1: 0) - h & \rightarrow 0 \leq \theta \leq \theta_1 \\ (\vec{r}_G)_y = -h & \rightarrow \theta_1 < \theta \leq \theta_2 \\ (\vec{r}_G)_y = f(u = 0: \Delta u) - h & \rightarrow \theta_2 < \theta \leq \theta_2 + \Delta u \\ (\vec{r}_G)_y = h_{pé} - h & \rightarrow \theta_2 + \Delta u < \theta \leq 360^\circ - (\Delta u - \theta_1) \\ (\vec{r}_G)_y = f(u = \Delta u: \theta_1) - h & \rightarrow 360^\circ - (\Delta u - \theta_1) < \theta < 360^\circ \end{cases} \quad (4.15)$$

A componente horizontal do vetor  $\vec{r}_G$  é,

$$(\vec{r}_G)_x = (\vec{r}_D)_x + (\vec{r}_{G/D})_x \quad (4.16)$$

E substituindo  $(\vec{r}_{G/D})_y = (\vec{r}_G)_y - (\vec{r}_D)_y$  na Eq. (4.9) e reorganizando, tem-se:

$$(\vec{r}_{G/D})_x = \sqrt{l_{DG}^2 - ((\vec{r}_G)_y - (\vec{r}_D)_y)^2} \quad (4.17)$$

Assim, com as Eqs. (4.15) e (4.17), o vetor  $\vec{r}_P$  é,

$$\vec{r}_G = \left( (\vec{r}_D)_x + \sqrt{l_{G/D}^2 - ((\vec{r}_G)_y - (\vec{r}_D)_y)^2} \right) \vec{i} + (\vec{r}_G)_y \vec{j} \quad (4.18)$$

#### 4.2.1. Perfil primitivo do came

O vetor que contém o raio do perfil primitivo do came ao longo do movimento foi obtido através da Eq. (4.19),

$$\overrightarrow{CF} = r_{seg} \left( \frac{\vec{r}_D}{l_{AD}} + \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi \\ \sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \frac{\vec{r}_{G/D}}{l_{DG}} \right) \quad (4.19)$$

onde,

$r_{seg}$  – é o comprimento do seguidor, segmento definido por  $DF$ ;

$\varphi$  – indica a posição do seguidor em relação ao vetor  $\vec{r}_{G/D}$ , conforme indicado na Fig. 4.8.

A direção do vetor  $\overrightarrow{CF}$  varia segundo o movimento da perna e a rotação do came. Para obter o perfil primitivo do came deve ser corrigida a direção do vetor utilizando a variação do ângulo  $\theta$  e o sentido de rotação do mecanismo. Assim, utilizando as variáveis  $\delta_p$  e  $r_{came_p}$  para representar o vetor  $\overrightarrow{CF}$  no sistema de coordenadas polares, onde  $\delta_p$  é o ângulo do vetor  $\overrightarrow{CF}$  e  $r_{came_p}$  seu comprimento, tem-se:

$$\delta_p' = \delta_p + (2\pi - \theta) \quad (4.20)$$

onde,

$\delta_p'$  – é medido no sentido anti-horário.

O perfil primitivo é obtido plotando as variáveis  $\delta_p'$  e  $r_{came_p}$ .

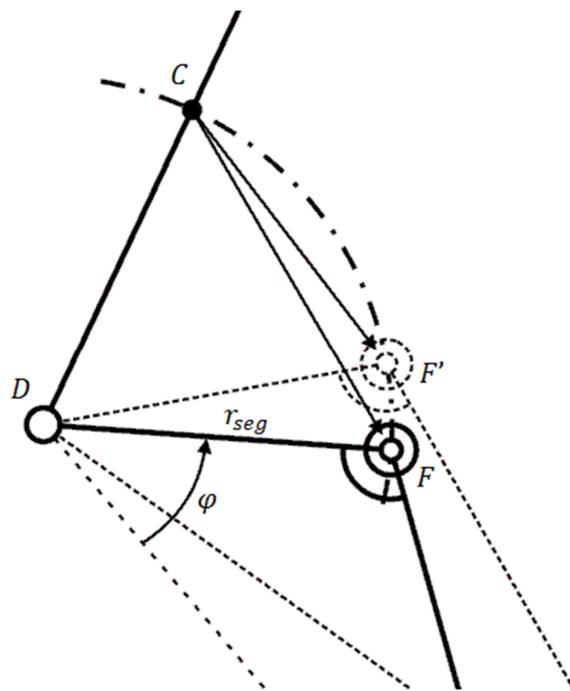


Figura 4.8: Esquema do mecanismo came/seguidor.

#### 4.2.2. Perfil do came

O perfil do came é obtido retirando-se do perfil primitivo o valor do raio do rolete do seguidor na direção da normal ao perfil primitivo, conforme Fig. 4.9.

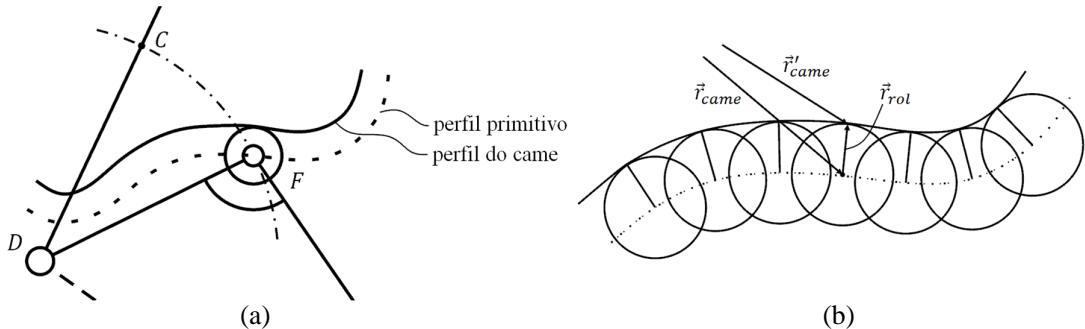


Figura 4.9: Obtenção do perfil do came. (a) Mecanismo came/seguidor; e (b) Detalhe do ajuste dos vetores.

O contato entre o rolete e o came se dá na direção normal ao perfil primitivo no ponto que coincide com o centro do rolete. Assim, para obter o perfil do came deve-se descontar o valor do raio do rolete do seguidor nesta direção. Esta condição foi realizada numericamente, a partir do perfil primitivo do came como,

$$\vec{r}'_{came} = \vec{r}_{came} + \vec{r}_{rol} \quad (4.21)$$

onde,

$\vec{r}_{\text{came}}$  – é o vetor que define o perfil primitivo do came e pode ser expresso como:

$$\vec{r}_{\text{came}} = (\delta_p', r_{\text{came}p})_{\text{cartesiano}} \quad (4.22)$$

$\vec{r}_{\text{rol}}$  – é um vetor com direção perpendicular à trajetória do perfil primitivo, com sentido apontando para dentro do came e comprimento igual ao raio do rolete.

O perfil do came é obtido plotando o vetor  $\vec{r}'_{\text{came}}$ .

#### 4.2.3. Ângulo de pressão

A força transmitida pelo came ao seguidor tem a direção normal ao perfil do came e faz um ângulo  $\alpha$ , ângulo de pressão, com a direção do deslocamento do seguidor, conforme a Fig. 4.10.

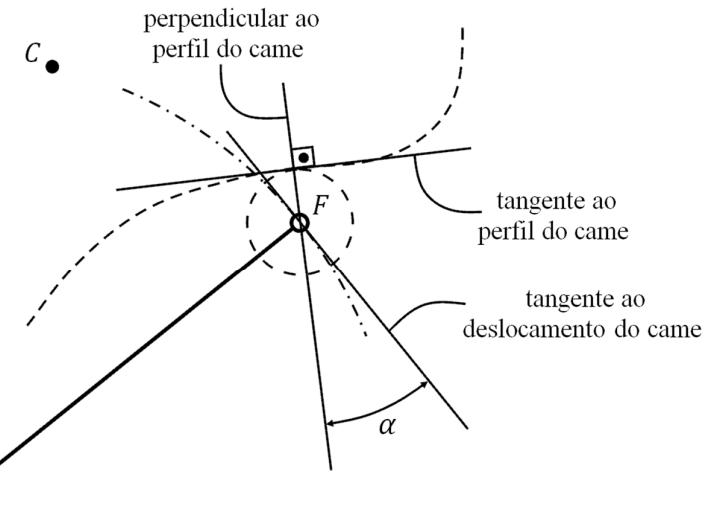


Figura 4.10: Ângulo de pressão.

Se na árvore do came atua um binário  $M$ , tem-se que a força causadora do binário terá duas componentes, uma força na direção do deslocamento e uma força perpendicular à direção do deslocamento. Esta última força é nociva, pois diminui o módulo da componente útil e comprime a haste sobre as suas guias provocando resistências e desgastes (ALBUQUERQUE, 1981).

O ângulo de pressão deve ser adotado o menor possível, em geral menor que  $30^\circ$ , ainda que, eventualmente, esse valor possa ser ultrapassado (ALBUQUERQUE, 1981).

O valor do ângulo de pressão foi obtido numericamente a partir da direção do vetor  $\vec{r}_{rol}$  e da direção do deslocamento do seguidor.

### **4.3. Conclusões**

Nesta dissertação será desenvolvido um exosqueleto para movimentação de pessoas com paralisia/deficiência dos membros inferiores. Assim, neste capítulo foi descrita a estrutura do exoesqueleto e a modelagem matemática em função dos parâmetros da estrutura e da trajetória desejada para o pé do usuário, permitindo obter o perfil do came necessário à realização do movimento e a posição e orientação dos elementos da estrutura para, posteriormente, obter as solicitações às quais cada elemento está sujeito.



## CAPÍTULO V

### PROJETO MECÂNICO DA ESTRUTURA

O dimensionamento da estrutura foi realizado com base no projeto estático. Assim, foram feitos os diagramas de corpo livre (DCL) e obtidos os esforços em cada elemento. Posteriormente foram avaliados os efeitos destes esforços na seção transversal do ponto de maior solicitação (ponto crítico) dos elementos da estrutura utilizando o método da seção e feito o dimensionamento da mesma de modo que os materiais disponíveis no Laboratório de Automação e Robótica, como barras e tubos de seção retangular de alumínio, pudessem ser utilizados na fabricação da estrutura.

A escolha desta metodologia para o projeto da estrutura foi feita para facilitar a criação de programas para avaliar as diversas configurações da estrutura e os materiais que serão utilizados, além de possibilitar a utilização de técnicas de otimização para simplificar o projeto.

Da análise feita no Capítulo 4, o vetor  $\vec{r}_D$  é equivalente aos vetores  $\overrightarrow{AD}$  e  $\overrightarrow{KI}$ , o vetor  $\vec{r}_{G/D}$  é equivalente aos vetores  $\overrightarrow{DG}$  e  $\overrightarrow{IH}$  e o vetor  $\vec{r}_G$  é equivalente aos vetores  $\overrightarrow{AG}$  e  $\overrightarrow{KH}$ . Assim, todo equacionamento desenvolvido pode ser aplicado a estes vetores equivalentes. Porém, para o cálculo dos momentos será utilizada a coordenada  $z$ , Fig. 5.1. Para simplificação do cálculo das forças, será considerado que a estrutura se movimentará apenas sobre superfícies planas e que, durante a movimentação, o centro de massa do usuário está fixo no centro da base da estrutura, ponto  $O$ , e que não se desloca na direção do eixo  $z$ , logo, as os esforços estarão contidos no plano  $xy$ , bem como foram desprezados o atrito nas articulações e a existência de esforços laterais.

Ao avaliar o DCL de cada elemento pode-se obter o esforço ao qual o mesmo está submetido.

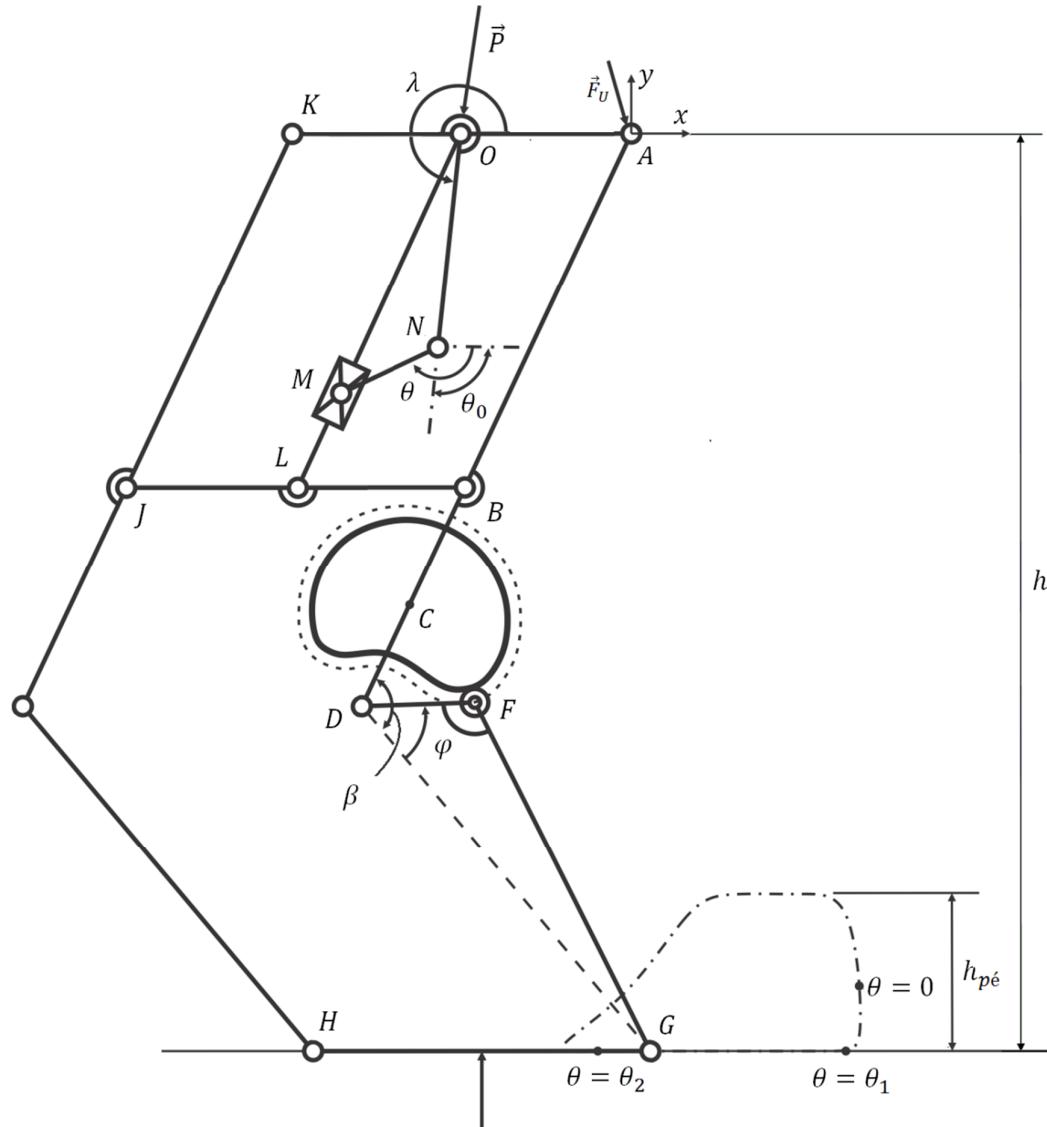


Figura 5.1: Esquema da perna.

### 5.1. Carregamentos Externos

Neste seção será apresentado o DCL de cada elemento a fim de se obter os esforços aos quais cada elemento está sujeito. Posteriormente, a partir dos esforços externos, serão obtidos os esforços internos nas seções mais críticas de cada elemento, obtendo o estado de tensão nos pontos principais da seção para seu dimensionamento segundo o critério de falha adotado.

### 5.1.1. Elemento HG

O DCL do elemento *HG* pode ser visto na Fig. 5.2.

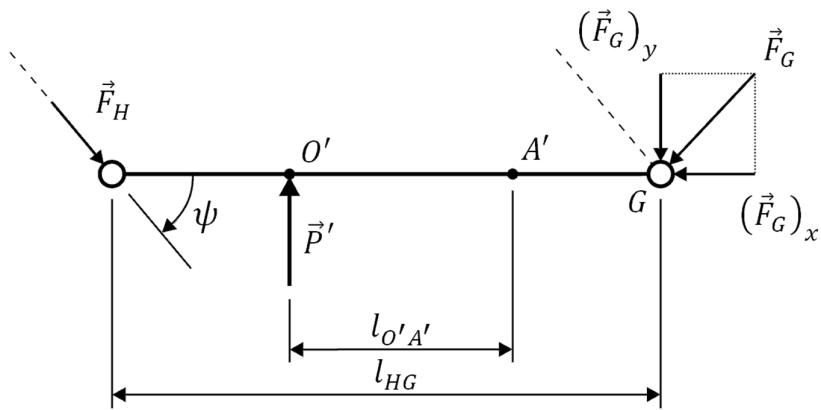


Figura 5.2: DCL do elemento *HG*.

Os pontos *O'* e *A'* são as projeções da posição das articulações *O* e *A*, respectivamente, no elemento *HG*. O elemento *IH* está sujeito apenas a esforços de tração ou compressão, logo o vetor  $\vec{F}_H$  possui a mesma direção que o vetor  $\vec{IH}$ .

A força  $\vec{P}'$  é a reação de apoio do solo no pé da estrutura devido à ação da força peso,  $\vec{P}$ , e da força que o usuário aplica à estrutura para realizar o movimento,  $\vec{F}_U$ , conforme será descrito mais adiante. A força  $\vec{P}'$  é constante e igual ao peso do usuário e será considerada pontual para simplificar a obtenção das forças  $\vec{F}_H$  e  $\vec{F}_G$  e aplicada na projeção do ponto *O* no solo, posição do centro de massa do usuário.

Realizando o somatório de momentos em relação ao ponto *G* e isolando em função da incógnita, tem-se:

$$\|\vec{F}_H\| = - \frac{((\overrightarrow{A'G})_x + l_{O'A'})\|\vec{P}'\|}{l_{HG} \sin \psi} \quad (5.1)$$

onde,

$\psi = \text{atg} \left( \frac{(\overrightarrow{IH})_y}{(\overrightarrow{IH})_x} \right)$ , medido a partir da horizontal e será sempre negativo, pois a componente  $(\overrightarrow{IH})_y$  é negativa;

$l_{O'A'}$  – é a distância entre o centro de massa do usuário e a origem do sistema de coordenadas projetadas no solo; e

$l_{HG}$  – é a distância entre os pontos  $H$  e  $G$ .

O vetor  $\vec{F}_H$  pode ser obtido pela projeção de seu módulo nos eixos  $x$  e  $y$ ,

$$\vec{F}_H = -\frac{\|\vec{P}\|((\overrightarrow{AG})_x + l_{O'A'})}{l_{HG} \sin \psi} (\cos \psi \hat{i} + \sin \psi \hat{j}) \quad (5.2)$$

Realizando o somatório das forças na horizontal obtém-se a componente horizontal da força  $\vec{F}_G$ ,

$$(\vec{F}_G)_x = -\|\vec{F}_H\| \cos \psi \quad (5.3)$$

Realizando o somatório das forças na vertical obtém-se a componente vertical da força  $\vec{F}_G$ ,

$$(\vec{F}_G)_y = -(\|\vec{P}\| + \|\vec{F}_H\| \sin \psi) \quad (5.4)$$

O vetor  $\vec{F}_G$  é obtido substituindo a Eq. (5.1) nas Eqs. (5.3) e (5.4),

$$\vec{F}_G = -\|\vec{P}\| \left[ \frac{((\overrightarrow{AG})_x + l_{O'A'})}{l_{HG}} \frac{\cos \psi}{\sin \psi} \hat{i} + \left( \frac{((\overrightarrow{AG})_x + l_{O'A'})}{l_{HG}} - 1 \right) \hat{j} \right] \quad (5.5)$$

Para simplificação do problema, será considerado que as componentes verticais das forças que atuam no elemento  $HG$  se anulam pontualmente com o solo, logo ele será dimensionado para resistir apenas às componentes das forças horizontais.

Avaliando a Fig. 5.2, pode-se perceber que o elemento está sujeito à compressão por uma carga dada pela Eq. (5.3).

### 5.1.2. Elemento DFG

O DCL do elemento  $DFG$  pode ser visto na Fig. 5.3.

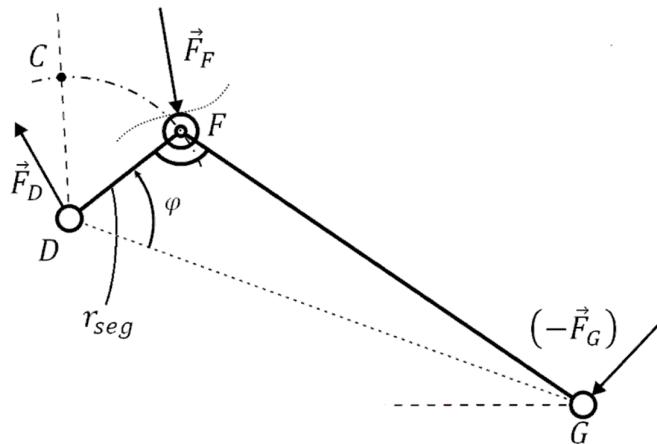


Figura 5.3: DCL do elemento  $DFG$ .

Realizando o somatório de momentos no ponto  $D$ , tem-se:

$$\overline{DF} \times \vec{F}_F + \overline{DG} \times (-\vec{F}_G) = 0 \quad (5.6)$$

onde,

$(-\vec{F}_G)$  – é a reação de apoio do elemento  $HG$  no elemento  $DFG$ ; e

$\overline{DF}$  – é um vetor de comprimento  $r_{seg}$  rotacionado de  $\varphi$  no sentido anti-horário a partir do vetor  $\overline{DG}$ .

Assim,

$$\overline{DF} = r_{seg} \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \frac{\overline{DG}}{\|\overline{DG}\|} \quad (5.7)$$

onde,

$\|\overline{DG}\|$  – é a distância entre os pontos  $D$  e  $G$  e entre os pontos  $I$  e  $H$  e passará a ser denominado por  $l_2$ ; e

$\vec{F}_F$  – é a força aplicada pelo came sobre o seguidor, que possui direção normal ao perfil primitivo do came, ou seja, a direção do vetor  $\vec{r}_{rol}$ , conforme a Fig. 5.4,

$$\vec{F}_F = F_F \frac{\vec{r}_{rol}}{r_{rol}} \quad (5.8)$$

onde,

$F_F$  – é o módulo do vetor  $\vec{F}_F$  e  $r_{rol}$  é o raio do rolete do seguidor.

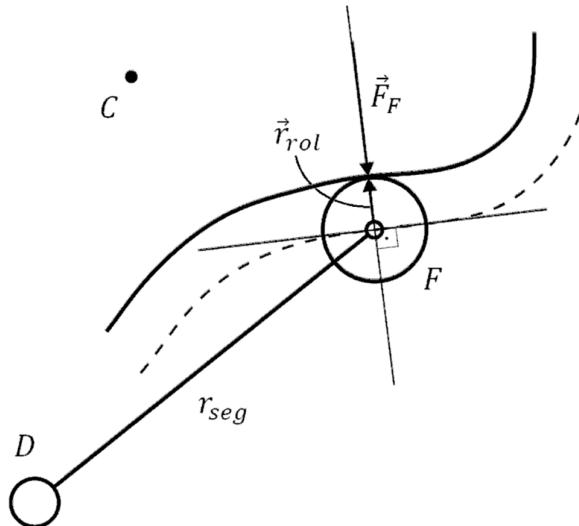


Figura 5.4: Detalhe da interação entre o came e o seguidor.

Substituindo as Eqs. (5.7) e (5.8) na Eq. (5.6), tem-se:

$$\frac{r_{seg} F_F}{l_2 r_{rol}} \left( \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \overrightarrow{DG} \right) \times \vec{r}_{rol} = \overrightarrow{DG} \times \vec{F}_G \quad (5.9)$$

Multiplicando ambos os lados da Eq. (5.9) pelo transposto do vetor unitário da direção  $z$ , faz com que seja obtida apenas a componente nesta direção, tornando a Eq. (5.9) em uma igualdade de escalares e permitindo obter o valor do módulo e o sentido do vetor  $\vec{F}_F$ .

$$F_F = \frac{l_2 r_{rol}}{r_{seg}} \frac{\{0,0,1\}^T (\overrightarrow{DG} \times \vec{F}_G)}{\{0,0,1\}^T \left( \left( \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \overrightarrow{DG} \right) \times \vec{r}_{rol} \right)} \quad (5.10)$$

Substituindo a Eq. (5.10) na Eq. (5.8) obtém-se o vetor  $\vec{F}_F$ .

Realizando o somatório das forças e isolando em função da incógnita, tem-se:

$$\vec{F}_D = -\vec{F}_F + \vec{F}_G \quad (5.11)$$

### 5.1.3. Came

O DCL do came pode ser visto na Fig. 5.5.

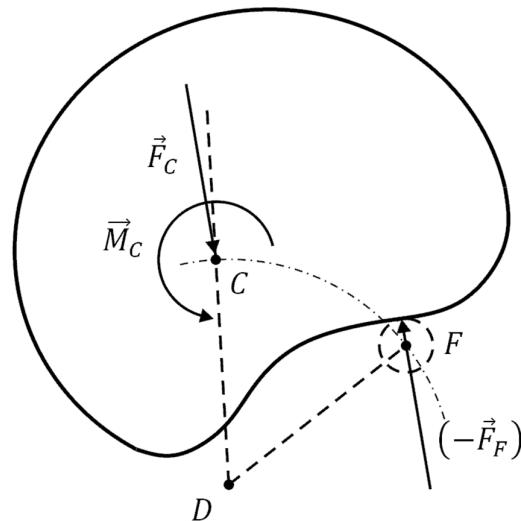


Figura 5.5: DCL do came.

Realizando o somatório de momentos no ponto  $C$ , tem-se:

$$\vec{M}_C = \overrightarrow{CF} \times \vec{F}_F \quad (5.12)$$

onde,

$\vec{M}_C$  – é o momento aplicado à polia dentada fixa ao came para resistir à força aplicada pelo seguidor.

$$\overrightarrow{CF} = \overrightarrow{CD} + \overrightarrow{DF} \quad (5.13)$$

e

$$\overrightarrow{CD} = r_{seg} \frac{\overrightarrow{AD}}{\| \overrightarrow{AD} \|} \quad (5.14)$$

onde,

$\| \overrightarrow{AD} \|$  – é a distância entre os pontos  $A$  e  $D$  e entre os pontos  $K$  e  $I$  e passará a ser denominado  $l_1$ .

Substituindo as Eqs. (5.7), (5.13) e (5.14) na Eq. (5.12), tem-se:

$$\vec{M}_C = r_{seg} \left( \frac{\overrightarrow{AD}}{l_1} + \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \frac{\overrightarrow{DG}}{l_2} \right) \times \vec{F}_F \quad (5.15)$$

Realizando o somatório das forças, tem-se:

$$\vec{F}_C = \vec{F}_F \quad (5.16)$$

#### 5.1.4. Elemento ABCD

O DCL do elemento *ABCD* pode ser visto na Fig. 5.6.

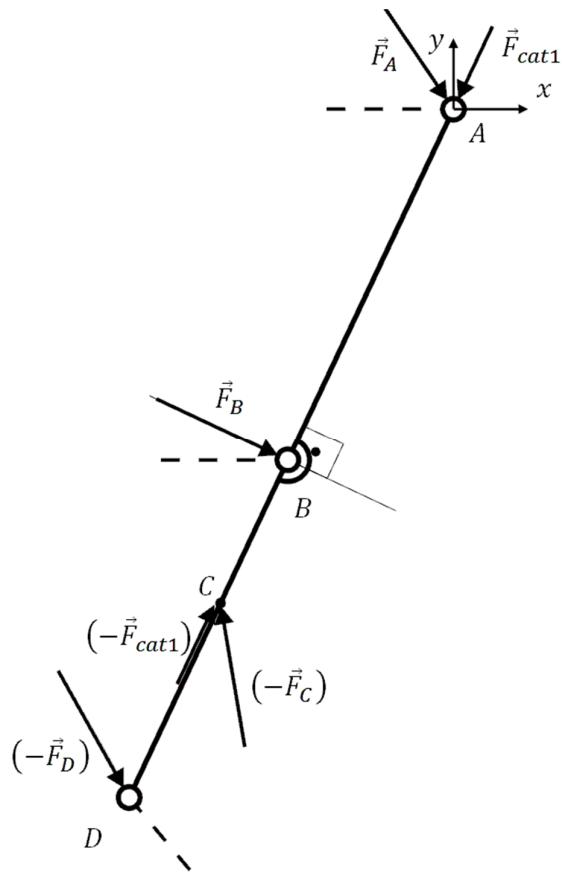


Figura 5.6: DCL do elemento *ABCD*.

Para avaliar o esforço aplicado pelo elemento *JLB* sobre o elemento *ABCD*, deve-se antes avaliar a função dos elementos que compõem o sistema mecânico.

A função do balancim *OML* no sistema é de transmitir o movimento da manivela *NM*, não devendo estar sujeito a esforços na direção axial. Logo, a força que o elemento *OML* aplica sobre o elemento *JLB* é perpendicular à direção do próprio elemento. Consequentemente, os esforços transmitidos pelo elemento *JLB* aos demais elementos em contato possuem a mesma direção, perpendiculares aos elementos *ABCD* e *KJI*.

As forças  $\vec{F}_{cat1}$  e  $(-\vec{F}_{cat1})$  são forças internas da estrutura, que ocorrem devido ao acionamento do sistema came/seguidor, ou seja, pela aplicação do momento  $\vec{M}_C$  no came. Estas forças são suportadas pelo elemento *ABCD*.

Realizando o somatório de momentos no ponto *A*, tem-se:

$$\overrightarrow{AD} \times (-\vec{F}_D) + \overrightarrow{AC} \times (-\vec{F}_C) + \overrightarrow{AB} \times \vec{F}_B = 0 \quad (5.17)$$

onde,

$(-\vec{F}_D)$  – é a reação de apoio do elemento *DFG* no elemento *ABCD*; e

$(-\vec{F}_C) = -\vec{F}_F$ , é a reação de apoio do came sobre o elemento *ABCD* que é igual à reação de apoio do seguidor no came.

O vetor  $\overrightarrow{AC}$  possui a mesma direção do vetor  $\overrightarrow{AD}$ , logo,

$$\overrightarrow{AC} = \frac{(l_1 - r_{seg})}{l_1} \overrightarrow{AD} \quad (5.18)$$

Substituindo as Eq. (5.18) na Eq. (5.17) e isolando o produto vetorial que contém  $\vec{F}_B$ , tem-se:

$$\overrightarrow{AB} \times \vec{F}_B = \overrightarrow{AD} \times \left( \vec{F}_D + \frac{(l_1 - r_{seg})}{l_1} \vec{F}_F \right) \quad (5.19)$$

Multiplicando ambos os lados da igualdade da Eq. (5.17) pelo transposto do vetor unitário da direção *z*, tem-se:

$$\{0,0,1\}^T (\overrightarrow{AB} \times \vec{F}_B) = \{0,0,1\}^T \left( \overrightarrow{AD} \times \left( \vec{F}_D + \frac{(l_1 - r_{seg})}{l_1} \vec{F}_F \right) \right) \quad (5.20)$$

Como o vetor  $\vec{F}_B$  é perpendicular ao vetor  $\overrightarrow{AB}$ , o resultado do lado esquerdo da Eq. (5.20) é igual ao produto entre o escalar que representa o módulo e o sentido do vetor  $\vec{F}_B$ , tem-se:

$$F_B = \frac{\{0,0,1\}^T \left( \overrightarrow{AD} \times \left( \vec{F}_D + \frac{(l_1 - r_{seg})}{l_1} \vec{F}_F \right) \right)}{l_m} \quad (5.21)$$

onde,

$l_m$  – é o comprimento do balancim (e dos vetores  $\overrightarrow{AB}$ ,  $\overrightarrow{KJ}$  e  $\overrightarrow{OL}$ ).

Como o vetor  $\vec{F}_B$  possui direção perpendicular ao vetor  $\overrightarrow{AD}$ , então,

$$\vec{F}_B = \frac{F_B}{l_1} \begin{bmatrix} \cos 90^\circ & -\sin 90^\circ & 0 \\ \sin 90^\circ & \cos 90^\circ & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \overrightarrow{AD} \quad (5.22)$$

Realizando o somatório de forças e isolando em função da incógnita, tem-se:

$$\vec{F}_A = -\vec{F}_B + \vec{F}_F + \vec{F}_D \quad (5.23)$$

### 5.1.5. Elemento IH

O elemento *IH* está sujeito apenas a esforços de tração ou compressão, conforme mencionado anteriormente. Sendo assim, de acordo com seu DCL na Fig. 5.7, a força aplicada pelo elemento *KJI* no elemento *IH* é igual à força aplicada pelo elemento *IH* no elemento *HG*.

Ou seja,

$$\vec{F}_I = \vec{F}_H \quad (5.24)$$

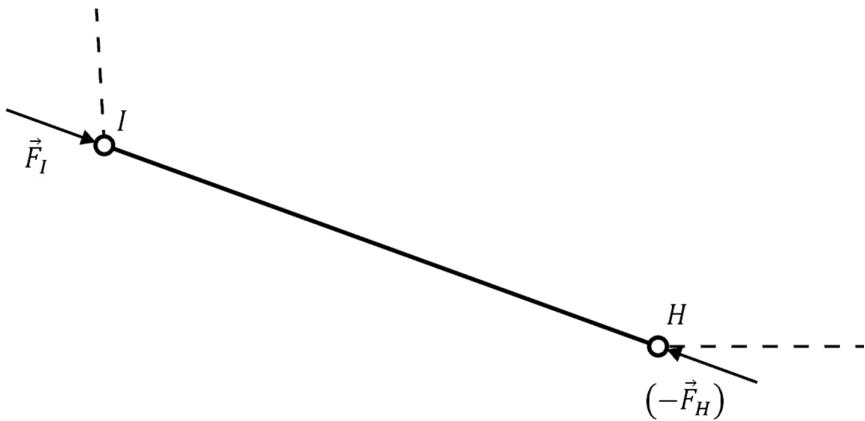


Figura 5.7: DCL do elemento  $IH$ .

#### 5.1.6. Elemento $KJI$

A análise feita para avaliar a influência do elemento  $JLB$  sobre o elemento  $ABCD$  também se aplica ao elemento  $KJI$ . O DCL do elemento  $KJI$  pode ser visto na Fig. 5.8.

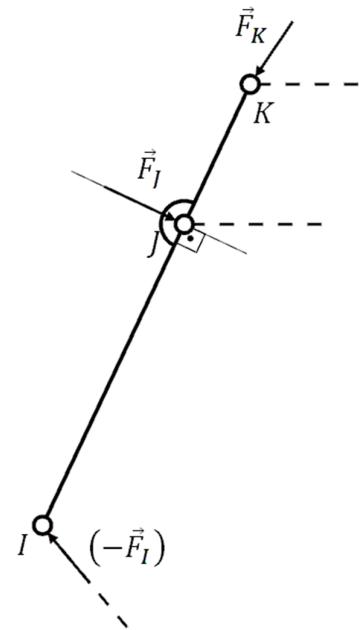


Figura 5.8: DCL do elemento  $KJI$ .

Realizando o somatório de momentos no ponto  $K$ , tem-se:

$$\overrightarrow{KJ} \times \vec{F}_J = \overrightarrow{KI} \times \vec{F}_I \quad (5.25)$$

Como os vetores  $\vec{F}_J$  e  $\vec{KJ}$  são paralelos aos vetores  $\vec{F}_B$  e  $\vec{AB}$ , respectivamente, pode-se proceder com a Eq. (5.25) de maneira semelhante ao realizado com a Eq. (5.20), obtendo o módulo e o sentido do vetor  $\vec{F}_J$ .

$$F_J = \frac{\{0,0,1\}^T (\vec{KJ} \times \vec{F}_I)}{l_m} \quad (5.26)$$

O vetor  $\vec{F}_J$  possui direção perpendicular ao vetor  $\vec{KJ}$ , então,

$$\vec{F}_J = \frac{F_J}{l_m} \begin{bmatrix} \cos 90^\circ & -\sin 90^\circ & 0 \\ \sin 90^\circ & \cos 90^\circ & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \vec{KJ} \quad (5.27)$$

Realizando o somatório de forças e isolando em função da incógnita, tem-se:

$$\vec{F}_K = -\vec{F}_J + \vec{F}_I \quad (5.28)$$

### 5.1.7. Elemento JLB

O DCL do elemento *JLB* pode ser visto na Fig. 5.9.

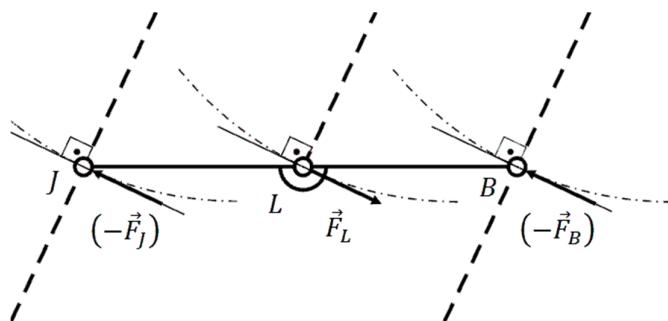


Figura 5.9: DCL do elemento *JLB*.

Realizando o somatório de forças, tem-se:

$$\vec{F}_L = \vec{F}_J + \vec{F}_B \quad (5.29)$$

### 5.1.8. Elemento OML

A união entre a manivela  $NM$  e o balancim  $OML$  se dá por meio de um pino na manivela que desliza em um rasgo no balancim. Para simplificar a análise, foi desprezado o atrito entre o pino da manivela e o rasgo do balancim.

O DCL do elemento  $OML$  pode ser visto na Fig. 5.10.

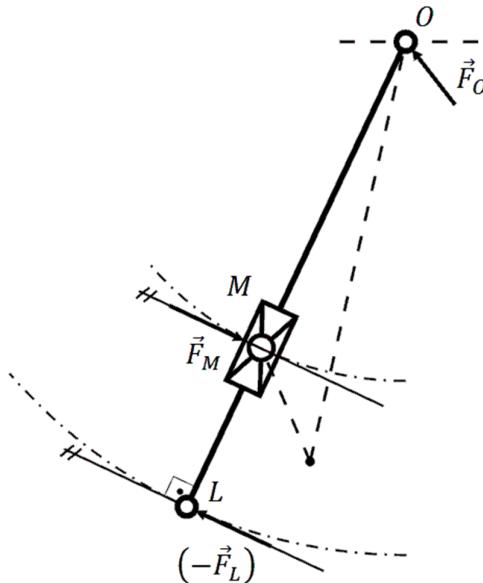


Figura 5.10: DCL do elemento  $OML$ .

Realizando o somatório de momentos no ponto  $O$ , tem-se:

$$\overrightarrow{OM} \times \vec{F}_M = \overrightarrow{OL} \times \vec{F}_L \quad (5.30)$$

onde,

$\overrightarrow{OM}$  e  $\overrightarrow{OL}$  – são vetores paralelos ao vetor  $\overrightarrow{AD}$ .

$$\overrightarrow{OL} = \frac{l_m}{l_1} \overrightarrow{AD} \quad (5.31)$$

Substituindo a Eq. (5.31) na Eq. (5.30) e multiplicando ambos os lados da igualdade pelo transposto do vetor unitário da direção  $z$ , tem-se:

$$\{0,0,1\}^T (\overrightarrow{OM} \times \vec{F}_M) = \frac{l_m}{l_1} \{0,0,1\}^T (\overrightarrow{AD} \times \vec{F}_L) \quad (5.32)$$

Como o vetor  $\vec{F}_M$  é perpendicular ao vetor  $\overrightarrow{OM}$ , o resultado do lado esquerdo da Eq. (5.32) é igual ao produto entre o escalar que representa o módulo e o sentido do vetor  $\vec{F}_M$  e o comprimento do vetor  $\overrightarrow{OM}$ . Reescrevendo, tem-se:

$$F_M = \frac{l_m}{l_{OM} l_1} \{0, 0, 1\}^T (\overrightarrow{AD} \times \vec{F}_L) \quad (5.33)$$

onde,

$l_{OM}$  – é o comprimento do vetor  $\overrightarrow{OM}$  e pode ser obtido pela Eq. (4.2).

O vetor  $\vec{F}_M$  é dada por,

$$\vec{F}_M = \frac{F_M}{l_1} \begin{bmatrix} \cos 90^\circ & -\sin 90^\circ & 0 \\ \sin 90^\circ & \cos 90^\circ & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \overrightarrow{AD} \quad (5.34)$$

Realizando o somatório de forças, tem-se:

$$\vec{F}_O = \vec{F}_L - \vec{F}_M \quad (5.35)$$

### 5.1.9. Elemento NM

O DCL do elemento  $NM$  pode ser visto na Fig. 5.11.

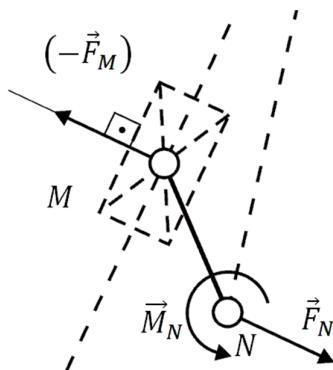


Figura 5.11: DCL do elemento  $NM$ .

Realizando o somatório de momentos no ponto  $N$ , tem-se:

$$\vec{M}_N = \overrightarrow{NM} \times \vec{F}_M \quad (5.36)$$

onde,

$$\overrightarrow{NM} = r_{man} (\cos(\theta + \theta_0) \hat{i} + \sin(\theta + \theta_0) \hat{j}) \quad (5.37)$$

Realizando o somatório de forças, tem-se:

$$\vec{F}_N = \vec{F}_M \quad (5.38)$$

### 5.1.10. Manivela do usuário

A movimentação do exoesqueleto é realizada através de uma manivela, elemento  $AP$ , a qual deve fornecer o momento necessário para acionar o sistema.

O DCL da manivela pode ser visto na Fig. 5.12.

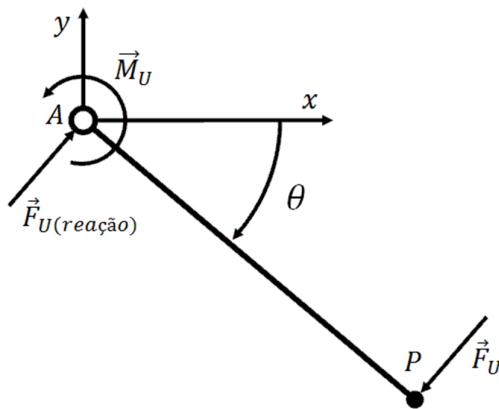


Figura 5.12: DCL da manivela do usuário.

A força que o usuário deve aplicar é obtida como,

$$F_U = \|\vec{M}_U\| / l_{mu} \quad (5.39)$$

onde,

$\vec{M}_U = \vec{M}_C + \vec{M}_N$ , é o momento necessário para acionar os mecanismos manivela/balancim e came/seguidor; e

$l_{mu}$  – é o comprimento da manivela do usuário, elemento  $AP$ .

A direção de  $\vec{F}_U$  é definida pelo ângulo  $\theta$ , Fig. 5.12, como,

$$\vec{F}_U = F_U \begin{bmatrix} -\sin(90^\circ - \theta) \\ -\cos(90^\circ - \theta) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.40)$$

A força de reação,  $\vec{F}_{U(\text{reação})}$ , é a força exercida pelo elemento  $AOKN$  para causar o equilíbrio estático na manivela.

$$\vec{F}_{U(\text{reação})} = -\vec{F}_U \quad (5.41)$$

### 5.1.11. Elemento $AOKN$

Para verificar o equacionamento realizado, o somatório de forças no elemento  $AOKN$  deve ser igual à zero. Assim, o DCL do elemento  $AOKN$  pode ser visto na Fig. 5.13.

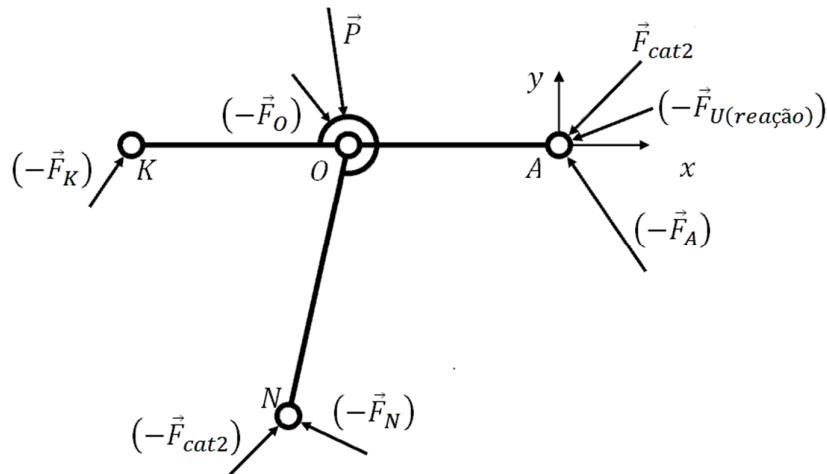


Figura 5.13: DCL do elemento  $AOKN$ .

As forças  $\vec{F}_{cat2}$  e  $(-\vec{F}_{cat2})$  são forças internas da estrutura, que ocorrem devido ao acionamento do mecanismo manivela/balancim, ou seja, pela aplicação do momento  $\vec{M}_N$  na manivela, estas forças são suportadas pelo elemento  $AOKN$ .

A força  $(-\vec{F}_{U(\text{reação})})$ , ou  $\vec{F}_U$ , Eq. (5.41), é a força que ocorre devido à reação de apoio da manivela do usuário no elemento  $AOKN$  quando o usuário realiza acionamento do exoesqueleto. As forças  $\vec{P}$  e  $\vec{F}_U$  são forças externas à estrutura e ocorrem devido à interação

entre o usuário e o exoesqueleto. Logo, a força  $\vec{P}$  possui uma parcela que corresponde ao peso do usuário e outra parcela que corresponde à força aplicada pelo usuário para realizar o movimento, sendo,

$$\vec{P} = m \vec{g} - \vec{F}_U \quad (5.42)$$

onde,

$\vec{g}$  – é o vetor aceleração da gravidade; e

$m$  – é a parcela da massa do usuário sobre a perna em contato com o solo.

O peso do usuário está distribuído entre as duas pernas da estrutura em contato com o solo, logo, o valor da massa, utilizado para dimensionar a perna da estrutura, corresponde à massa sobre a perna mais carregada, conforme a Fig. 5.14.

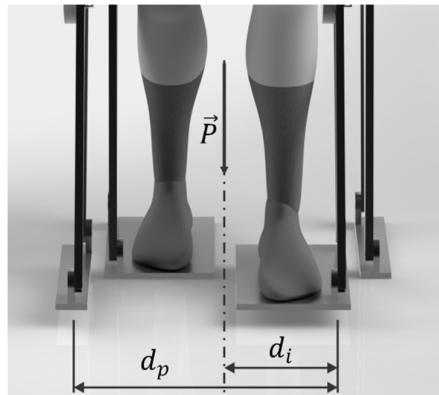


Figura 5.14: Distância entre as pernas.

Assim, para um usuário de 80kg, considerado neste trabalho, a parcela da massa na perna mais carregada é dada por:

$$m = 80 * \frac{(d_p - d_i)}{d_p} \quad (5.43)$$

onde,

$d_p$  – é a distância entre as pernas com movimentos sincronizados; e

$d_i$  – é a distância entre a perna mais interna e a posição do centro de massa do usuário.

Realizando o somatório de forças, tem-se:

$$(-\vec{F}_A) + (-\vec{F}_O) + (-\vec{F}_K) + (-\vec{F}_N) + \vec{P} + \vec{F}_{cat2} + (-\vec{F}_{cat2}) + \vec{F}_U = 0 \quad (5.44)$$

## 5.2. Carregamentos internos

A partir dos carregamentos externos, pode-se obter, utilizando o *Método das Seções*, o carregamento interno no ponto crítico de cada elemento segundo a configuração desejada para a estrutura.

Assim, os esforços atuantes nas seções críticas dos elementos foram inseridos em um programa desenvolvido no software MatLab® para que este realize a verificação dos esforços internos ao longo do movimento da estrutura. Este programa está no Apêndice I.

## 5.3. Critério de falha

Na realização de um projeto, utilizando um determinado material, faz-se necessária a imposição de um limite superior ao estado de tensões que defina a falha do material. Se o material for dúctil, usualmente a falha é caracterizada pelo início do escoamento, enquanto que se o material for frágil, ela é caracterizada pela fratura (HIBBELER, 2000).

A causa mais comum do escoamento de um material dúctil é o deslizamento que ocorre ao longo dos planos de contato entre os cristais constituintes do material e ordenados aleatoriamente. Esse deslizamento deve-se à tensão cisalhante atuante nos planos posicionados a 45° em relação aos planos das tensões principais (HIBBELER, 2000).

Utilizando essa idéia, de um material dúctil falhar pelo efeito do cisalhamento, Henri Tresca, em 1868, propôs a teoria da máxima tensão cisalhante ou critério de escoamento de Tresca. Essa teoria pode ser utilizada para obter a tensão de falha de um material dúctil sujeito a qualquer tipo de carregamento (HIBBELER, 2000).

A teoria da máxima tensão cisalhante estabelece que o escoamento do material inicia-se quando a tensão cisalhante máxima absoluta no material atinge a tensão cisalhante que causa um escoamento, no mesmo material, ao ser submetido apenas a uma tração axial. Portanto, para evitar a falha, a teoria da máxima tensão cisalhante requer que  $\tau_{máx}$  seja menor ou igual a  $\sigma_Y/2$ , onde  $\sigma_Y$  é o limite de escoamento a tração do material (HIBBELER, 2000).

Assim, a partir do carregamento interno foi obtido o estado de tensões ao qual cada elemento está sujeito. E com este, foi obtida a tensão cisalhante máxima absoluta atuante na seção crítica de cada elemento.

A escolha do material e da geometria da seção mais adequados foi realizada com base nos materiais existentes no Laboratório de Automação e Robótica da FEMEC e avaliados, através do programa desenvolvido no software MatLab®, em função da tensão cisalhante máxima absoluta atuante na seção crítica de cada elemento, tornando o projeto mais econômico. Este programa está no Apêndice I.

#### 5.4. Estabilidade

Em elementos longos ou esbeltos, submetidos a carregamentos compressivos, pode ocorrer a instabilidade lateral, fenômeno conhecido com flambagem. A flambagem de um elemento pode conduzir uma estrutura à falha súbita (HIBBEKER, 2000).

A estabilidade dos elementos foi avaliada utilizando-se o índice de esbeltez [ $i$ ] e a tensão crítica do material [ $\sigma_{cr}$ ], sendo a esta última a tensão média atuante sobre um material submetido à compressão imediatamente antes de ocorrer o fenômeno da flambagem. Esta tensão deve ocorrer dentro do regime elástico.

Na Figura 5.15 está mostrada a distribuição da tensão crítica em função do índice de esbeltez para um material qualquer.

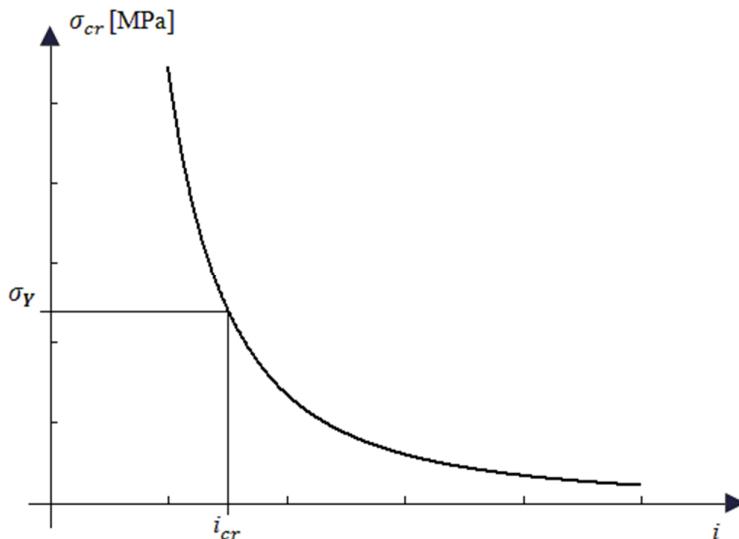


Figura 5.15: Tensão crítica [ $\sigma_{cr}$ ] versus índice de esbeltez [ $i$ ].

Com base no limite de escoamento  $[\sigma_Y]$  do material, pode-se obter o valor do índice de esbeltez correspondente  $[i_{cr}]$ . Se um elemento possui um índice de esbeltez menor que o índice de esbeltez encontrado, a tensão atuante sobre o elemento irá ultrapassar a tensão de escoamento antes de ocorrer a flambagem, logo os critérios citados acima são suficientes para realizar o dimensionamento do elemento; porém se o elemento possui um índice de esbeltez maior que o índice de esbeltez encontrado, a tensão crítica atuante no material permanece no regime elástico, sendo necessária a verificação da estabilidade do elemento.

Os elementos da estrutura cujo índice de esbeltez, obtido através do programa desenvolvido no software MatLab<sup>®</sup>, foi maior que  $i_{cr}$ , tiveram a estabilidade verificada utilizando-se o software comercial SolidWorks. Os resultados podem ser vistos no Apêndice II.

### 5.5. Conclusões

Neste capítulo foi descrita a metodologia para obtenção das solicitações às quais os elementos estão sujeitos, sendo esta metodologia utilizada no programa desenvolvido no software MatLab<sup>®</sup>, apresentado no Apêndice I, para obter as solicitações durante a fase de apoio e as máximas solicitações longitudinal e transversal, utilizados para dimensionar a seção dos elementos.

Para realizar o dimensionamento foi utilizada a teoria da máxima tensão cisalhante.

# CAPÍTULO VI

## RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos pelo programa desenvolvido para realizar a modelagem matemática e o projeto mecânico da estrutura; as simulações cinemáticas e, por fim, os testes práticos realizados com o protótipo construído para verificar a movimentação da estrutura.

### 6.1. Programa Computacional

O programa computacional foi dividido em três partes:

- Modelagem matemática, onde foi avaliada a influência da geometria dos elementos na cinemática da estrutura;
- Avaliação dos esforços, na qual foram avaliados, segundo o peso do usuário sobre as pernas, o esforço interno nas seções mais críticas de cada elemento da estrutura;
- Projeto estrutural com base nos esforços internos aos quais cada elemento está sujeito. Foram avaliadas a geometria da seção transversal dos materiais existentes no Laboratório de Automação e Robótica da FEMEC, a fim de utilizar as mais adequadas às solicitações.

#### 6.1.1. Modelagem matemática

Os valores dos parâmetros utilizados na modelagem matemática estão na Tab. 6.1.

Tabela 6.1: Parâmetros da estrutura.

Parâmetros	Descrição	Valor	Justificativa
$l_1$	Comprimento $\overline{AD}$ e $\overline{KI}$	0,52 m	Escolhido de modo a reduzir as forças internas da estrutura e a força que o usuário deve aplicar
$l_2$	Comprimento $\overline{DG}$ e $\overline{IH}$	0,59 m	
$l_m$	Comprimento da manivela $OL$	0,32 m	
$d$	Comprimento da base do mecanismo manivela/balancim, comprimento $\overline{ON}$	0,25 m	
$\lambda$	Ângulo de rotação da base do mecanismo manivela/balancim, $\overline{ON}$	241°	
$\varphi$	Ângulo entre o seguidor e o vetor $\overrightarrow{DG}$	65°	
$r_{man}$	Comprimento da manivela, elemento $NM$	0,033 m	
$l_{HG}$	Comprimento $\overline{HG}$ , $\overline{JB}$ e $\overline{KA}$	0,30 m	Escolhido de modo que a projeção do centro de massa do usuário, durante a movimentação, esteja compreendido sobre os pés da estrutura
$l_{O'A'}$	Distância entre o centro de massa do usuário e a origem do sistema de coordenadas projetados no solo	0,15 m	Escolhido no centro da base
$h$	Altura da base	1,00 m	Escolhido para atender a altura de usuário mais comum
$h_{pé}$	Altura que o pé será levantado	0,10 m	Valor escolhido para geração da trajetória do pé
$r_{rol}$	Raio do rolete do seguidor	0,013 m	Medida comercial de rolamentos
$r_{seg}$	Comprimento do seguidor, elemento $DF$	0,08 m	Escolhido de modo a reduzir o ângulo de pressão
$r_{cat}$	Raio da polia do sistema de transmissão	0,03 m	Medida comercial de polia
$l_{mu}$	Comprimento da manivela do usuário	0,15 m	Valor escolhido
$\omega$	Velocidade angular da manivela do usuário, com sentido positivo anti-horário	-10 RPM	Valor escolhido
$\Delta u$	Intervalo do ângulo no qual o pé deixa o solo e atinge a altura $h_{pé}$	90°	Escolhido de modo a reduzir o ângulo de pressão

Segundo Artero (2008), os algoritmos genéticos são inspirados na Teoria da Evolução de Darwin, onde é avaliada a capacidade que os indivíduos de uma população têm para sobreviver e se reproduzir. Espera-se que as características dos indivíduos vencedores, que se reproduzem, sejam transferidas para a próxima geração, enquanto que as características dos indivíduos com menos capacidade de sobrevivência e, consequentemente, de reprodução, sejam perdidas. Assim, ao avaliar a capacidade de sobrevivência dos indivíduos, espera-se que sejam obtidas novas gerações com características melhores que as gerações anteriores.

Ainda segundo Artero (2008), os algoritmos genéticos buscam resolver problemas para os quais não existe um algoritmo conhecido. Para isto, gera-se um conjunto de valores aleatórios iniciais, chamados indivíduos, que são avaliados para verificar se algum deles

corresponde a solução do problema a ser resolvido. Caso a solução não seja encontrada entre os indivíduos desta geração inicial, os indivíduos com os valores mais próximos da solução (aqueles de maior aptidão) são combinados para se obter a nova geração.

Assim, conforme mencionado na Tab. 6.1, os parâmetros  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_m$ ,  $d$ ,  $\lambda$ ,  $\varphi$  e  $r_{man}$  foram obtidos através de um programa desenvolvido no software MatLab® utilizando algoritmos genéticos para reduzir os esforços internos da estrutura e, consequentemente, a seção dos componentes utilizados.

O algoritmo desenvolvido gera uma população de 20 indivíduos, onde cada indivíduo é um vetor contendo os parâmetros  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_m$ ,  $d$ ,  $\lambda$ ,  $\varphi$  e  $r_{man}$ . A avaliação de cada indivíduo é realizada com base nas seções utilizadas para compor os elementos da perna segundo os parâmetros do indivíduo, assim, utilizou-se a seguinte equação,

$$aval_i = \frac{n}{(\sum_1^n n^{\circ}_{seção})^3} \quad (6.1)$$

onde,

$aval_i$  – resultado da avaliação do indivíduo  $i$ ;

$n$  – número total de elementos da perna; e

$n^{\circ}_{seção}$  – número da seção utilizada, a ser comentado posteriormente.

A seleção dos indivíduos para a reprodução foi realizada por torneio, onde são selecionados aleatoriamente pares de indivíduos dentre a população e estes tem sua avaliação comparada, sendo escolhido o indivíduo com maior avaliação. Os indivíduos selecionados passam a compor a nova população, sendo esta composta por metade da quantidade de indivíduos da população anterior.

A próxima etapa é o cruzamento simples, na qual são escolhidos aleatoriamente pares de indivíduos e o ponto a partir do qual as características dos indivíduos selecionados serão trocadas, gerando os indivíduos. Esta etapa busca juntar as melhores características contidas em cada par de indivíduos.

Após o cruzamento os novos indivíduos passam pela etapa de mutação, na qual indivíduos escolhidos aleatoriamente tem um único gene alterado. Esta etapa busca acrescentar variedade à população. A taxa de mutação da população é de 30%.

Os indivíduos criados no cruzamento são inseridos na nova população, optou-se por substituir a antiga população pela nova.

A nova população passa pela etapa de avaliação, após esta é verificada a finalização do programa. Para o critério de parada utilizou-se a obtenção da menor seção para todos os elementos da perna ou a realização do número limite de ciclos, escolhido como 20 ciclos.

O programa desenvolvido está no Apêndice I.

A partir da modelagem matemática realizada no Capítulo 4 obteve-se a posição e orientação de cada elemento da estrutura ao realizar a trajetória desejada para, posteriormente, possibilitar o cálculo dos esforços ao qual cada elemento está sujeito e o dimensionamento dos mesmos.

Utilizando uma única perna como referência, fez-se o cálculo da velocidade do pé da estrutura na direção horizontal a fim de se obter os pontos  $P_1$  e  $P_2$  ( $\theta_2 = \theta_1 + 180^\circ$ ) da trajetória, tal que estes sejam utilizados como ponto de início e fim da fase de apoio do pé sobre o solo.

A Figura 6.1 apresenta o ciclo da marcha realizado pelo exoesqueleto.

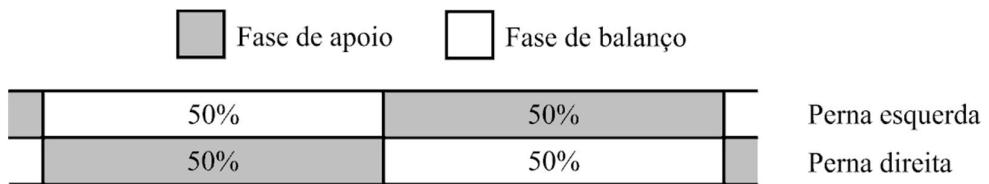


Figura 6.1: Duração do ciclo da marcha realizado pelo exoesqueleto.

O ciclo da marcha realizado pelo exoesqueleto apresenta simetria no movimento das pernas do lado esquerdo e do lado direito, porém a duração do mesmo não corresponde à duração do ciclo normal da marcha, conforme a Fig. 6.1. Isto ocorre porque o movimento de marcha realizado pelo exoesqueleto não possui a primeira e segunda fases de duplo apoio, na qual o indivíduo alterna a posição do centro de massa do corpo de uma perna para outra. No exoesqueleto, o centro de massa do usuário está fixo no plano sagital, coincidente com o centro da estrutura.

Os pontos  $P_1$  e  $P_2$  foram obtidos numericamente por comparação ponto-a-ponto via software do vetor velocidade do pé, conforme programa no Apêndice I.

O gráfico da velocidade na direção horizontal, para rotação constante da manivela do usuário de 10 rpm, pode ser visto na Fig. 6.2 com a identificação dos ângulos  $\theta_1$  e  $\theta_2$ .

Independente do valor da velocidade angular da manivela do usuário,  $\omega$ , quando  $\theta$  for igual aos ângulos  $\theta_1$  (igual a  $32,7^\circ$ ) e  $\theta_2$  (igual a  $212,7^\circ$ ), utilizando-se os parâmetros da Tab. 6.1, os quatro pés da estrutura terão a mesma velocidade.

Com os pontos  $P_1$  e  $P_2$ , definiu-se o movimento do pé na direção vertical a ser realizada pelo pé enquanto na fase de balanço, na qual o pé está suspenso sobre o solo.

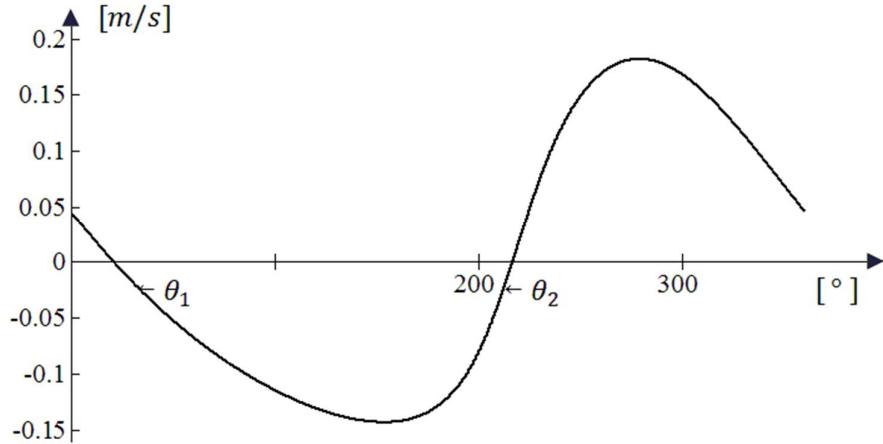


Figura 6.2: Velocidade do pé na direção horizontal.

O movimento foi definido utilizando-se as Eqs. (4.14) e (4.15) com  $h_{pé} = 10\text{ cm}$  e  $\Delta u = 90^\circ$ . Com o movimento vertical do pé definido, recalcoulou-se o movimento na horizontal para a fase de balanço, obtendo a trajetória desenvolvida pelo pé em um ciclo completo, Fig. 6.3a.

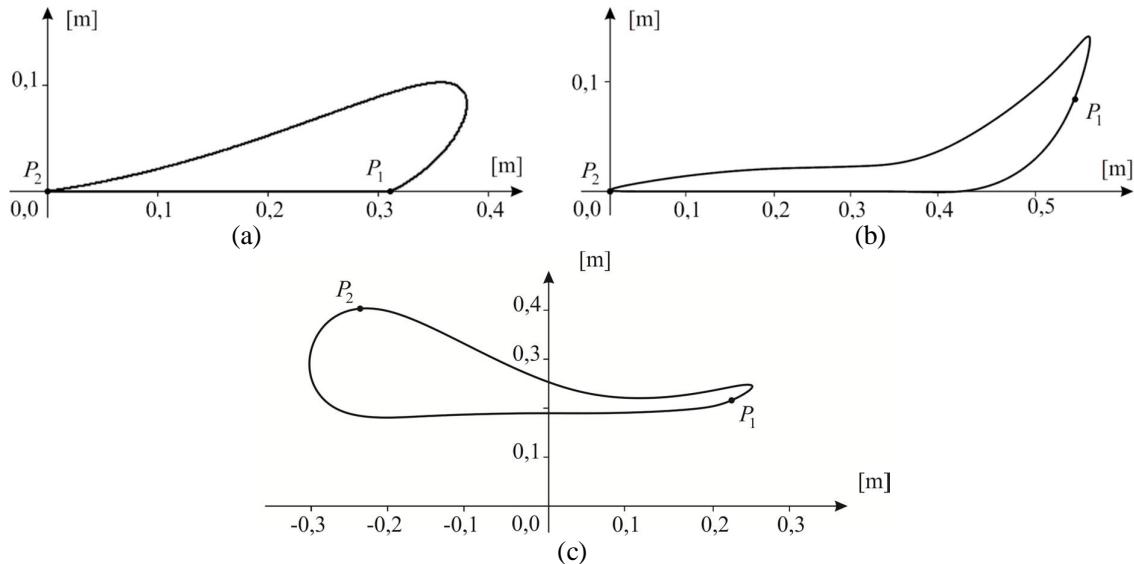


Figura 6.3: Trajetórias do pé e do tornozelo. (a) Trajetória do pé desenvolvida pelo exoesqueleto; (b) Trajetória do pé desenvolvida por um indivíduo fisicamente normal; e (c) Trajetória do tornozelo desenvolvida pelo indivíduo.

A Figura 6.3b mostra o movimento realizado pela ponta do pé de um indivíduo durante um ciclo da marcha. Comparando-se com a Fig. 6.3a percebe-se que, durante a fase de balanço, o exoesqueleto levanta mais o pé do que o indivíduo porém, o movimento é semelhante ao realizado pelo indivíduo.

A fase de apoio do indivíduo se inicia quando o calcanhar do indivíduo toca o chão logo, a ponta do pé do indivíduo ainda está no ar quando a fase de apoio deste se inicia, ponto  $P_1$  na Fig. 6.3b. O pé do exoesqueleto é composto por uma base sempre paralela à superfície, sua fase de apoio se inicia quando o pé toca o chão, ponto  $P_1$  na Fig. 6.3a.

Assim, percebe-se que o sistema permite a realização da trajetória do pé de forma semelhante à trajetória descrita pela ponta do pé do indivíduo durante a marcha porém, devido ao movimento da articulação do tornozelo ter pequena amplitude, sua trajetória é semelhante à trajetória desenvolvida pelo pé do exoesqueleto que, comparada à trajetória desenvolvida pelo tornozelo do indivíduo, Fig. 6.3c, mostra que o exoesqueleto não realiza a reabilitação da articulação do tornozelo.

Para ajustar a trajetória do pé desenvolvida pelo exoesqueleto à trajetória desenvolvida pelo pé durante a marcha humana, deve-se obter a equação do movimento de marcha humana e adaptá-la ao movimento da perna e, posteriormente, traçar o perfil do came necessário para realização do movimento. Deve-se observar que outras trajetórias podem ser reproduzidas pelo sistema, porém, para que o sistema reproduza o movimento desejado com a mesma velocidade, deve ser implementado um controle de velocidade de rotação na manivela do usuário.

Com os movimentos do pé e da perna definidos obteve-se, com as Eqs. (4.20) e (4.25), o perfil primitivo do came, cujo perfil foi obtido descontando-se na direção normal do perfil primitivo o valor do raio do rolete.

O perfil do came e o perfil primitivo do came podem ser vistos na Fig. 6.4, na qual o raio é medido em metros e ângulo em graus.

Deve-se observar que o perfil do came é específico para os parâmetros da estrutura, Tab. 6.1, e para a trajetória desejada, assim, para modificar a trajetória para um mesmo usuário, faz-se necessário outro perfil para o came.

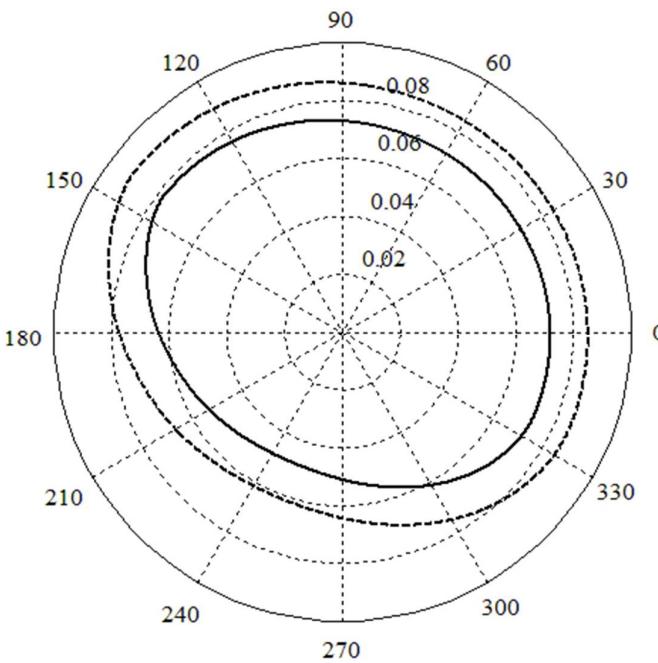


Figura 6.4: Perfil primitivo (linha tracejada) e perfil do came (linha contínua).

O ângulo de pressão é o ângulo entre a normal ao perfil primitivo e a direção do deslocamento do seguidor, que foi obtido numericamente. A Figura 6.5 mostra o valor do ângulo de pressão do came em função do ângulo  $\theta$ .

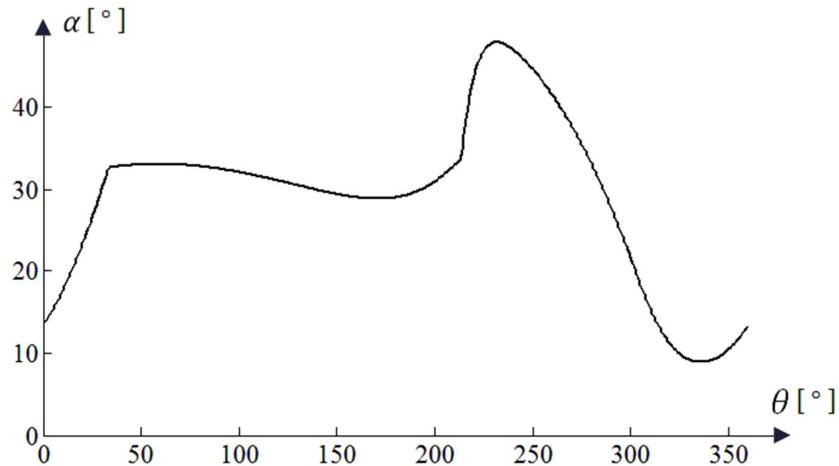


Figura 6.5: Variação do ângulo de pressão.

Conforme pode ser visto na Fig. 6.5, o ângulo de pressão do came, correspondente à fase de apoio do pé da estrutura, varia entre  $30^\circ$  e  $35^\circ$ , indicando que parte significativa da força aplicada pelo came no seguidor não realiza trabalho, mas contribui com os esforços axiais aos quais o seguidor está sujeito.

### 6.1.2. Avaliação dos esforços internos

Utilizando as equações de equilíbrio e o método das seções foram calculados os esforços internos na seção transversal do ponto crítico de cada elemento durante a fase de apoio do pé da estrutura.

Na Tabela 6.2 podem ser vistos, para cada elemento, a identificação do ponto crítico, os esforços internos na seção transversal e o ângulo no qual ocorre a máxima solicitação.

Tabela 6.2: Esforços internos atuantes nas seções dos pontos críticos de cada elemento.

Elemento	Secção crítica	Pontos de aplicação das forças	Normal máximo				Cortante/fletor máximo			
			Ângulo $\theta [^\circ]$	Normal [N]	Cortante [N]	Fletor [Nm]	Ângulo $\theta [^\circ]$	Normal [N]	Cortante [N]	Fletor [Nm]
AP	A	P	-	-	-	-	212,7	0,0	-73,4	11,0
AONK	O	A	32,8	-576,2	192,4	28,9	106,3	-193,2	403,4	60,5
	O	N	212,7	-419,9	-273,5	-68,4	198,3	-327,4	-282,5	-70,6
	O	K	32,8	-311,3	189,2	-28,4	32,8	-311,3	189,2	-28,4
ABCD	C	D	32,8	930,3	1938,6	-155,1	32,8	930,3	1938,6	-155,1
	B	C e D	179,9	-628,5	-304,5	2,3	212,7	-495,1	-369,6	28,3
	B	A	179,9	-628,5	7,2	2,3	32,8	-211,1	-549,1	-175,7
DFG	F	G	212,7	-597,3	1,5	-0,8	32,8	-3,8	238,8	-133,9
	F	D	33,7	1349,6	-1672,5	-133,8	32,8	1349,5	1349,5	-133,9
IH	I	H	32,8	-456,4	0,0	0,0	32,8	-456,4	0,0	0,0
KJI	J	I	32,8	-290,3	-352,1	70,4	32,8	-290,3	-352,1	70,4
	J	K	32,8	-290,3	220,0	70,4	32,8	-290,3	220,0	70,4
JLB	L	J	32,8	532,1	-210,3	-31,5	32,8	532,1	-210,3	-31,5
	L	B	32,8	670,4	-264,9	39,7	212,6	-368,1	273,0	-41,0
OML	M	L	190,0	0,0	-304,4	17,5	211,3	0,0	-332,7	23,0
	M	O	203,7	0,0	83,5	21,3	212,7	0,0	92,9	23,2
NM	N	M	212,6	424,5	29,4	-1,0	169,7	202,5	200,3	-6,6

A partir dos momentos necessários para acionar os mecanismos came/seguidor e manivela/balancim, obteve-se o momento que o usuário deverá aplicar para acionar a estrutura.

A Figura 6.6 mostra os momentos necessários para acionar os mecanismos came/seguidor, *MCS*, e manivela/balancim, *MMB*, de ambas as pernas e o momento resultante que deve ser aplicado nas manivelas do usuário, *MU*, para acionar as pernas do exoesqueleto durante a fase de apoio.

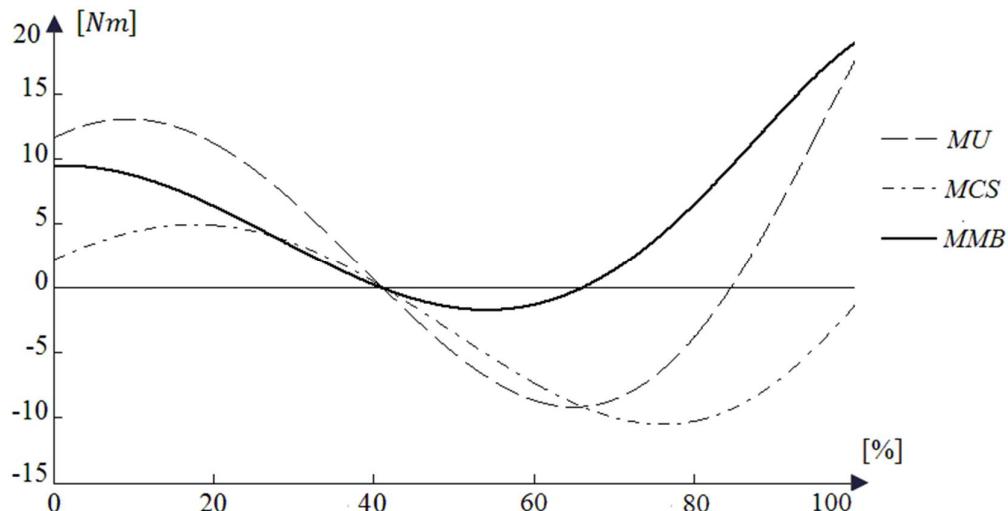


Figura 6.6: Momentos necessários para o acionamento do exoesqueleto durante a fase de apoio.

A força que deve ser aplicada perpendicularmente às manivelas do usuário, para acionar o exoesqueleto na fase de apoio está mostrada Fig. 6.7.

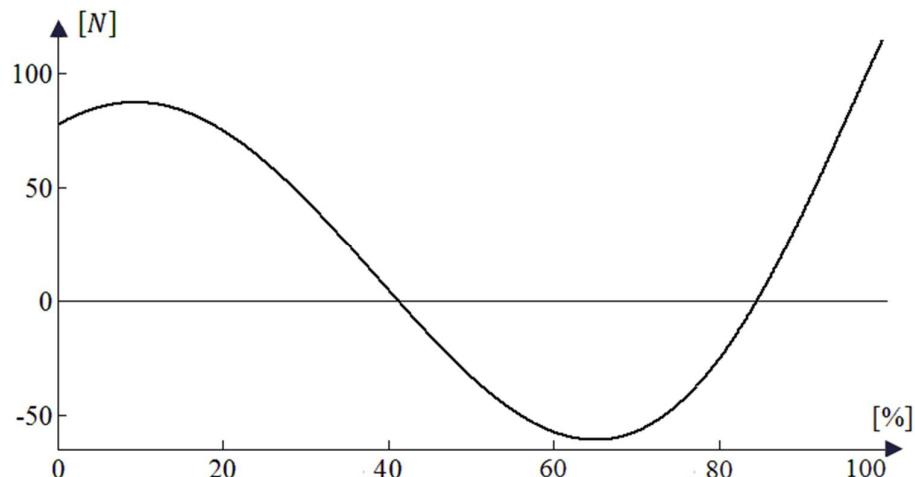


Figura 6.7: Força que deve ser aplicada pelo usuário durante a fase de apoio.

Como pode ser visto nas Figs. 6.6 e 6.7, o acionamento das manivelas do usuário com velocidade constante requer uma variação nas forças/momentos aplicados, conferindo ao usuário dificuldade para o controle do acionamento, além de, entre aproximadamente 20,6 à 42,3% da fase de apoio, as forças/momentos inverterem seus sentidos de atuação, logo, neste intervalo o usuário deve aplicar as forças/momentos necessários para resistir ao movimento que a estrutura tende a realizar.

De acordo com a Fig. 6.7, na transição entre os pares de pernas, quando um par de pernas finaliza a fase de apoio e o outro par de pernas inicia a fase de apoio, há uma

descontinuidade de aproximadamente 40,2 N, força necessária para levantar quase 4,1 kg, ocasionando impacto nas articulações do usuário, que pode vir a causar o desgaste nas mesmas.

Conforme a Fig. 6.7, a máxima força que o usuário deve aplicar é de 117,4 N, que corresponde à força necessária para levantar aproximadamente 12,0 kg. Logo, para que o usuário consiga realizar o acionamento da estrutura será necessário treinamento muscular. Deve-se destacar que a força necessária ao acionamento da estrutura pode ser reduzida aumentando-se o comprimento da manivela do usuário, o que irá promover um menor esforço por parte do usuário e maior movimentação dos membros superiores durante o acionamento.

### ***6.1.3. Projeto estrutural***

O projeto estrutural foi realizado utilizando-se como critério de falha descrito no item 5.3.

Para realizar o cálculo das tensões foram testados os materiais existentes no Laboratório de Automação e Robótica da FEMEC, de forma a permitir a escolha dos mais adequados.

O material escolhido para compor a estrutura foi a liga de alumínio 6061, cujas propriedades mecânicas podem ser vistas na Tab. 6.3.

Tabela 6.3: Propriedades mecânicas da liga de alumínio 6061.

Módulo de Elasticidade	Módulo de Elasticidade Transversal	Limite de Escoamento à Tração
$E$ [Gpa]	$G$ [Gpa]	$\sigma_Y$ [Mpa]
68,9	26,0	190,0

Para garantir maior confiabilidade à estrutura foi utilizado um fator de segurança com valor 3.

Dentre as barras e tubos de alumínio existentes na FEMEC, foram escolhidas as barras e tubos contidos na Tab. 6.4, com referência à Fig. 6.8.

Tabela 6.4: Barras e tubos testados.

Nº	Seção [mm]			
	$h_e$	$b_e$	$h_i$	$b_i$
1	25,0	12,5	21,0	8,5
2	50,0	12,5	46,0	8,5
3	50,0	12,5	-	-

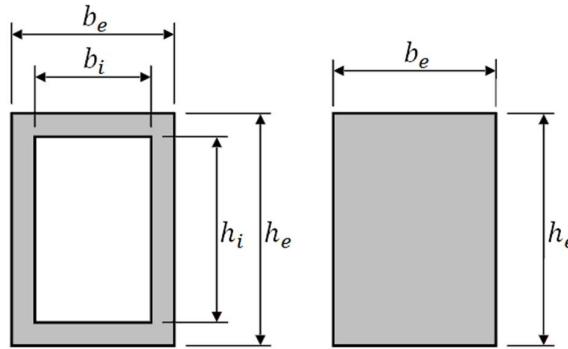


Figura 6.8: Identificação das medidas das seções.

As seções escolhidas para cada elemento podem ser vistas na Tab. 6.5.

Tabela 6.5: Geometria dos elementos utilizados.

Elementos	Seção [mm]			
	$h_e$	$b_e$	$h_i$	$b_i$
AP	25,0	12,5	21,0	8,5
AONK	50,0	12,5	46,0	8,5
ABCD	50,0	12,5	-	-
DFG	50,0	12,5	-	-
IH	25,0	12,5	21,0	8,5
KJI	50,0	12,5	46,0	8,5
JLB	50,0	12,5	46,0	8,5
OML	25,0	12,5	21,0	8,5
NM	25,0	12,5	21,0	8,5

Deve-se observar que as seções foram escolhidas levando-se em consideração um furo de 10 mm para o pino das articulações.

A estabilidade dos elementos foi avaliada comparando-se o índice de esbeltez de cada segmento com  $i_{cr}$ , segundo o material utilizado.

Na Figura 6.9 está mostrada a distribuição da tensão crítica em função do índice de esbeltez para uma liga de alumínio com as propriedades mostrada na Tab. 6.3.

Conforme pode ser visto na Fig. 6.9, sendo o limite de escoamento  $[\sigma_Y]$  igual a 190 MPa obtém-se  $i_{cr} = 59,8$ .

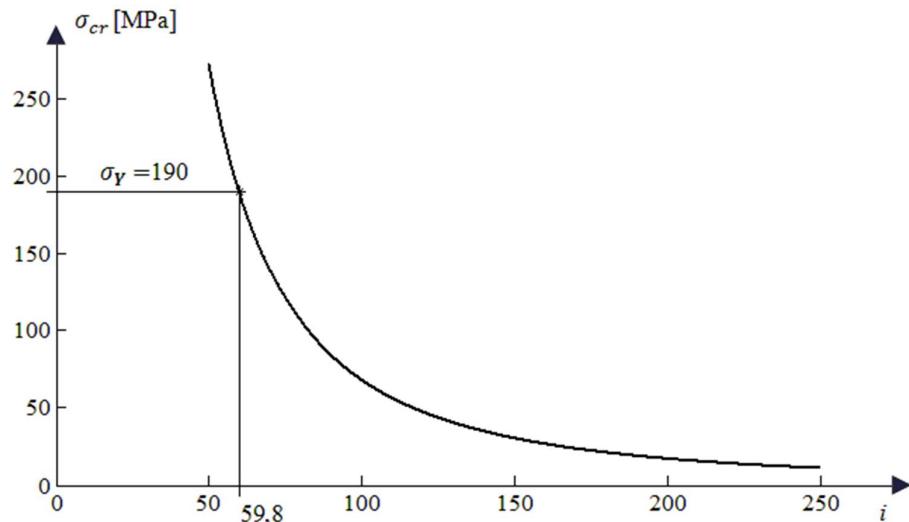


Figura 6.9: Tensão crítica [ $\sigma_{cr}$ ] versus índice de esbeltez [ $i$ ] para uma liga de alumínio com  $E = 68,9$  GPa.

Os elementos que possuem segmentos com índice de esbeltez superior a  $i_{cr}$  podem ser vistos na Tab. 6.6.

Tabela 6.6: Elementos com estabilidade não assegurada.

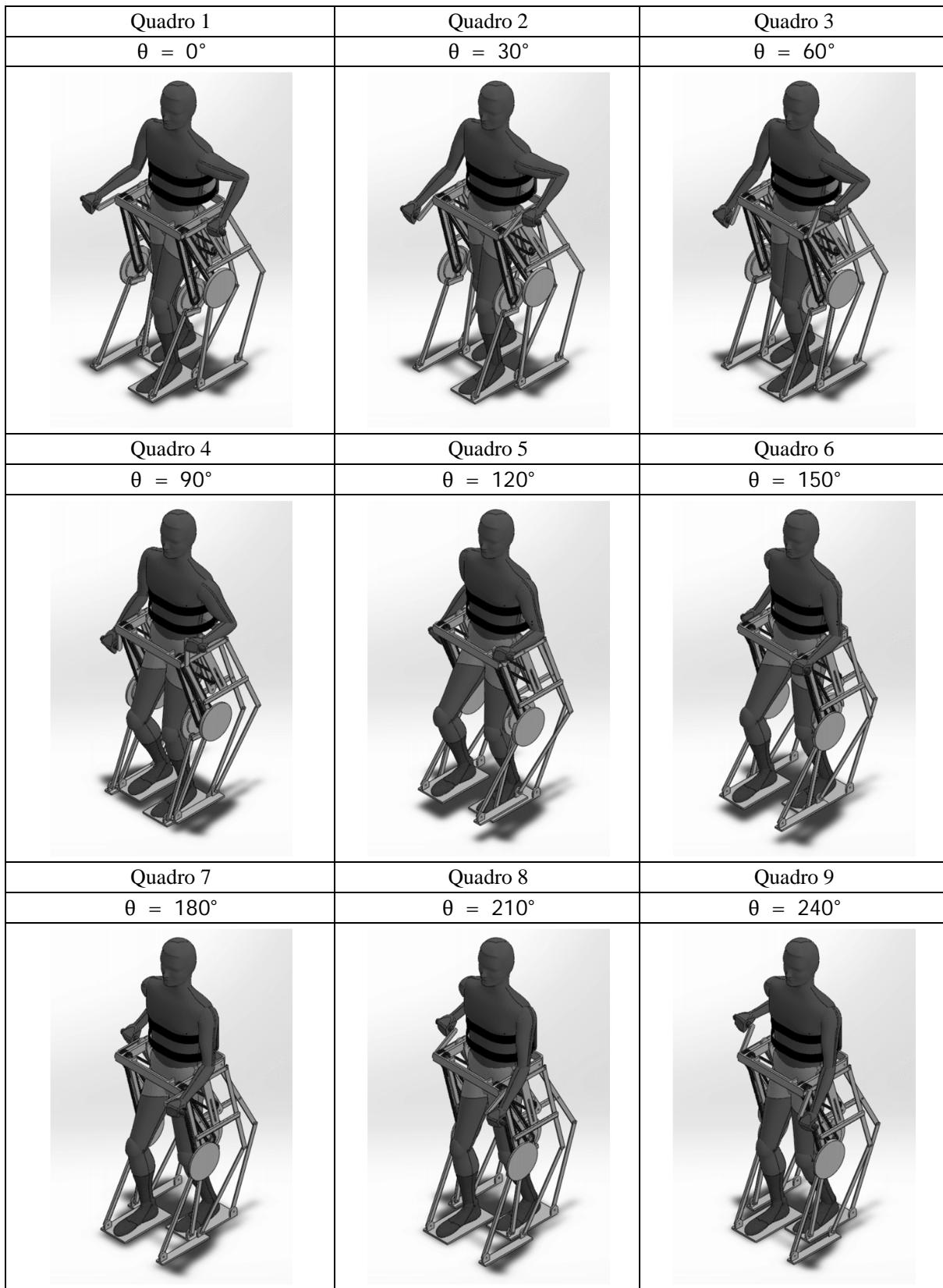
Elemento	Seção crítica	Pontos de aplicação das forças
ABCD	B	A
DFG	F	G
IH	I	H

Os elementos contidos na Tab. 6.6 tiveram a estabilidade verificada através do software comercial SolidWorks, cujos resultados podem ser vistos no Apêndice II.

## 6.2. Simulação

Para verificar a movimentação do usuário na estrutura foram realizadas simulações no software SolidWorks, no qual utilizou-se um boneco antropométrico com altura 1,80 m, com a cintura fixa à base da estrutura e os pés fixos aos pés da estrutura. O ciclo da marcha teve duração de 6 s, o acionamento da manivela do usuário foi realizado com velocidade de rotação constante. Quadros da sequência de movimentos, com o respectivo ângulo da manivela do usuário, nas vistas isométrica, lateral direita e frontal, estão mostrados nas Tabs. 6.7, 6.8 e 6.9, respectivamente.

Tabela 6.7: Vista isométrica do movimento da marcha.



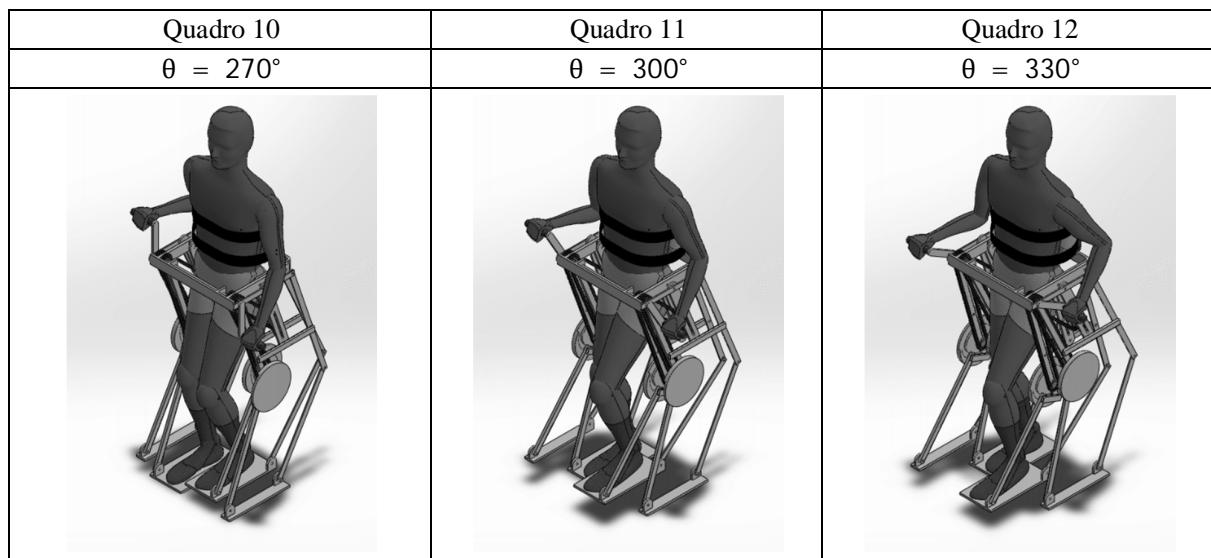
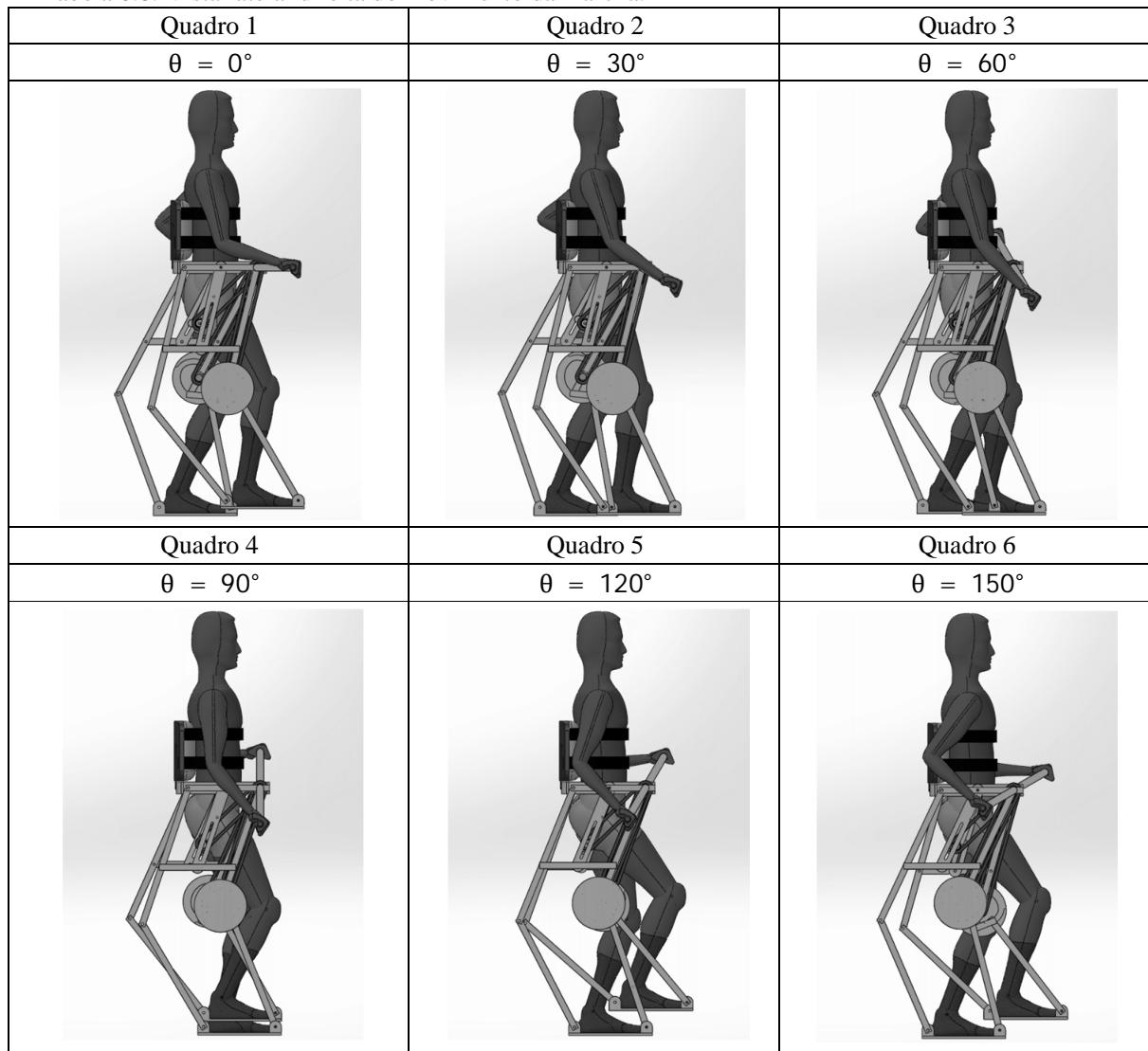


Tabela 6.8: Vista lateral direita do movimento da marcha.



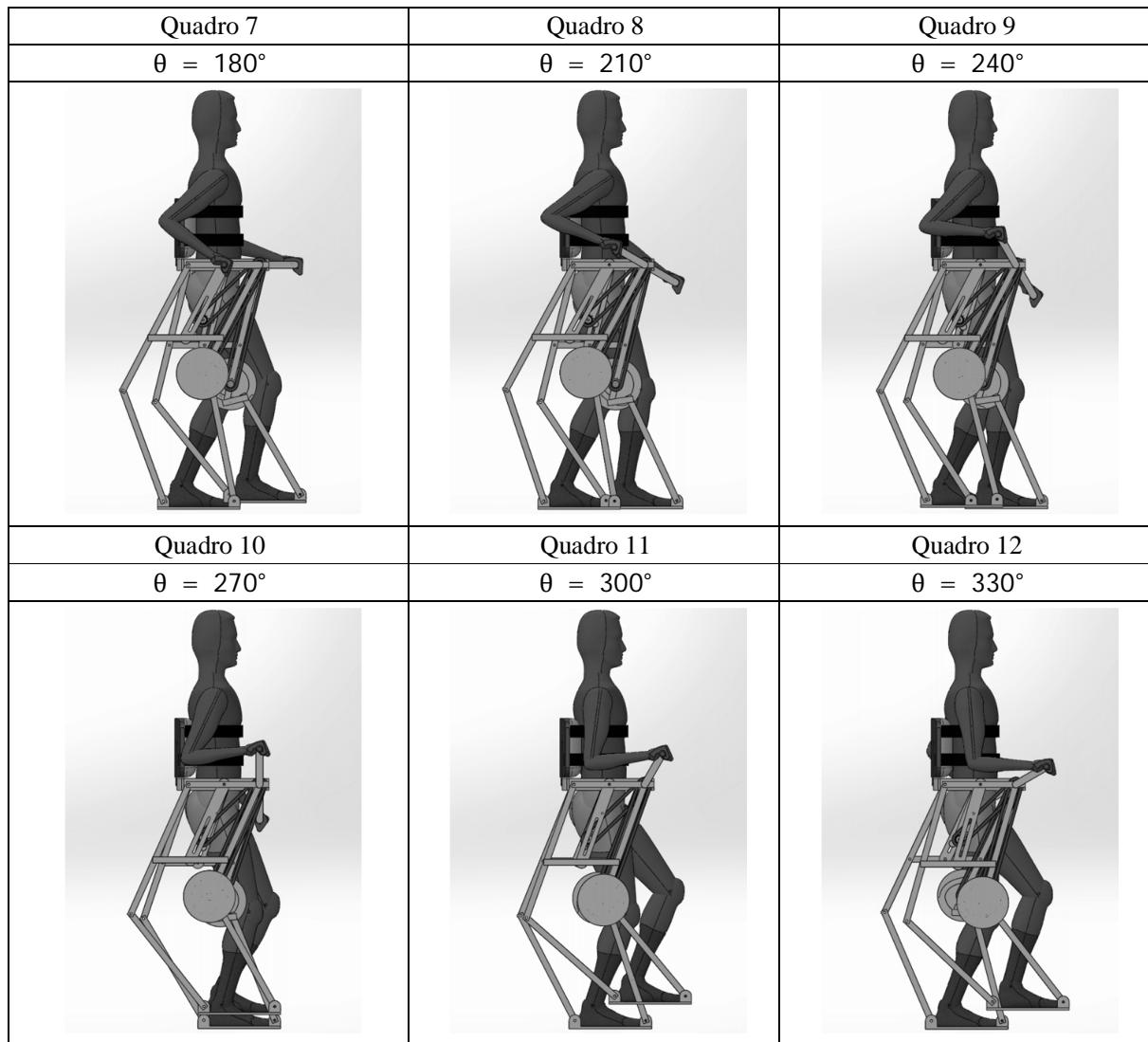
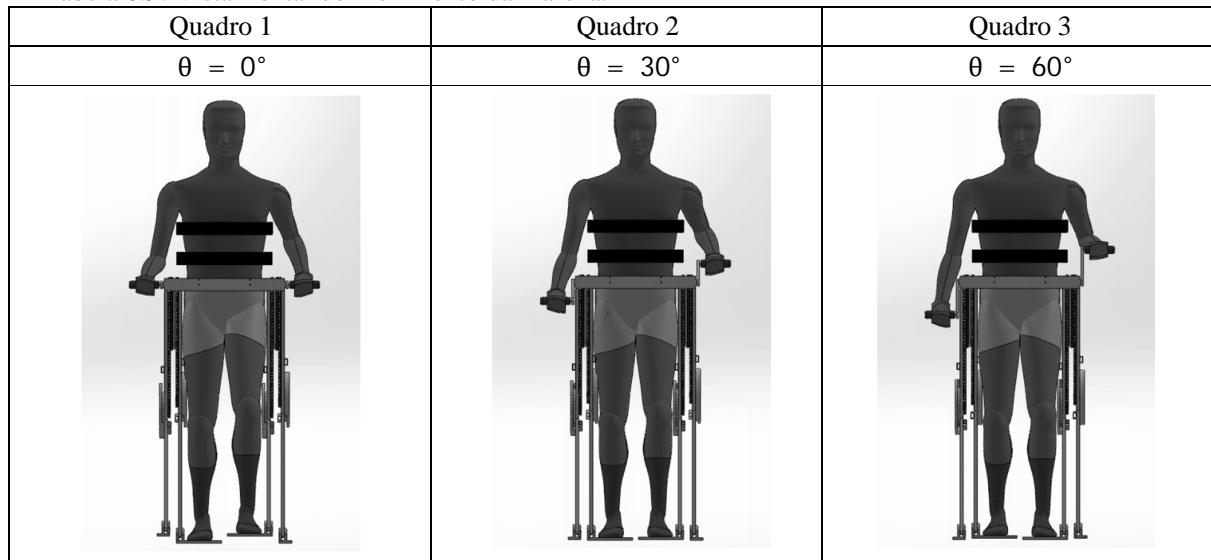
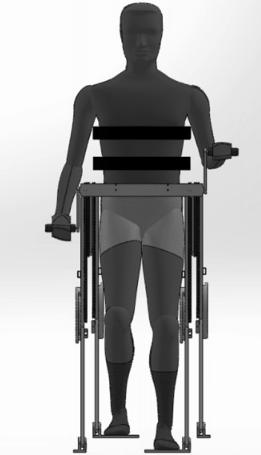
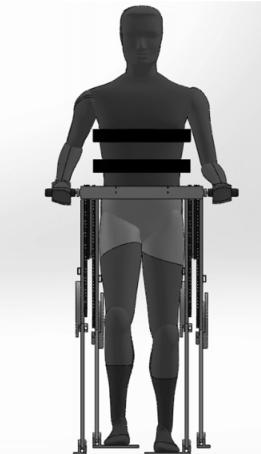
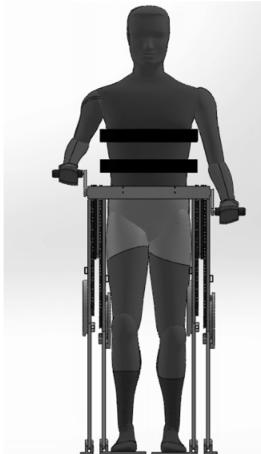
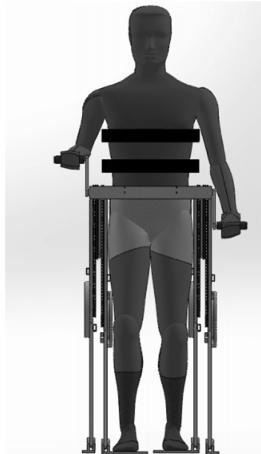


Tabela 6.9: Vista frontal do movimento da marcha.



Quadro 4 $\theta = 90^\circ$	Quadro 5 $\theta = 120^\circ$	Quadro 6 $\theta = 150^\circ$
		
Quadro 7 $\theta = 180^\circ$	Quadro 8 $\theta = 210^\circ$	Quadro 9 $\theta = 240^\circ$
		
Quadro 10 $\theta = 270^\circ$	Quadro 11 $\theta = 300^\circ$	Quadro 12 $\theta = 330^\circ$
		

Nas simulações apresentadas nas Tabs. 6.7, 6.8 e 6.9 é possível perceber que os movimentos de flexão/extensão das articulações do quadril e do joelho do indivíduo são realizados de forma semelhante ao movimento da marcha enquanto o indivíduo realiza o acionamento da estrutura através da manivela, realizando a reabilitação destas articulações. Destaca-se que a estrutura possibilita a movimentação do usuário sem a necessidade de terceiros ou de equipamentos auxiliares, utilizando apenas 1 gdl.

Para a realização da simulação foi necessário travar o pé do indivíduo no pé da estrutura, impossibilitando a movimentação da articulação do tornozelo, conforme a marcha de um indivíduo normal, fazendo com que o pé esteja sempre na horizontal.

### **6.3. Testes Experimentais**

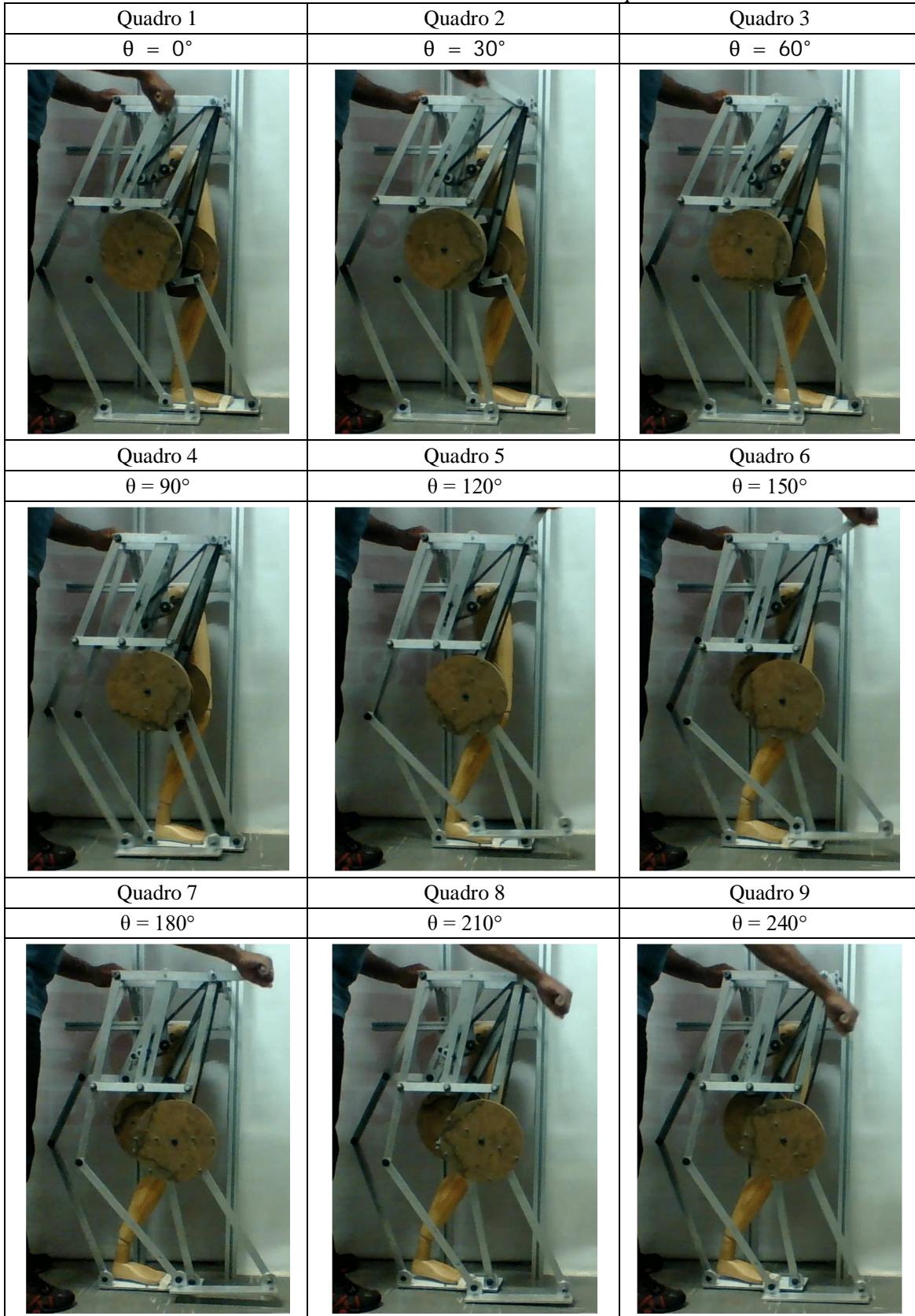
Para verificar a movimentação da articulação do tornozelo foram realizados testes experimentais em um protótipo simplificado da estrutura, contendo apenas a lateral da estrutura proposta, possibilitando visualizar a movimentação de uma das pernas do usuário.

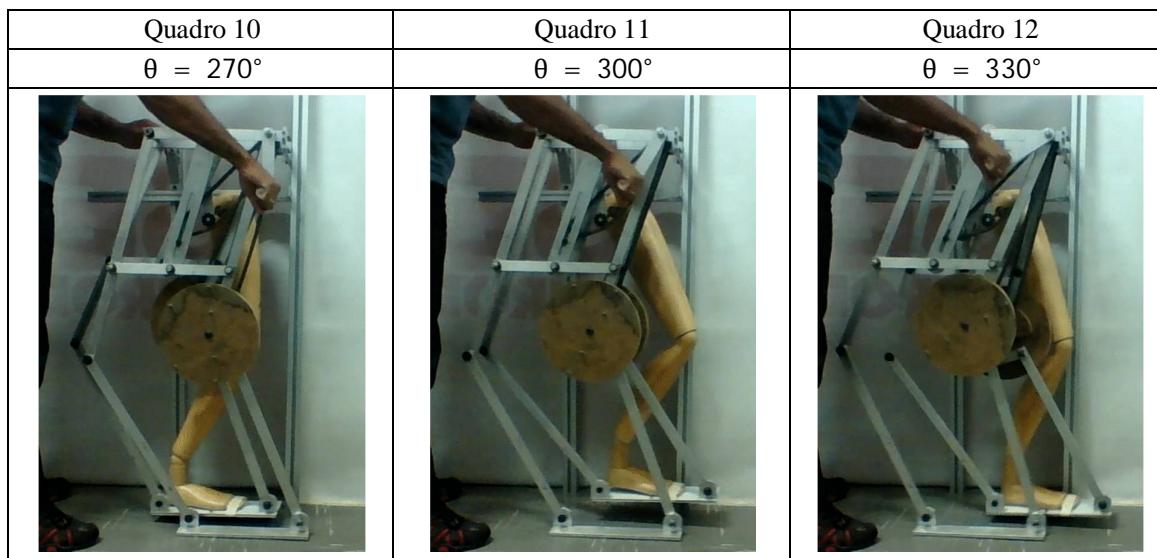
O protótipo possui as medidas indicadas na Tab. 6.1 e foi construído utilizando os materiais apresentados na Tab. 6.5 para cada elemento. Para o sistema de transmissão de movimento da manivela do usuário para os mecanismos foram utilizadas correntes e polias dentadas, com relação de transmissão igual a 1. No sistema de transmissão de movimento da manivela do usuário para o mecanismo balancim/manivela foi necessário utilizar um tensionador para minimizar a folga na corrente.

Para simular o movimento da perna do usuário, foi utilizada a perna de um boneco antropométrico de madeira, disponível na Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, com altura 1,80 m. A base do protótipo foi fixada a uma estrutura estática, de modo que todo o peso do protótipo e da perna do boneco fosse aplicado à base do protótipo, possibilitando verificar a movimentação da perna do boneco enquanto os pés da estrutura deslizavam sobre o solo. O ciclo da marcha teve duração de 6 s, o acionamento da manivela foi realizado com velocidade de rotação constante.

A Tabela 6.10 apresenta a vista lateral direita do movimento.

Tabela 6.10: Vista lateral direita do movimento da marcha com exoesqueleto.



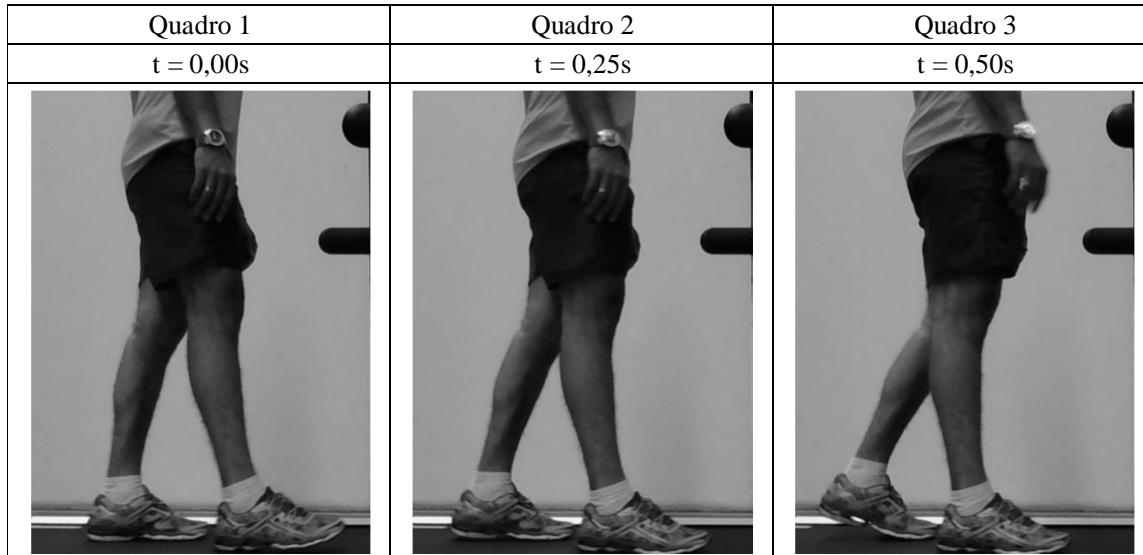


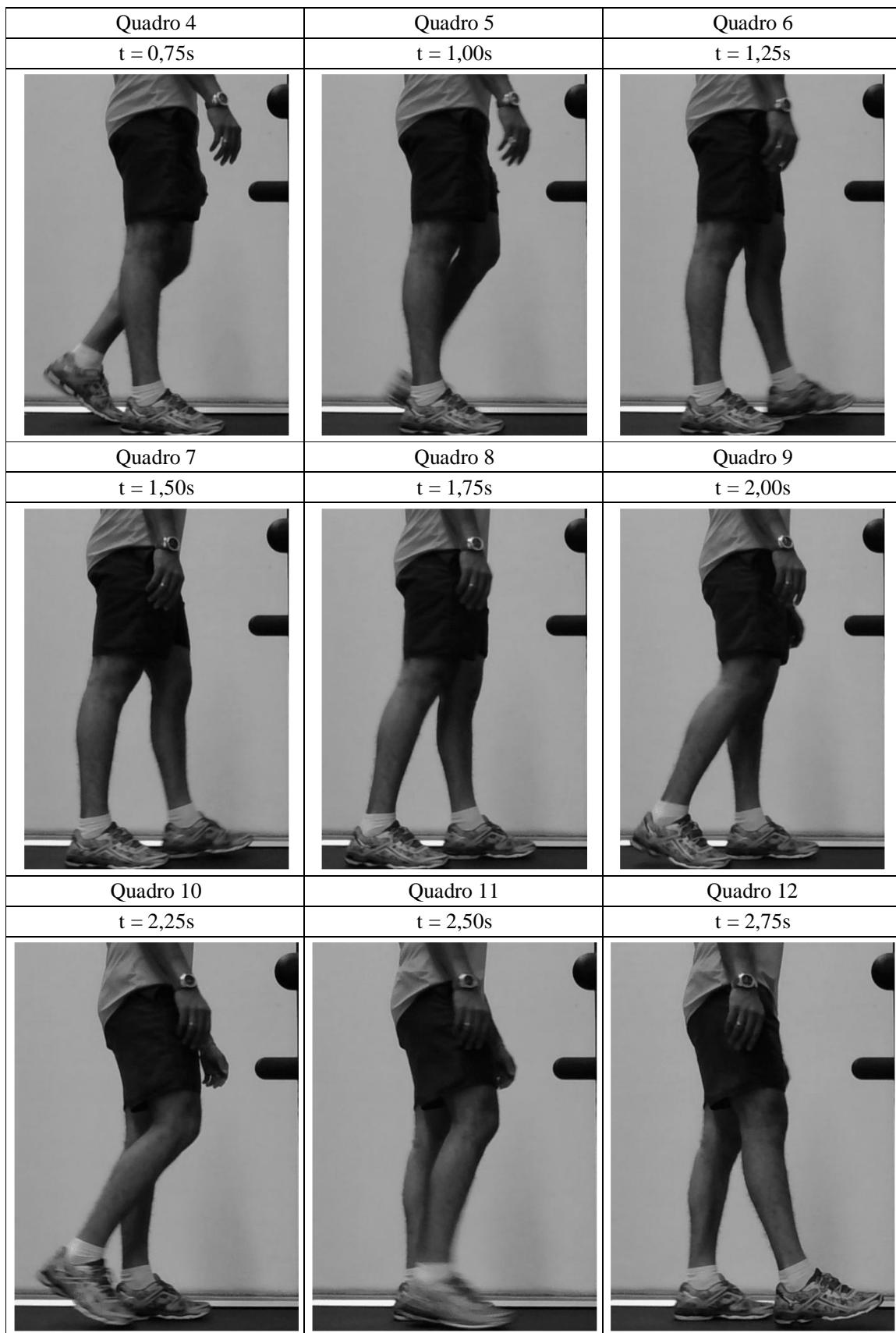
Durante a realização do movimento, percebeu-se uma tendência no joelho da perna do boneco de esbarrar no came da estrutura, indicando a necessidade de um dispositivo para guiar o movimento da perna do usuário, para que esta não tenha contato com a estrutura.

Para comparar os movimentos realizados pelo exoesqueleto com os movimentos realizados por uma pessoa, na Tab. 6.11 é apresentada a sequência de passos realizada por uma pessoa fisicamente normal.

A sequência de passos foi realizada através da filmagem de um indivíduo do sexo masculino realizando o movimento de marcha em uma esteira com velocidade de 0,8 km/h em uma academia de Uberlândia-MG. O ciclo da marcha do indivíduo teve duração de 3,0 s.

Tabela 6.11: Vista lateral do movimento da marcha.





Comparando-se as Tabs. 6.10 e 6.11, pode-se perceber que a utilização do exoesqueleto conduz a realização dos movimentos de extensão e flexão do quadril e do joelho, movimentos necessários para a marcha, conforme os quadros 10, 11 e 12 da Tab. 6.10 e os quadros 9, 10 e 11 da Tab. 6.11.

#### **6.4. Conclusões**

Neste capítulo foram apresentados os resultados obtidos no desenvolvimento, construção e experimentação do exoesqueleto.

Para ajustar a trajetória do pé deve-se obter a equação do movimento de marcha humana e adaptá-la ao movimento da perna da estrutura, possibilitando traçar o perfil do caminhar necessário para realização do movimento.

Os testes experimentais, em conformidade com as simulações computacionais, mostraram que o exoesqueleto conduz à realização dos movimentos de extensão e flexão do quadril e do joelho de forma semelhante a marcha, porém a movimentação da articulação do tornozelo não foi satisfatória, realizando um movimento de pequena amplitude. Assim, é necessário o desenvolvimento de um mecanismo para realizar o movimento de flexão e extensão do tornozelo.

O acionamento do exoesqueleto, realizado através das manivelas do usuário, requer a aplicação de uma força de aproximadamente 15% do peso do usuário, devido às transmissões internas dos mecanismos utilizados.

A variação da força necessária ao acionamento do exoesqueleto ao longo da fase de apoio pode dificultar ao usuário o controle do movimento. A descontinuidade na força aplicada para o acionamento da manivela do usuário, na transição da fase de apoio pode causar impactos nas articulações do usuário e, consequentemente, desgastes, logo, são necessários novos estudos para identificar possíveis modificações na estrutura a fim de eliminar a descontinuidade no acionamento do exoesqueleto.



## **CAPÍTULO VII**

### **CONCLUSÕES**

Este trabalho consistiu no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores visando sua utilização na movimentação/reabilitação de deficientes físicos.

O exoesqueleto consiste em uma estrutura contendo quatro pernas, sendo cada perna composta mecanismos articulados planos acionadas por mecanismos manivela/balancim e came/seguidor, e que possibilita ao usuário, através de manivelas ligadas aos mecanismos por meio de correntes e polias dentadas, realizar a movimentação sem ajuda de terceiros.

A utilização de um exoesqueleto com quatro pernas pode conferir ao dispositivo estabilidade e rigidez suficientes, possibilitando ao usuário movimentar-se de forma autônoma. A utilização de mecanismos simples para realização do movimento conferiu maior confiabilidade na movimentação e possibilitou o acionamento do exoesqueleto de forma simples, através das manivelas, visto que a maior parte das forças necessárias para sustentar o peso do usuário está distribuída ao longo dos elementos da estrutura, sendo o usuário responsável por uma pequena parcela.

Os materiais que compõem o exoesqueleto conferem a este um custo relativamente baixo, facilitando o acesso à sociedade.

Os resultados das simulações mostram que a utilização do exoesqueleto para realização da marcha faz com que sejam trabalhados adequadamente as articulações do quadril e do joelho, sendo o movimento da articulação do tornozelo de pequena amplitude.

Os resultados experimentais reforçam o bom desempenho do exoesqueleto para reabilitação do movimento das articulações do quadril e joelho, não realizando efetivamente o movimento realizado pelo tornozelo. Assim, em trabalho futuros deverá ser proposto um mecanismo para auxiliar na movimentação do tornozelo.

Algumas limitações foram encontradas, como a duração do ciclo da marcha, a descontinuidade na força aplicada para o acionamento da estrutura, a instabilidade lateral da estrutura, aspectos a serem melhorados na continuação deste trabalho.

### **7.1. Trabalhos Futuros**

A continuidade deste trabalho consiste na melhoria da funcionalidade do exoesqueleto.

Assim, as seguintes atividades devem ser realizadas:

- Desenvolver um mecanismo para auxiliar na reabilitação da articulação do tornozelo durante a movimentação do exoesqueleto de modo a tornar efetiva a reabilitação desta articulação;
- Desenvolver um mecanismo para guiar o movimento da perna do usuário, de modo que esta não tenha contato com a estrutura;
- Implementar melhorias para possibilitar ao exoesqueleto mudar de direção;
- Realização de testes experimentais a fim de quantificar o consumo energético do usuário e o quanto a estrutura exercita os membros superiores;
- Estudar a aplicação da associação de mecanismos em máquinas de reabilitação;
- Utilização de somente duas pernas ao invés de quatro;
- Desenvolver o suporte para o usuário e metodologia para transpor o usuário do acento/cama para a estrutura e vice-versa.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- ACCOTO, D.; SERGI, F.; TAGLIAMONTE, N. L.; CARPINO, G.; SUDANO, A.; GUGLIELMELLI, E., Robomorphism: A Nonanthropomorphic Wearable Robot, In: IEEE Robotics & Automation Magazine, , v. 21, n. 4, p. 45-55, dez. 2014.
- ALBUQUERQUE, O. A. L. P., Dinâmica das máquinas, 2.ed., Belo Horizonte: FUMARC/UCMG, 1981, 396p.
- AGRAWAL, S. K.; BANALA, S. K.; FATTAH, A.; SANGWAN, V.; KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J. P.; HSU, W. L., Assessment of Motion of a Swing Leg and Gait Rehabilitation With a Gravity Balancing Exoskeleton, In: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, p. 410-420, v.15, n.3, set. 2007.
- ARAÚJO, M. V., Desenvolvimento de uma Órtese Ativa para os Membros Inferiores com Sistema Eletrônico Embarcado, 2010, 96f, Dissertação de mestrado – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal.
- ARTERO, A. O., Inteligência Artificial: Teórica e Prática, 1.ed., São Paulo: Editora Livraria da Física, 2009. 230p.
- ASBECK, A. T.; SFHMIDT, K.; GALIANA, I.; WAGNER, D.; WALSH, C. J., Multi-Joint Soft Exosuit for Gait Assistance, In: IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), p. 6197-6204, mai. 2015.
- ASSELDONK, E.; KOOIJ H., Robot-aided gait training with LOPES, In: Neurorehabilitation Technology, London: Springer-Verslag, p. 379-396, 2012.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; FATTAH, A.; RUDOLPH, K.; SCHOLZ, J. P., A Gravity Balancing Leg Orthosis for Robotic Rehabilitation, In: IEEE International Conference on Robotics & Automation, 26 abr. a 1 mai. 2004, Nova Orleans, Estados Unidos da América, p. 2474-2479.

BANCHADIT, W.; TEMRAM, A.; SUKWAN, T.; OWATCHAIYAPONG, P.; SUTHAKORN, J., Design and Implementation of a New Motorized-Mechanical Exoskeleton Based on CGA Patternized Control, In: IEEE Internationa Conference on Robotics and Biomimetics, 11-14 dec. 2012, Guangzhou, China, p. 1668-1673.

BOSECKER C. J.; KREBS, H.I., MIT-Skywalker, In: IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, 23-26 jun. 2009, Kyoto, Japão, p. 542-549.

CALAIS-GERMAIN, B., Anatomia para o movimento - Introdução à Análise das Técnicas Corporais, São Paulo: Editora Manole, 2002, v.1.

COBB, G. L., Walking Motion, Patente US2010482, 26 mai. 1934.

DOLLAR, A.M.; HERR, H., Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art, IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 13-15 jun. 2007, Noordwijk, Holanda, p. 968-977.

EKKELENKAMP, R.; VENEMAN, J.; KOOIJ, H., LOPES: A Lower Extremity Powered Exoskeleton, In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 10-14 abr. 2007, Roma, Itália, p. 3132-3133.

FERRATI, F.; BORTOLETTO, R.; MENEGATTI, E.; PAGELLO, E., Socio-Economic Impact of Medical Lower-Limb Exoskeletons, In: IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 7-9 nov. 2013, Tokyo, Japão, p. 19-26.

FERRIS, P. D.; SAWICK, S. G.; DALEY, A. M., A physiologist's perspective on robotic Exoskeletons for human locomotion. US National Library of Medicine: National Institues of

Health, p. 507-528, 2007, Disponível em:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2185037/>, Acesso em: 5 out. 2013.

GRUNDMANN, J.; SEIREG, A., Computer Control of Multi-Task Exoskeleton for Paraplegics, Proceedings of the Second CISM/IFTOMM International Symposium on the Theory and Practice of Robots and Manipulators, p. 233-240, 1977.

HE, Y.; NATHAN, K.; VENKATAKRISHNAN, A.; ROVEKAMP, R.; BECK, C.; OZDEMIR, R.; FRANCISCO, G. E.; VIDAL, J. L. C., An Integrated Neuro-Robotic Interface for Stroke Rehabilitation using the NASA X1 Powered Lower Limb Exoskeleton, In: 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 26-30 ago. 2014, Chicago, Estados Unidos, p. 3985-3988.

HIBBEKER, R. C., Resistência dos Materiais, 3.ed., São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2000, p642.

HRISTIC, D.; VUKOBRAТОVIC, M.; TIMOTIJEVIC, M., New Model of Autonomous ‘Active Suit’ for Dystrophic Patients, Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities, pp. 33-42, 1981.

HUO, W.; MOHAMMED, S.; MORENO, J.C.; AMIRAT, Y., Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art, In: IEEE Systems Journal, v.PP, n.99, p. 1-14, out. 2014.

IONESCU, T. G.; Terminology for the Mechanism and Machine Science, cap. 5, Mechanism and Machine Theory, v. 38, pp. 819-825, 2003.

JARDIM, B., Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto Para Membros Inferiores, 2009, 102f, Dissertação de Mestrado – Universidade de São Paulo, São Carlos.

KAPANDJI, A. I., Fisiologia Articular: Esquemas comentados de mecânica humana, 5ed., Paris: Editora Maloine, 2000, v.2.

KIM, J. H.; HAN, J. W.; KIM, D. Y.; BAEK, Y. S., Design of a Walking Assistance Lower Limb Exoskeleton for Paraplegic Patients and Hardware Validation Using CoP, INTECH – International Journal of Advanced Robotic Systems, v.10, n.113, 2013, Disponível em: < <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/42836.pdf>>, Acesso em: 15 out. 2013.

KOCESKA, N.; KOCESKI, S.; DURANTE, F.; ZOBEL, P. B.; RAPARELLI, T., Control Architecture of a 10 DOF Lower Limbs Exoskeleton for Gait Rehabilitation, INTECH – International Journal of Advanced Robotic Systems, v.10, n.68, 2013, Disponível em: < <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/42346.pdf>>, Acesso em: 19 out. 2013.

KOOPMAN, B.; ASSELDONK, E. H. F.; KOOIJ, H.; DIJK, W.; RONSSE, R., Rendering potential wearable robot designs with the LOPES gait trainer, In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, Zurich, Suíça, 29 jun. – 1 jul. 2011.

LU, R.; LI, Z.; SU, C.Y.; XUE, A., Development and Learning Control of a Human Limb With a Rehabilitation Exoskeleton, IEEE Transactions on Industrial Electronics, p. 3776-3785, v.61, n.7, jul. 2014.

MAIA, J., Análise do Ciclo de Marcha Normal, Fisio informa – Magazine online sobre Saúde e Fisioterapia, Disponível em: < <http://fisioterapiajoaomaia.blogspot.com.br/2013/10/analise-do-ciclo-de-marcha-normal.html>>, Acesso em: 29 set. 2015.

NUNES, W. M., Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica Atuada por Cabos para Reabilitação/Recuperação dos Movimentos do Ombro Humano, 2012, 138f, Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

ONEN, U.; BOTBALI, F. M.; KALYONCU, M.; TINKIR, M.; YILMAZ, N.; SAHIN, Y., Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, v.19, n.2, p. 623-632, abr. 2013.

RABISCHONG, P.; BEL, J.P., Orthopaedic appliance for enabling paralytics to stand erect, US4169467A, 23 jul. 1976.

REX BIONICS, Exoesqueleto para movimentação de paraplégicos/deficientes físicos, Empresa RexBionics, Disponível em: <<http://www.rexbionics.com>>, Acesso em: 06 out. 2013.

ROY, A.; KREBS, H.I.; PATTERSON, S.L.; JUDKINS, T.N.; KHANNA, I.; FORRESTER, L.W.; MACKO, R.M.; HOGAN, N., Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot, In: IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2007), 13-15 jun 2007, p. 356-363.

SANTOS, D. P., Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores, 2011, 138f, Dissertação de Mestrado – Universidade de São Paulo, São Paulo.

SASAKI, D.; NORITSUGU, T.; TAKAIWA, M., Development of Pneumatic Lower Limb Power Assist Wear without Exoskeleton, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 7-12 out. 2012, Vilamoura, Portugal, p. 1239-1244.

SATICI, A., C.; ERDOGAN, A.; PATOGLU, V., Design of a Reconfigurable Ankle Rehabilitation Robot and Its Use for the Estimation of the Ankle Impedance, In: IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, 23-26 jun. 2009, Kyoto, Japan, p. 257-264.

SHI, Q; ZHANG, X.; CHEN, J.; CHEN, Y, Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system, In: IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA) , 28-30 jul. 2014, Hailar, China, p. 108-112.

SIERRA, H. A.; LOPEZ, R.; YU, W.; SALAZAR, S.; LOZANO, R., A lower limb exoskeleton with hybrid actuation, In: 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 12-15 ago. 2014, São Paulo, Brasil, p. 695-700.

SOPRANI, D.; BOTELHO, T.; RODRIGUES, C.; FRIZERA, A.; FERREIRA, A.; ROCON, E., Plataforma multimodal para controle de dispositivos de reabilitação de membros

inferiores. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 13-17 out. 2014, Uberlândia, Brasil, p. 1916-1919.

STEGER, R.; KIM, S. H.; KAZEROONI, H., Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 15-19 mai. 2006, Orlando, Estado Unidos, p. 3469-3476.

TSUKAHARA, A.; HASEGAWA, Y.; SANKAI, Y., Standing-Up Motion Support for Paraplegic Patient with Robot Suit HAL, In: IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, 23-26 jun. 2009, Kyoto, Japão, p. 211-217.

VALL, J., O Processo de Reabilitação da Pessoa Portadora de Paraplegia: Uma Contribuição Teórica, Cadernos da Escola de Saúde, Curitiba, v.1, n.1, p. 1-12, jul. 2008.

VAUGHAN, C., L.; DAVIS, B., L.; O'CONNOR, J., C., Dynamics of Human Gait, 2ed, África do Sul: Kiboho, 1999, p141.

VUKOBRATOVIC, M.; HRISTIC, D.; STOJILJKOVIC, Z., Development of active anthropomorphic exoskeletons, Medical and Biological Engineering, v.12, n.1, p. 66-80, jan. 1974.

YUSA, H.; TANAKA, E.; IKEHARA, T.; ITO, K.; SAEGUSA, S.; HASHIMOTO, K.; SATO, Y.; YUGE, L., Development of a Walking Assistance Apparatus using a Spatial Parallel Link Mechanism and Evaluation of Muscle Activity, In: 19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, 12-15 set. 2010, Vilarejo Príncipe de Piemonte, Itália, p. 151-158.

ZEILIG, G.; WEINGARDEN, H.; BLOCH, A.; ESQUENAZI, A.; ZWECKER, M.; DUDKIEWICZ, I., Safety and Tolerance of the ReWalk™ Exoskeleton suit for Ambulation by People with Complete Spinal Cord Injury: A Pilot Study, The Journal of Spinal Cord Medicine, The Academy of Spinal Cord Injury Professionals, v.35, n. 2, p. 96-101, Fev. 2012,

Disponível em: <<http://www.researchgate.net/publication/221831200>>, Acesso em 10 out 2013.

ZOSS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A., On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2-6 ago. 2005, p. 3465-3472.



## **APÊNDICE I**

A seguir são apresentados os programas desenvolvidos no software MatLab® para realização da modelagem matemática, obtenção dos esforços internos nos elementos, dimensionamento e otimização da estrutura.

### **AI.1. Modelagem Matemática**

O programa a seguir realiza a modelagem matemática da estrutura, segundo a metodologia descrita no Capítulo 4, possibilitando obter a posição e orientação de todos os elementos durante a movimentação da estrutura, o perfil do came para a trajetória desejada para o pé da estrutura e a avaliação de parâmetros cinemáticos, como velocidades e o ângulo de pressão.

Programa: mod\_mat.m

```
clc
clear all
close all
%% Parâmetros da estrutura
l1=0.52;
l2=0.59;
lm=0.32;
d=0.25;
lambda=241*pi/180;
fi=65*pi/180;
rman=0.033;
lhg=0.30;
lolAl=0.15;
h=1.00;
hpe=0.10;
rrol=0.013;
rseg=0.08;
rcat=0.03;
lmu=0.15;
omega=-10*2*pi/60;
di=0.15;
dp=0.4;
m=80*(dp-di)/dp;
dteta=0.1*pi/180;
```

```

teta0=2*pi-lambda;
teta=[0:abs(dteta):(2*pi-abs(dteta))];
teta=teta(end:-1:1);
Tfi=[cos(fi),-sin(fi);...
      sin(fi), cos(fi)];
    %% Sistema mecânico
laml=sqrt(d^2+rman^2+2*d*rman.*cos(teta+teta0));
R1(1,:)=(l1./laml).* (d*cos(lambda)+rman.*cos(teta));
R1(2,:)=(l1./laml).* (d*sin(lambda)+rman.*sin(teta));
R21(1,:)=sqrt(l2^2-(h+(l1./laml).* (d*sin(lambda)+rman*sin(teta))).^2);
V1(1,:)=(l1./laml)*rman*omega.*((d./laml.^2).*sin(teta+teta0).*...
(d*cos(lambda)+rman.*cos(teta))-sin(teta));
V1(2,:)=(l1./laml)*rman*omega.*((d./laml.^2).*sin(teta+teta0).*...
(d*sin(lambda)+rman.*sin(teta))+cos(teta));
V21(1,:)=-(l1./laml).* ((h+(l1./laml).* (d*sin(lambda)+...
rman*sin(teta)))./(R21(1,:))).*(rman*omega*...
cos(teta)+(d*rman*omega*sin(teta+teta0).*...
(d*sin(lambda)+rman*sin(teta)))./(laml.^2));
V2(1,:)=V1(1,:)+V21(1,:);
V2(2,:)=0;
    %% Pontos de mesma velocidade
cont=1;
n=length(V2);
for p=1:1:n/2
    dv(p)=abs(V2(1,p+n/2)-V2(1,p));
end
[ind,ind]=min(dv);
teta1=ind;
teta2=ind+n/2;
    %% Função trajetória para o pé do robô
du=90*pi/180;
u=dteta:dteta:du;
f=-(2*hpe*u.^3)/du^3+(3*hpe*u.^2)/du^2;
invf=f(end:-1:1);
nu=length(u);
R2=zeros(2,n);
if teta1<nu
    R2(2,[1:teta1])=f([teta1:-1:1])-h;
    R2(2,[ (teta1+1):1:teta2])=-h;
    R2(2,[ (teta2+1):(teta2+nu)])=f-h;
    R2(2,[ (teta2+nu+1):(n-(nu-teta1))])=hpe-h;
    R2(2,[ (n-(nu-teta1)+1):n])=f([nu:-1:(teta1+1)])-h;
else
    R2(2,[1:teta1-nu])=f([2*nu-teta1+1:nu])-h;
    R2(2,[ (teta1-nu+1):1:teta1])=f(nu:-1:1)-h;
    R2(2,[ (teta1+1):(teta2)])=-h;
    R2(2,[ (teta2+1):n])=f([1:1:2*nu-teta1])-h;
end
    %% Encontra o Vetor R2
R21(2,:)=R2(2,:)-R1(2,:);
R21(1,:)=sqrt(l2^2-R21(2,:).^2);
R2(1,:)=R1(1,:)+R21(1,:);
    %% Calcula o perfil primitivo do came numéricamente
for p=1:n
    CF(:,p)=rseg*(R1(:,p)/l1+Tfi*R21(:,p)/l2);
end
[deltap,rcamep]=cart2pol(CF(1,:),CF(2,:));
deltapl=deltap+2*pi-teta;
    %% Calcula o perfil do came
[x,y]=pol2cart(deltapl,rcamep);

```

```

r_cam=[x;y];
n=length(r_cam);
for p=1:n-1
    dr_c(:,p)=(r_cam(:,p+1)-r_cam(:,p))/norm(r_cam(:,p+1)-r_cam(:,p));
end
dr_c(:,n)=(r_cam(:,1)-r_cam(:,n))/norm(r_cam(:,1)-r_cam(:,n));
ang=pi/2;
T90=[cos(ang), -sin(ang);...
       sin(ang), cos(ang)];
for p=1:n
    r_rolc(:,p)=rrrol*T90*dr_c(:,p);
    r_came(:,p)=r_cam(:,p)+r_rolc(:,p);
    norm_superf(p)=asin([0,0,1]*cross([-r_rolc(:,p);0],[r_came(:,p);0])/...
                           (norm(r_rolc(:,p))*norm(r_came(:,p)))); 
end
[deltal,r_camel]=cart2pol(r_came(1,:),r_came(2,:));
%% Salva o perfil do came em arquivo .txt
vet_came_int_cart=[r_came(1,:)',r_came(2,:)',r_came(1,:)'*0]*1000;
vet_came_int_cart=[vet_came_int_cart;vet_came_int_cart(1,:)];
save('came5.txt','vet_came_int_cart','-ascii')
%% Encontra direção do vetor r_rol em relação ao sistema de coord
% utilizado
for p=1:n
    Talpha=[cos(-norm_superf(p)), -sin(-norm_superf(p));...
              sin(-norm_superf(p)), cos(-norm_superf(p))];
    r_rol(:,p)=rrrol*Talpha*CF(:,p)/norm(CF(:,p));
end
%% Ângulo de pressão
for p=1:n
    p_F(:,p)=rseg*Tfi*R21(:,p)/l2;
end
for p=1:n-1
    d_F(:,p)=p_F(:,p+1)-p_F(:,p);
end
d_F(:,n)=p_F(:,1)-p_F(:,n);
for p=1:n
    ang_pres(p)=asin(abs([0,0,1]*cross([r_rol(:,p);0],[d_F(:,p);0])/...
                           (norm(r_rol(:,p))*norm(d_F(:,p)))));
end
for p=1:n
    ang_pres2(p)=acos(abs(dot(r_rol(:,p),d_F(:,p)))/(norm(r_rol(:,p))*...
                           norm(d_F(:,p)))));
end

```

## AI.2. Avaliação dos esforços internos

O programa a seguir realiza o cálculo dos esforços externos para então obter os esforços internos nas seções críticas de cada elemento, seguindo a metodologia descrita no Capítulo 5, para que estes possam ser utilizados no dimensionamento da estrutura.

O programa possibilita também verificar os esforços internos nas seções críticas de cada elemento quando sujeitos às máximas cargas longitudinal e transversal, o ângulo  $\theta$  no qual estes esforços ocorrem e as forças e momentos necessários para o acionamento da estrutura.

Programa: esf\_int.m

```
%% Ajuste dos parâmetros para o programa
teta=teta([(teta1+1):teta2]);
R2=R2(:,[(teta1+1):teta2]);
R1=R1(:,[(teta1+1):teta2]);
R21=R21(:,[(teta1+1):teta2]);
r_rol=r_rol(:,[(teta1+1):teta2]);
r_rolc=r_rolc(:,[(teta1+1):teta2]);
lam1=lam1([(teta1+1):teta2]);
elemento=[' AP',' OA',' ON',' OK',' CD',' BC',' BA',' FG',...
          ' FD',' IH',' JI',' JK',' LJ',' LB',' ML',' MO',' NM'];
falha=zeros(3,(length(elemento)-1)/3);
n=length(teta);
for p=1:n
    psi(p)=atan(R21(2,p)/R21(1,p));
end
%% Figura 5.2
P_res=m*9.81;
F_H(1,:)==-P_res*(R2(1,:)+lolA1)./(lhg*sin(psi)).*cos(psi);
F_H(2,:)==-P_res*(R2(1,:)+lolA1)./lhg;
F_H(3,:)=0;
F_G(1,:)==-F_H(1,:);
F_G(2,:)==-(F_H(2,:)+P_res);
F_G(3,:)=0;
Tfi=[cos(fi),-sin(fi);...
      sin(fi), cos(fi)];
T90=[cos(pi/2),-sin(pi/2),0;...
      sin(pi/2), cos(pi/2),0;...
      0, 0, 1];
mT90=[cos(-pi/2),-sin(-pi/2),0;...
      sin(-pi/2), cos(-pi/2),0;...
      0, 0, 1];
for p=1:n
    %% Figura 5.3
    F_f(p)=(12*rrol/rseg)*([0,0,1]*cross([R21(:,p);0],F_G(:,p)))/...
              ([0,0,1]*cross([Tfi*R21(:,p);0],[r_rol(:,p);0]));
    F_F(:,p)=F_f(p)*[r_rol(:,p);0]/rrol;
    F_D(:,p)=-F_F(:,p)+F_G(:,p);
    FG(:,p)=[R21(:,p)-(rseg/12)*Tfi*R21(:,p);0];
    N_FG(p)=dot(FG(:,p),-F_G(:,p))/norm(FG(:,p));
    V_FG(p)=dot(T90*FG(:,p),-F_G(:,p))/norm(FG(:,p));
    M_FG(p)=-[0,0,1]*cross(FG(:,p),-F_G(:,p));
    f=proj_est(norm(FG(:,p)), 'FG', N_FG(p), V_FG(p), M_FG(p));
    cont=strfind(elemento, 'FG');
    if falha(1,cont/3)<f(1)
        falha(1,cont/3)=f(1);
    end
    if falha(2,cont/3)<f(2)
        falha(2,cont/3)=f(2);
    end
    if falha(3,cont/3)<f(3)
        falha(3,cont/3)=f(3);
    end
    DF(:,p)=rseg*[Tfi*R21(:,p)/12;0];
```

```

N_FD(p)=dot(-DF(:,p),F_D(:,p))/norm(DF(:,p));
V_FD(p)=-dot(T90*DF(:,p),F_D(:,p))/norm(DF(:,p));
M_FD(p)=[0,0,1]*cross(-DF(:,p),F_D(:,p));
f=proj_est(rseg,'FD',N_FD(p),V_FD(p),M_FD(p));
cont=strfind(elemento,'FD');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.5
M_C(p)=[0,0,1]*cross([(R1(:,p)*rseg/l1);0]+DF(:,p),F_F(:,p));
F_C(:,p)=F_F(:,p);
%% Figura 5.6
F_b(p)=[0,0,1]*(cross([R1(:,p);0],(F_D(:,p)+((l1-rseg)/l1)*...
    F_F(:,p)))/lm;
F_B(:,p)=(F_b(p)/l1)*T90*[R1(:,p);0];
F_cat1(:,p)=abs(M_C(p)/rcat)*(R1(:,p);0]/l1);
F_A(:,p)=-F_B(:,p)+F_F(:,p)+F_D(:,p);
AB(:,p)=[R1(:,p)/l1;0];
N_CD(p)=dot(AB(:,p),-F_D(:,p));
V_CD(p)=dot(T90*AB(:,p),-F_D(:,p));
M_CD(p)=-rseg*[0,0,1]*cross(AB(:,p),-F_D(:,p));
f=proj_est(rseg,'CD',N_CD(p),V_CD(p),M_CD(p));
cont=strfind(elemento,'CD');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_BC(p)=dot(AB(:,p),(-F_cat1(:,p)-F_C(:,p)))+N_CD(p);
V_BC(p)=dot(T90*AB(:,p),-F_C(:,p))+V_CD(p);
M_BC(p)=-(l1-lm)*[0,0,1]*cross(AB(:,p),-F_D(:,p))-(l1-lm-rseg)*...
    [0,0,1]*cross(AB(:,p),-F_C(:,p));
f=proj_est((l1-lm-rseg),'BC',N_BC(p),V_BC(p),M_BC(p));
cont=strfind(elemento,'BC');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_BA(p)=N_BC(p);
V_BA(p)=-dot(T90*AB(:,p),F_A(:,p));
M_BA(p)=lm*[0,0,1]*cross(-AB(:,p),F_A(:,p));
f=proj_est(lm,'BA',N_BA(p),V_BA(p),M_BA(p));
cont=strfind(elemento,'BA');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);

```

```

end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.7
F_I=F_H;
N_IH(p)=-norm(F_H(:,p));
V_IH(p)=0;
M_IH(p)=0;
f=proj_est(l2,'IH',N_IH(p),V_IH(p),M_IH(p));
cont=strfind(elemento,'IH');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.8
F_j(p)=[0,0,1]*cross([R1(:,p);0],F_I(:,p))/lm;
F_J(:,p)=(F_j(p)/l1)*T90*[R1(:,p);0];
F_K(:,p)=F_I(:,p)-F_J(:,p);
N_JI(p)=dot(AB(:,p),-F_I(:,p));
V_JI(p)=dot(T90*AB(:,p),-F_I(:,p));
M_JI(p)=-(l1-lm)*[0,0,1]*cross(AB(:,p),-F_I(:,p));
f=proj_est((l1-lm),'JI',N_JI(p),V_JI(p),M_JI(p));
cont=strfind(elemento,'JI');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_JK(p)=N_JI(p);
V_JK(p)=-dot(T90*AB(:,p),F_K(:,p));
M_JK(p)=lm*[0,0,1]*cross(-AB(:,p),F_K(:,p));
f=proj_est(lm,'JK',N_JK(p),V_JK(p),M_JK(p));
cont=strfind(elemento,'JK');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.9
F_L(:,p)=F_J(:,p)+F_B(:,p);
N_LJ(p)=dot([-1,;0;0],-F_J(:,p));
V_LJ(p)=-dot([0;1;0],-F_J(:,p));
M_LJ(p)=(lhg/2)*[0,0,1]*cross([-1;0;0],-F_J(:,p));

```

```

f=proj_est((lhg/2), 'LJ', N_LJ(p), V_LJ(p), M_LJ(p));
cont=strfind(elemento, 'LJ');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_LB(p)=dot([1,;0;0],-F_B(:,p));
V_LB(p)=dot([0;1;0],-F_B(:,p));
M_LB(p)=-(lhg/2)*[0,0,1]*cross([1;0;0],-F_B(:,p));
f=proj_est((lhg/2), 'LB', N_LB(p), V_LB(p), M_LB(p));
cont=strfind(elemento, 'LB');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.10
F_m(p)=(lm/(laml(p)*l1))*([0,0,1]*cross([R1(:,p);0],F_L(:,p)));
F_M(:,p)=(F_m(p)/l1)*T90*[R1(:,p);0];
F_O(:,p)=F_L(:,p)-F_M(:,p);
N_DL(p)=dot(AB(:,p),-F_L(:,p));
V_DL(p)=dot(T90*AB(:,p),-F_L(:,p));
M_DL(p)=-(lm-laml(p))*[0,0,1]*cross(AB(:,p),-F_L(:,p));
f=proj_est((lm-laml(p)), 'DL', N_DL(p), V_DL(p), M_DL(p));
cont=strfind(elemento, 'DL');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_MO(p)=dot(-AB(:,p),F_O(:,p));
V_MO(p)=-dot(T90*AB(:,p),F_O(:,p));
M_MO(p)=laml(p)*[0,0,1]*cross(-AB(:,p),F_O(:,p));
f=proj_est(laml(p), 'MO', N_MO(p), V_MO(p), M_MO(p));
cont=strfind(elemento, 'MO');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.11
M_N(p)=[0,0,1]*cross(rman*[cos(teta(p)+teta0);sin(teta(p)+teta0);0],...
    F_M(:,p));

```

```

F_N(:,p)=F_M(:,p);
NM(:,p)=laml(p)*AB(:,p)-d*[cos(lambda);sin(lambda);0];
nm(p)=norm(NM(:,p));
N_NM(p)=dot(NM(:,p),-F_M(:,p))/ nm(p);
V_NM(p)=-dot(T90*NM(:,p),-F_M(:,p))/ nm(p);
M_NM(p)=[0,0,1]*cross(NM(:,p),-F_M(:,p));
f=proj_est(nm(p),'NM',N_NM(p),V_NM(p),M_NM(p));
cont=strfind(elemento,'NM');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.12
F_u(p)=(M_C(p)+M_N(p))/lmu;
F_U(:,p)=F_u(p)*[-sin(teta(p));-cos(teta(p));0];
N_AP(p)=0;
V_AP(p)=-F_u(p);
M_AP(p)=M_C(p)+M_N(p);
f=proj_est(lhg/2,'AP',N_AP(p),V_AP(p),M_AP(p));
cont=strfind(elemento,'AP');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Figura 5.13
F_cat2(:,p)=abs(M_N(p)/rcat)*(([ -lg/2;0;0]+d*[cos(lambda);...
    sin(lambda);0]))/...
    norm(([ -lg/2;0;0]+d*[cos(lambda);sin(lambda);0]));
P(:,p)=[0;-m*9.81;0]-F_U(:,p);
N_OA(p)=dot([1;0;0],(F_cat2(:,p)-F_A(:,p)+F_U(:,p)));
V_OA(p)=dot([0;1;0],(F_cat2(:,p)-F_A(:,p)+F_U(:,p)));
M_OA(p)=[0,0,1]*cross([-lg/2;0;0],(F_cat2(:,p)-F_A(:,p)+F_U(:,p)));
f=proj_est(lhg/2,'OA',N_OA(p),V_OA(p),M_OA(p));
cont=strfind(elemento,'OA');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
N_ON(p)=dot([cos(lambda);sin(lambda);0],(-F_cat2(:,p)-F_N(:,p)));
V_ON(p)=dot(T90*[cos(lambda);sin(lambda);0],(-F_cat2(:,p)-F_N(:,p)));
M_ON(p)=[0,0,1]*cross(d*[cos(lambda);sin(lambda);0],...
    (-F_cat2(:,p)-F_N(:,p)));
f=proj_est(d,'ON',N_ON(p),V_ON(p),M_ON(p));
cont=strfind(elemento,'ON');
if falha(1,cont/3)<f(1)

```

```

        falha(1,cont/3)=f(1);
    end
    if falha(2,cont/3)<f(2)
        falha(2,cont/3)=f(2);
    end
    if falha(3,cont/3)<f(3)
        falha(3,cont/3)=f(3);
    end
N_OK(p)=dot([-1;0;0],-F_K(:,p));
V_OK(p)=dot([0;1;0],-F_K(:,p));
M_OK(p)=[0,0,1]*cross([-lhg/2;0;0],-F_K(:,p));
f=proj_est(lhg/2,'OK',N_OK(p),V_OK(p),M_OK(p));
cont=strfind(elemento,'OK');
if falha(1,cont/3)<f(1)
    falha(1,cont/3)=f(1);
end
if falha(2,cont/3)<f(2)
    falha(2,cont/3)=f(2);
end
if falha(3,cont/3)<f(3)
    falha(3,cont/3)=f(3);
end
%% Teste de validação
R_F(:,p)=-F_K(:,p)-F_O(:,p)-F_N(:,p)-F_A(:,p)+P(:,p)+F_U(:,p);
end
[valn,indn]=max(abs(N_AP));
[valc,indc]=max(abs(V_AP));
cont=strfind(elemento,'AP')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_AP(indn),V_AP(indn),M_AP(indn),N_AP(indc),...
                 V_AP(indc),M_AP(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_OA));
[valc,indc]=max(abs(V_OA));
cont=strfind(elemento,'OA')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_OA(indn),V_OA(indn),M_OA(indn),N_OA(indc),...
                 V_OA(indc),M_OA(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_ON));
[valc,indc]=max(abs(V_ON));
cont=strfind(elemento,'ON')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_ON(indn),V_ON(indn),M_ON(indn),N_ON(indc),...
                 V_ON(indc),M_ON(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_OK));
[valc,indc]=max(abs(V_OK));
cont=strfind(elemento,'OK')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_OK(indn),V_OK(indn),M_OK(indn),N_OK(indc),...
                 V_OK(indc),M_OK(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_CD));
[valc,indc]=max(abs(V_CD));
cont=strfind(elemento,'CD')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_CD(indn),V_CD(indn),M_CD(indn),N_CD(indc),...
                 V_CD(indc),M_CD(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_BC));
[valc,indc]=max(abs(V_BC));
cont=strfind(elemento,'BC')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_BC(indn),V_BC(indn),M_BC(indn),N_BC(indc),...
                 V_BC(indc),M_BC(indc)];

```

```

V_BC(indc),M_BC(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_BA));
[valc,indc]=max(abs(V_BA));
cont=strfind(elemento,'BA')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_BA(indn),V_BA(indn),M_BA(indn),N_BA(indc),...
V_BA(indc),M_BA(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_FG));
[valc,indc]=max(abs(V_FG));
cont=strfind(elemento,'FG')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_FG(indn),V_FG(indn),M_FG(indn),N_FG(indc),...
V_FG(indc),M_FG(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_FD));
[valc,indc]=max(abs(V_FD));
cont=strfind(elemento,'FD')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_FD(indn),V_FD(indn),M_FD(indn),N_FD(indc),...
N_FD(indc),M_FD(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_IH));
[valc,indc]=max(abs(V_IH));
cont=strfind(elemento,'IH')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_IH(indn),V_IH(indn),M_IH(indn),N_IH(indc),...
V_IH(indc),M_IH(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_JI));
[valc,indc]=max(abs(V_JI));
cont=strfind(elemento,'JI')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_JI(indn),V_JI(indn),M_JI(indn),N_JI(indc),...
V_JI(indc),M_JI(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_JK));
[valc,indc]=max(abs(V_JK));
cont=strfind(elemento,'JK')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_JK(indn),V_JK(indn),M_JK(indn),N_JK(indc),...
V_JK(indc),M_JK(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_LJ));
[valc,indc]=max(abs(V_LJ));
cont=strfind(elemento,'LJ')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_LJ(indn),V_LJ(indn),M_LJ(indn),N_LJ(indc),...
V_LJ(indc),M_LJ(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_LB));
[valc,indc]=max(abs(V_LB));
cont=strfind(elemento,'LB')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_LB(indn),V_LB(indn),M_LB(indn),N_LB(indc),...
V_LB(indc),M_LB(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_ML));
[valc,indc]=max(abs(V_ML));
cont=strfind(elemento,'ML')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_ML(indn),V_ML(indn),M_ML(indn),N_ML(indc),...
V_ML(indc),M_ML(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_MO));
[valc,indc]=max(abs(V_MO));
cont=strfind(elemento,'MO')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_MO(indn),V_MO(indn),M_MO(indn),N_MO(indc),...

```

```

V_MO(indc),M_MO(indc)];
[valn,indn]=max(abs(N_NM));
[valc,indc]=max(abs(V_NM));
cont=strfind(elemento,'NM')/3;
ang_esf_max(cont,:)=[teta(indn),teta(indc)];
val_max(cont,:)=[N_NM(indn),V_NM(indn),M_NM(indn),N_NM(indc),...
V_NM(indc),M_NM(indc)];
ang_esf_max=360-ang_esf_max*180/pi;
for i=1:1:length(falha)
    if(falha(1,i)==1)
        display(['Esta seção não suporta as cargas aplicadas: ',...
elemento([i*3 i*3+1])])
    end
end
display(' ')
display('Seções escolhidas:')
for i=1:1:length(falha)
    sec=secoes(falha(2,i));
    display([elemento([i*3 i*3+1]),': he = ',num2str(sec(1)*1000),...
' mm, be = ',num2str(sec(2)*1000),' mm, hi = ',...
num2str(sec(3)*1000),' mm, bi = ',num2str(sec(4)*1000),' mm'])
end
display(' ')
for i=1:1:length(falha)
    if(falha(3,i)==1)
        display(['Verificar estabilidade da seção: ',elemento([i*3
i*3+1])])
    end
end

```

### AI.3. Projeto estrutural

Este programa avalia o estado de tensões de cada elemento segundo os materiais disponíveis no Laboratório de Automação e Robótica da FEMEC, conforme Tab. 6.4, e utiliza a teoria da máxima tensão cisalhante para selecionar a seção mais adequada.

O programa retorna como resultado um vetor com as seguintes informações,

$f[1] = 0 \rightarrow$  a seção pode ser utilizada;

$f[1] = 1 \rightarrow$  as seções testadas não podem ser utilizadas;

$f[2] = 1, 2, 3 \rightarrow$  seção escolhida.

Programa: proj\_est.m

```

function f=proj_est(L,tre,N,V,M)
elemento=[' AP',' OA',' ON',' OK',' CD',' BC',' BA',...
' FG',' FD',' IH',' JI',' JK',' LJ',' LB',' ML',' MO',' NM'];
% Propriedades do material
%Alumínio
E=68.9*10^9;
G=26*10^9;
lim_escoa=190*10^6;
% Fator de segurança

```

```

fs=3;
% Fator de comprimento efetivo dos elementos
K=[0,0.7,0.7,0.7,1,1,1,0.7,0.7,1,1,1,1,1,1,1,0.7];
f=[0,1,0];
for s=1:3
    % Propriedades da seção do material
    sec=secoes(s);
    he=sec(1);
    be=sec(2);
    hi=sec(3);
    bi=sec(4);
    A=be*he-bi*hi-0.01*(be-bi);
    y=[hi/2,0.005,0,-0.005,-hi/2];
    Q=(he^2-hi^2)*be/4+(be-bi).*(hi^2/4-y.^2)/2;
    Q(4)=0;
    t=[be,be-bi,be-bi,be-bi,be];
    Ix=(be*he^3)/12-(bi*hi^3)/12-(be-bi)*0.01^3/12;
    Imin=(he*be^3)/12-(hi*bi^3)/12-(be-bi)^3*0.01/12;
    if Imin>Ix
        Imin=Ix;
    end
    % Tensão normal devido ao esforço longitudinal
    tens_long=N/A;
    % Tensão cisalhante devido ao esforço cortante
    tens_cis=[0,V.*Q./(Ix.*t),0];
    % Tensão normal devido ao momento fletor
    tens_flet=M.*[he/2,hi/2,0.005,0,-0.005,-hi/2,-he/2]./Ix;
    tens_x=tens_long+tens_flet;
    % Transformação das tensões
    tens1=tens_x./2+sqrt(tens_x.^2/4+tens_cis.^2);
    tens2=tens_x./2-sqrt(tens_x.^2/4+tens_cis.^2);
    tmax=tens1;
    n=1;
    for np=1:7
        if sign(tmax(np))==sign(tens2(np))
            tmin(np)=0;
            if lim_escoa/fs<tmax(np)
                n=n+1;
            end
        else
            tmin(np)=tens2(np);
            if lim_escoa/fs<(tmax(np)-tmin(np))
                n=n+1;
            end
        end
    end
    if n==1
        break
    end
end
f(2)=s;
if n>1
    f(1)=1;
end
cont=strfind(elemento,tre);
k=K(1,cont/3);
i_cr=sqrt(pi^2*E/lim_escoa);
i=k*L/sqrt(Imin/A);
if i>i_cr
    f(3)=1;

```

```
end
```

O programa a seguir contém as medidas das seções indicadas na Tab. 6.4.

Programa: secoes.m

```
function elementos=secos(n)
switch n
    case 1
        be=0.0125;
        he=0.025;
        bi=0.0085;
        hi=0.021;
    case 2
        be=0.0125;
        he=0.05;
        bi=0.0085;
        hi=0.046;
    case 3
        be=0.0125;
        he=0.05;
        bi=0.0;
        hi=0.0;
    end
elementos=[he,be,hi,bi];
```

#### AI.4. Otimização da estrutura

Para realizar a otimização dos componentes da estrutura, foi desenvolvido um algoritmo genético a fim de avaliar os principais parâmetros da estrutura.

Os parâmetros avaliados no programa podem ser vistos na Tab. A4.1.

Tabela A4.1: Parâmetros testados pelo algoritmo genético.

Parâmetros	Descrição
$l_1$	Comprimento $\overline{AD}$ e $\overline{KI}$
$l_2$	Comprimento $\overline{DG}$ e $\overline{IH}$
$l_m$	Comprimento da manivela $OL$
d	Comprimento da base do mecanismo manivela/balancim, comprimento do elemento $ON$
$\lambda$	Ângulo de rotação da base do mecanismo manivela/balancim, elemento $ON$
$\varphi$	Ângulo entre o seguidor e o vetor $\overrightarrow{DG}$
$r_{man}$	Comprimento da manivela, elemento $NM$

O algoritmo desenvolvido possui as seguintes características:

População: conjunto de possíveis respostas para o problema, composta de 20 indivíduos, onde cada indivíduo é um vetor contendo os parâmetros apresentados na Tab. A4.1;

Avaliação: avalia-se a aptidão das soluções (indivíduos da população), utilizou-se a seguinte equação:

Avaliação =  $n^o$  de seguimentos/(somatória dos  $n^o$  que representam a seção escolhida para cada elemento)<sup>3</sup>

Seleção: indivíduos são selecionados para a reprodução. Foi utilizada a seleção por torneio;

Cruzamento: características das soluções escolhidas são recombinadas, gerando novos indivíduos;

Mutação: características dos indivíduos resultantes do processo de reprodução são alteradas, acrescentando assim variedade à população. Foi utilizada a mutação de um único gene (parâmetro) por vez, com uma taxa de mutação de 30% da nova população;

Atualização: os indivíduos criados nesta geração são inseridos na população. Optou-se por substituir a antiga população pela nova;

Finalização: verifica se as condições de encerramento da evolução foram atingidas, encerrando a execução em caso positivo. Para o critério de parada foi utilizada a obtenção da menor seção para todos os elementos.

O programa desenvolvido está a seguir:

Programa: alg\_gen.m

```

clc
close all
clear all
coef_mut=0.3;
ciclos=20;
%% Inicialização
popt=20;
for np=1:popt
    pop(np,1)=rand(1);
    pop(np,2)=(1-pop(np,1))*(1+rand(1));
    pop(np,[3,4,5,6])=[pop(np,1)*[rand(1),rand(1)],90*[rand(1),rand(1)]];
    pop(np,7)=0.015*rand(1);
end
%% Avaliação
for np=1:popt
    l1=pop(np,1);
    l2=pop(np,2);
    d=pop(np,3);
    lm=pop(np,4);
    lambda=(pop(np,5)+180)*pi/180;
    fi=pop(np,6)*pi/180;
    rseg=pop(np,7);

```

```

clear R1 R2 R21 r_rol r_rolc lom
mod_mat()
esf_int()
ava(np)=length(falha(2,:))/sum(falha(2,:).^3);
end
teta=teta([(teta1+1):teta2]);
R2=R2(:,[(teta1+1):teta2]);
R1=R1(:,[(teta1+1):teta2]);
R21=R21(:,[(teta1+1):teta2]);
r_rol=r_rol(:,[(teta1+1):teta2]);
r_rolc=r_rolc(:,[(teta1+1):teta2]);
lom=lom([(teta1+1):teta2]);
for ciclo=1:ciclos
    %% Seleção - torneio
    for np=1:popt/2
        i1=randi(popt);
        i2=randi(popt);
        if ava(i1)>ava(i2)
            npop(np,:)=pop(i1,:);
            nava(np)=ava(i1);
        else
            npop(np,:)=pop(i2,:);
            nava(np)=ava(i2);
        end
    end
    %% Cruzamento
    for np=1:2:popt/2
        i1=randi(popt/2);
        i2=randi(popt/2);
        cruza=randi(length(npop(i1,:))-3);
        nnpop(np,:)=[npop(i1,[1:cruza+1]),npop(i2,[cruza+2:end])];
        nnpop(np+1,:)=[npop(i2,[1:cruza+1]),npop(i1,[cruza+2:end])];
    end
    %% Mutação
    for np=1:coef_mut*popt/2
        ind=rand(1);
        ind(2)=(1-pop(np,1))*(1+rand(1));
        ind=[ind,[ind(1)*[rand(1),rand(1)],90*[rand(1),rand(1)]]];
        i1=randi(popt/2);
        mut=randi(length(npop(i1,:)));
        nnpop(np,mut)=ind(mut);
    end
    %% Atualização
    pop=[nnpop;nnpop];
    %% Finalizacao
    for np=1:popt
        l1=pop(np,1);
        l21=pop(np,2);
        d=pop(np,3);
        lm=pop(np,4);
        lambda=(pop(np,5)+180)*pi/180;
        fi=pop(np,6)*pi/180;
        rseg=pop(np,7);
        clear R1 R2 R21 r_rol r_rolc lom
        mod_mat()
        esf_int()
        ava(np)=length(falha(2,:))/sum(falha(2,:).^3);
    end
    if max(ava)>0.001 & max(ava)<1
        [x,y]=max(ava);
    end

```

```
    display(pop(y,:))
    display(ava(y))
    break
end
end
[ava',pop]
```

Para utilizar o programa de algoritmo genético são necessárias modificações no programa da modelagem matemática, inibindo algumas declarações, de modo que este possa receber os parâmetros através do programa de algoritmo genéticos. Estas modificações são:

```
% clc
% clear all
% close all
%% Parâmetros da estrutura
% l1=0.52;
% l2=0.59;
% d=0.25;
% lm=0.32;
% lambda=241*pi/180;
% fi=65*pi/180;
```

## APÊNDICE II

Neste item estão apresentados os resultados da análise de estabilidade com o software SolidWorks dos segmentos indicados na Tab. 6.6.

A estabilidade da estrutura foi verificada aplicando-se em cada segmento as máximas solicitações longitudinal e transversal às quais o segmento está sujeito durante a fase de apoio no ciclo da marcha. Os máximos esforços longitudinal e transversal estão mostrados na Tab. 6.2.

O resultado da deformação do segmento *BA* do elemento *ABCD*, sujeito a máxima solicitação longitudinal e na máxima solicitação transversal (máximo cortante/fletor) podem ser vistos nas Figs. AII.1 e AII.2, respectivamente.

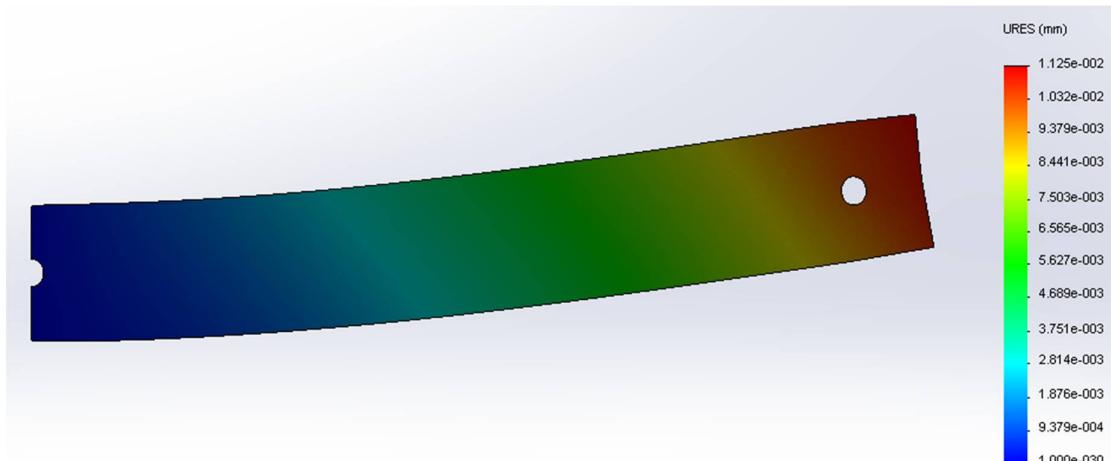


Figura AII.1: Deformação do segmento *BA* do elemento *ABCD*, em milímetros, sujeito a carga compressiva de 628,5 N e cortante de 7,2 N. Deformação amplificada em 3439,98 vezes para melhor visualização.

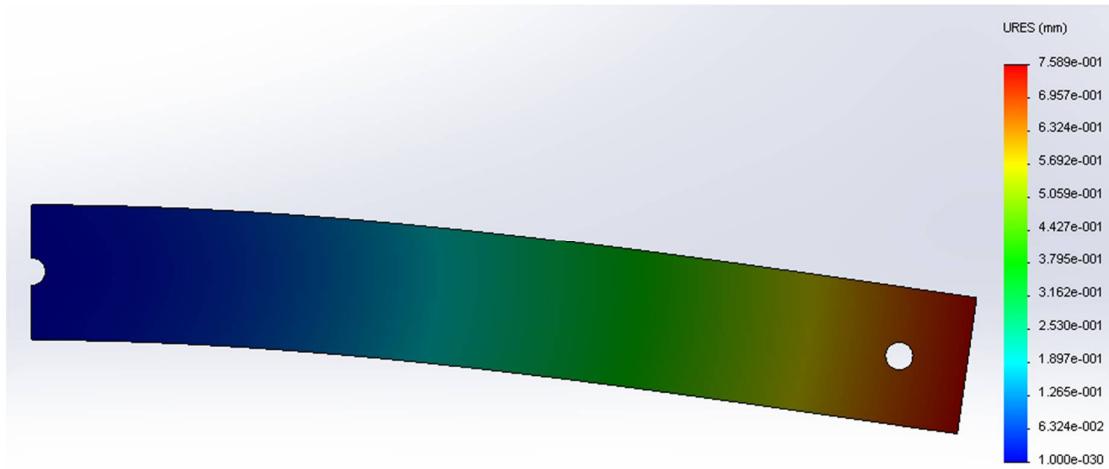


Figura AII.2: Deformação do segmento BA do elemento ABCD, em milímetros, sujeito a carga compressiva de 211,1 N e cortante de 549,1 N. Deformação amplificada em 45,75 vezes para melhor visualização.

Como pode ser visto nas Figs. AII.1 e AII.2, a deformação do segmento *BA* para ambas as solicitações máximas não ultrapassa 1mm, o que indica que o elemento apresenta estabilidade durante a movimentação da estrutura.

O resultado da deformação do segmento *FG* do elemento *DFG*, sujeito a máxima solicitação longitudinal e na máxima solicitação transversal (máximo cortante e momento fletor) podem ser vistos nas Figs. AII.3 e AII.4, respectivamente.

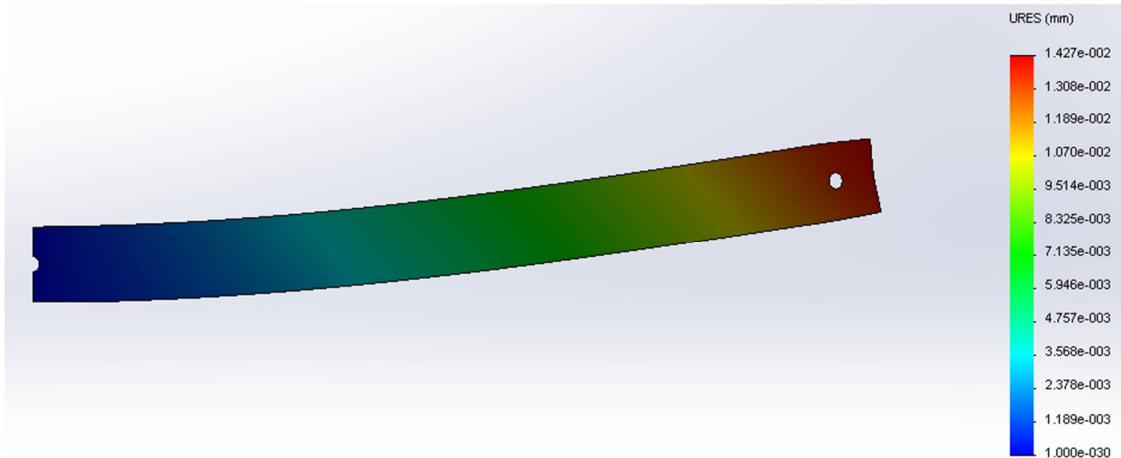


Figura AII.3: Deformação do segmento *FG* do elemento *DFG*, em milímetros, sujeito a carga compressiva de 597,3 N e cortante de 1,5 N. Deformação amplificada em 5191,15 vezes para melhor visualização.

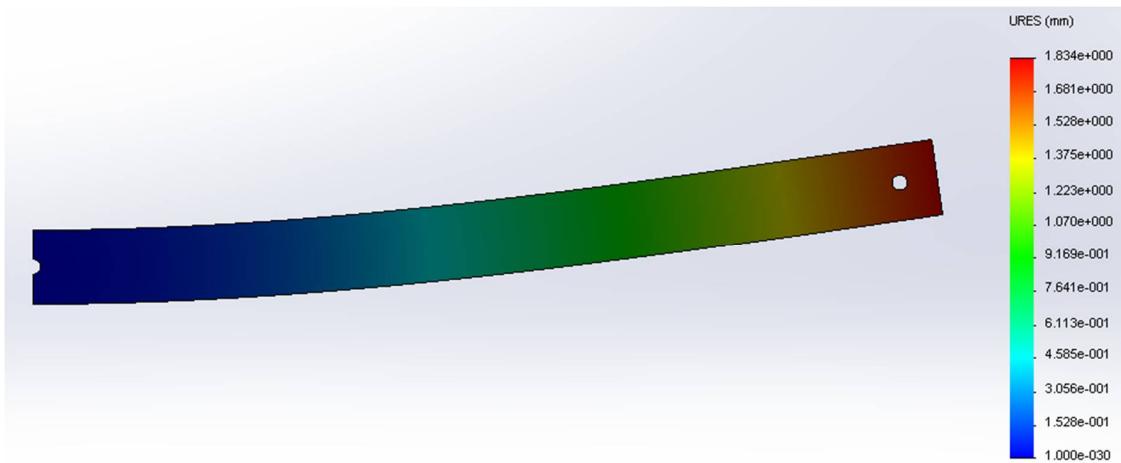


Figura AII.4: Deformação do segmento *FG* do elemento *DFG*, em milímetros, sujeito a carga compressiva de 3,8 N e cortante de 238,8 N. Deformação amplificada em 32,96 vezes para melhor visualização.

Como pode ser visto nas Figs. AII.3 e AII.4, o elemento apresenta estabilidade e a deformação do segmento *FG* para ambas as solicitações máximas não ultrapassa 2mm.

O resultado da deformação do elemento *IH*, sujeito a máxima solicitação longitudinal pode ser visto na Fig. AII.5.

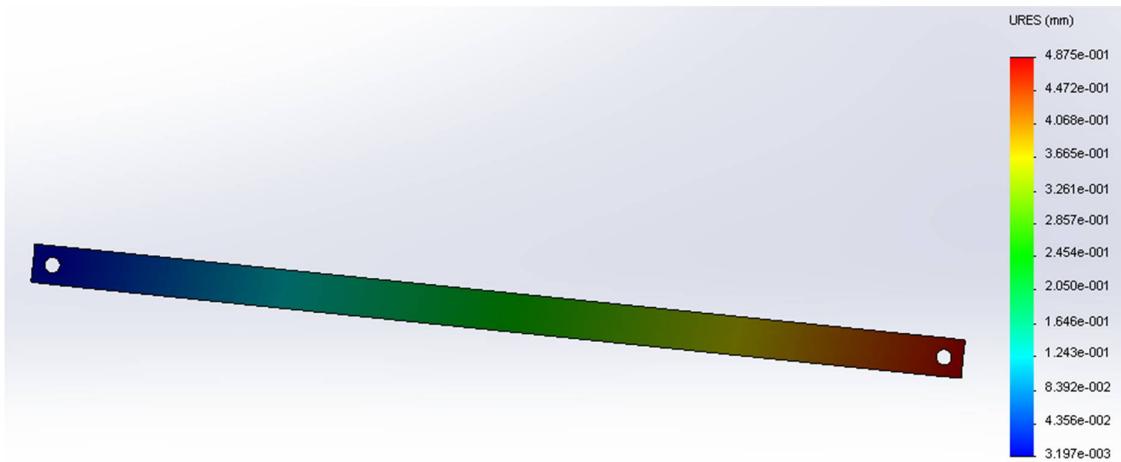


Figura AII.5: Deformação do elemento *IH*, em milímetros, sujeito a carga compressiva de 456,4 N. Deformação amplificada em 126,93 vezes para melhor visualização.

Como pode ser visto nas Figs. AII.5, que o elemento *IH* apresenta estabilidade durante a movimentação da estrutura e a deformação não ultrapassa 1 mm.