



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO
UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE MATEMÁTICA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO



Sémebber Silva Lino

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE DISPOSITIVO MANUAL
AUXILIAR PARA MOBILIDADE DE CADEIRANTES COM
PARAPLEGIA POR LESÃO MEDULAR**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO – GO, 2018

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR
VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES
NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☒ **Dissertação** ☐ **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

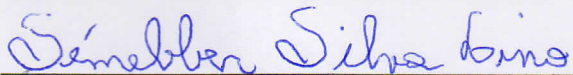
Nome completo do autor: Sémebber Silva Lino

Título do trabalho: Modelagem e Simulação de Dispositivo Manual Auxiliar para Mobilidade de Cadeirantes com Paraplegia por Lesão Medular

3. Informações de acesso ao documento:

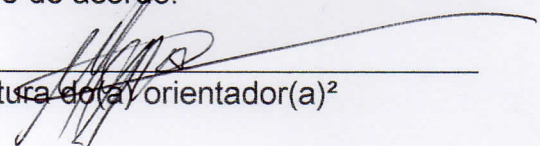
Concorda com a liberação total do documento ☒ **SIM** ☐ **NÃO**¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.



Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

Data: 14 / 03 / 18

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

² A assinatura deve ser escaneada.

SÉMEBBER SILVA LINO

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE DISPOSITIVO MANUAL
AUXILIAR PARA MOBILIDADE DE CADEIRANTES COM
PARAPLEGIA POR LESÃO MEDULAR

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Modelagem e Otimização pela Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:

Marcelo Henrique Stoppa

Coorientador:

Marcos Napoleão Rabelo

CATALÃO – GO

2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Silva Lino, Sémebber

Modelagem e Simulação de Dispositivo Manual Auxiliar para
Mobilidade de Cadeirantes com Paraplegia por Lesão Medular
[manuscrito] / Sémebber Silva Lino. - 2018.
128 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa; co-orientador Dr.
Marcos Napoleão Rabelo.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Unidade
Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Catalão,
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização, Catalão, 2018.
Bibliografia. Apêndice.

Inclui símbolos, gráfico, tabelas, algoritmos, lista de figuras, lista
de tabelas.

1. Paraplegia. 2. Exoesqueleto. 3. Modelagem. 4. Simulação
Computacional. 5. Baixo Custo. I. Henrique Stoppa, Marcelo, orient.
II. Título.

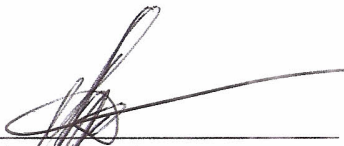
CDU 517

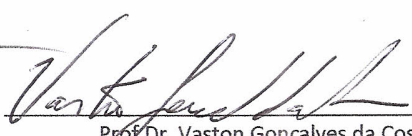


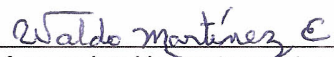
Ata de Defesa Pública – Dissertação de Mestrado

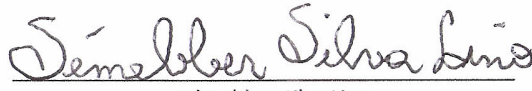
Aos vinte e três dias do mês de fevereiro do ano de 2018, às 10 h, reuniram-se os componentes da banca examinadora, professores(as) Dr.(a) Marcelo Henrique Stoppa (presidente), Dr. (a) Vaston Gonçalves da Costa e Dr. (a) José Waldo Martinez Espinosa para, em sessão pública realizada no Laboratório de Controle Operacional (J - 03), da Regional Catalão (RC), da Universidade Federal de Goiás (UFG), procederem com a avaliação do trabalho intitulado: "Modelagem e Simulação de Dispositivo Manual Auxiliar para Mobilidade de Cadeirantes com Paraplegia por Lesão Medular", em nível de Mestrado, área de concentração Modelagem e Otimização, de autoria de Sémebber Silva Lino, discente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da UFG/RC. A sessão foi aberta pelo presidente da banca, que fez a apresentação formal dos membros da banca. A seguir, a palavra foi concedida ao discente que, dentro do tempo regulamentar, procedeu a apresentação de seu trabalho. Terminada a apresentação, cada membro da banca arguiu o candidato, tendo-se adotado o sistema de diálogo sequencial. Terminada a fase de arguição, procedeu-se a avaliação do trabalho. Os membros da banca consideraram o trabalho final: (X) **Aprovado** ou () **Reprovado**. Cumpridas as formalidades de pauta, às 11 h: 30 min a presidência da mesa encerrou a sessão e para constar, eu, Marcelo Henrique Stoppa, lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, segue assinada pelos membros da banca examinadora e pelo discente e, posteriormente, será homologada pelo Colegiado do PPGMO.

Catalão-GO, 23 de fevereiro de 2018.


Prof Dr. Marcelo Henrique Stoppa
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC
(Presidente da Banca)


Prof Dr. Vaston Gonçalves da Costa
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC


Prof. Dr. José Waldo Martinez Espinosa
UFG/RC-FENG


Sémebber Silva Lino
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.

Dedico, primeiramente, a Deus, que sempre me fortaleceu diante das enúmeras adversidades que a vida me impôs, a minha esposa Pollyanna, meus filhos Sémebber Gabryel, Helena Gabryelle e Saullo Danyel e a meus pais José e Sueli pela compreensão, carinho e apoio para alcançar mais esse resultado.

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus, que nunca me desamparou nos momentos difíceis.

Agradeço ao Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa pelas pacientes palavras de amizade, incentivo e orientação acadêmica, profissional e pessoal.

Agradeço também ao Prof. Dr. Marcos Napoleão Rabelo pela amizade, estima e importantes contribuições acadêmicas durante a pesquisa.

Agradeço ao Programa de Pós-graduação em Modelagem e Otimização da Universidade Federal de Goiás e à seus professores por contribuírem para o meu crescimento e aperfeiçoamento acadêmico e profissional.

Agradeço aos meus colegas de curso pela parceria e disposição para desenvolver as atividades das disciplinas do curso, mesmo que fosse necessário trabalhar durante várias madrugadas.

Agradeço ao Prof. Dr. Marcos Luiz Henrique da Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, a quem tive a oportunidade de conhecer durante o período que cursava as disciplinas do programa de pós-graduação, pela amizade, incentivo, auxílio acadêmico e financeiro em momentos difíceis.

Agradeço a minha querida família pela compreensão nos momentos de ausência para cumprir as atividades do curso, por estar sempre apoiando-me com palavras de carinho, incentivo e aporte financeiro.

A imaginação é mais importante que o conhecimento. Albert Einstein.

RESUMO

LINO, S. S.. *MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE DISPOSITIVO MANUAL AUXILIAR PARA MOBILIDADE DE CADEIRANTES COM PARAPLEGIA POR LESÃO MEDULAR*. 2018. 126 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Os movimentos de extensão ou flexão corporal em um indivíduo saudável são atividades físicas rotineiras necessárias para sua autonomia e independência. As lesões da medula espinhal e do cérebro são as principais causas da paraplegia, que impossibilitam a locomoção humana com autonomia. O uso de uma cadeira de rodas os auxiliará em sua mobilidade horizontal diária. Mas a possibilidade de uso de um dispositivo ortético que lhe permita aumentar a amplitude dos movimentos de extensão ou flexão, contribuirá na manutenção da sua densidade óssea, melhorando sua circulação sanguínea e ampliação do tônus muscular, envolvendo tensão em músculos, artérias ou outros tecidos orgânicos além de reflexos involuntários excessivos. Por conseguinte, este estudo objetiva apresentar um modelo matemático para descrever a trajetória dos nós correspondentes as juntas móveis e extremidade superior de um dispositivo ortético manual de baixo custo, do tipo exoesqueleto, a ser acoplado na cadeira de rodas do paraplégico, usando-se de simulação computacional para determinar a variação das posições e velocidades dessas juntas associadas às articulações do seu quadril e membros inferiores, ao realizar movimentos de extensão ou flexão dos segmentos corporais, além da simulação de um protótipo desenvolvido em CAD. Quanto aos principais resultados decorrentes da pesquisa, primeiramente, obteve-se a trajetória dos nós referentes às juntas móveis e extremidade superior utilizando-se da representação de Denavit-Hartenberg, gerada graficamente por simulação numérico-computacional, no intuito de validar e viabilizar a construção mecânica do dispositivo. Em seguida, a variação das posições e velocidades da junta motora associada à articulação do joelho do usuário do dispositivo, teve sua representação gráfica tangida pelo método iterativo multipasso de Runge-Kuta de 4ª ordem, usando-se das equações de Lagrange para simulação numérico-computacional do acionamento do sistema de transmissão, com a aplicação de um torque na manivela do mecanismo robótico proposto, confirmando assim, a sua usabilidade, confiabilidade e segurança. Por último, o desenvolvimento de um protótipo virtual 3D em CAD do dispositivo. Portanto, a confecção e disponibilização desse dispositivo ortético desenvolvido para auxiliar na mobilidade vertical do paraplégico com lesão medular, melhorará sua saúde física, psicológica, independência funcional e bem-estar diário, auxiliando-o na autonomia para apoiar sobre os pés.

Palavras-chaves: Paraplegia, Exoesqueleto, Modelagem, Simulação, Baixo custo.

ABSTRACT

LINO, S. S.. *MODELING AND SIMULATION OF MANUAL DEVICE AIDS FOR MOBILITY OF WHEELCHAIR USERS WITH SPINAL CORD INJURY*. 2018. 126 f. Master Thesis in Modelling and Optimization – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Extension or flexion movements of the body in a healthy individual are routine physical activity in daily life, necessary for its autonomy and independence. Injuries to the spinal cord and brain are the main causes of paraplegia, which makes it impossible for human locomotion with autonomy. The use of a wheelchair will help them into your daily horizontal mobility. But the possibility of using an orthotic device to allow it to increase the amplitude of the movements of extension or flexion will help in maintaining your bone density, improving your blood circulation and enlargement of muscle tone, involving tension in muscles, arteries and other tissues organic well as excessive involuntary reflex. Therefore, this study aims to present a mathematical model to describe the trajectory of nodes corresponding to the movable joints and upper extremity of a low cost orthostetic device, of the exoskeleton type, to be coupled in the wheelchair, using computer simulation to determine the variation of positions and velocities of these joints associated with the articulations of the hip and lower limbs of the paraplegic wheelchair user, when performing extension or flexion movements of the body segments, besides the simulation of a prototype developed in CAD. As for the main results of the research, first, there is the trajectory of the nodes with respect the mobile joints and upper end using the representation of Denavit-Hartenberg, generated graphically by numerical and computer simulation, in order to validate and make feasible the mechanical construction of the device. Then, as the variation of the positions and velocities of motor gasket associated with the user's knee joint device, has its graphical representation plucked by multistep interactive Runge-Kuta 4th Order, using the Lagrange equations for numerical and computational simulation of the transmission system drive, with the application of a torque on the crank of the robotic mechanism proposed, thus confirming its usability, reliability and security. Finally, the development of a 3D virtual prototype device CAD. Therefore, the preparation and provision of this manual orthotic device developed to assist in the vertical mobility of the paraplegic with spinal cord injury, will improve physical, psychological health, functional independence and daily well-being, and helping them in their autonomy to support on the feet.

Keywords: Paraplegy, Exoskeleton, Modeling, Simulation, Low cost.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Modelo de órtese atuante no quadril, joelho, tornozelo e pé.	28
Figura 2.1 – Representação da articulação do joelho.	34
Figura 2.2 – Ossos e articulações dos membros inferiores.	35
Figura 2.3 – Representação da articulação coxofemural.	36
Figura 2.4 – Constituição óssea e articular do tornozelo e pé direito.	36
Figura 2.5 – Posição anatômica e os três planos anatômicos de referência.	37
Figura 2.6 – Representação dos movimentos do quadril e membros inferiores.	38
Figura 2.7 – Dermátomos no corpo humano.	41
Figura 2.8 – A medula espinhal e os efeitos quanto à localização da lesão.	43
Figura 3.1 – Ilustrações do séc. V d.C.: (a) cama com rodas descrita em friso de vaso grego (b) cadeira com rodas Chinesa	46
Figura 3.2 – Ilustração da cadeira construída por Jehan Lhermite para o rei espanhol Felipe II.	47
Figura 3.3 – Modelo de cadeira dobrável e seus componentes.	47
Figura 3.4 – Referências dimensionais para uma cadeira de rodas dobrável conforme norma NBR 9050: (a) Vista frontal aberta. (b) Vista frontal fechada. (c) Vista lateral.	48
Figura 3.5 – Órtese para contraturas de Hieronymus Fabricius	49
Figura 3.6 – Órtese Thomas Splint de Hug Owen Thomas	50
Figura 3.7 – Classificação da órtese quanto à função.	51
Figura 3.8 – Dispositivo ortético mecânico do tipo exoesqueleto de Yagn (1890).	52
Figura 3.9 – Dispositivo ortético dinâmico passivo patenteado por Cobb em 1934.	52
Figura 3.10–Dispositivo ortético dinâmico ativo de Vukobratovic.	53
Figura 3.11–Dispositivo ortético dinâmico passivo de Banala.	53
Figura 3.12–Dispositivo robótico dinâmico passivo MIT-Skywalker.	54
Figura 3.13–Dispositivo robótico dinâmico e ativo Robot Suit HAL.	54
Figura 3.14–Dispositivo ortético dinâmico ativo com atuadores elásticos em série.	55
Figura 3.15–Dispositivo ortético desenvolvido pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicionados do DCA/UFRN.	55

Figura 3.16 –Dispositivo robótico com acionamento mecânico.	56
Figura 3.17 –Dispositivo robótico ativo do tipo exoesqueleto desenvolvido pelo PRM/USP.	57
Figura 3.18 –Dispositivo robótico ativo do tipo exoesqueleto desenvolvido pelo PRM/USP.	58
Figura 3.19 –Dispositivo robótico passivo do tipo exoesqueleto desenvolvido pela FEM/UFU.	58
Figura 4.1 – Sistema de coordenada de referência XYZ.	63
Figura 4.2 – Representação de mecanismo robótico paralelogramo de cadeia cinemática parcialmente fechada com um GDL.	64
Figura 4.3 – Representação do braço robótico paralelogramo revolutivo de cadeia cinemática parcialmente fechada com um GDL.	65
Figura 4.4 – Divisão cinesiológica do corpo humano.	66
Figura 4.5 – Segmentação antropométrica do corpo humano por sólidos geométricos. .	66
Figura 4.6 – Representação do dispositivo ortético e suas dimensões antropométricas.	67
Figura 4.7 – Representação geométrica do vetor $\vec{q}$ nos sistemas referenciais R e N	68
Figura 4.8 – Representação geométrica de uma direção para a translação de um vetor no sistema XYZ	69
Figura 4.9 – Representação geométrica de uma direção para a rotação de um vetor no sistema R	70
Figura 4.10 –Representação da matriz homogênea em relação as suas submatrizes de rotação, traslação, projeção e escala.	71
Figura 4.11 –Sistema de representação de Denavit-Hartenberg.	72
Figura 4.12 –Representação do parafuso de potência acoplado a uma manivela.	77
Figura 4.13 –Representação dos elementos de um parafuso de potência.	77
Figura 4.14 –Representação dos segmentos e articulações corporais em ambos os sexos.	79
Figura 4.15 –Representação dos GDL presentes nos movimentos da perna.	79
Figura 4.16 –Esboço simples referente aos comprimentos e massas dos elos da perna, tronco e coxa do dispositivo ortético.	82
Figura 4.17 –Representação das massas corporais para os segmentos da perna, tronco e coxa.	83
Figura 5.1 – Etapas para análise e avaliação de projetos baseados em um sistema real. .	93
Figura 5.2 – Medidas segmentares corporais proporcionais à medida da altura humana na posição sobre os pés.	95
Figura 5.3 – Simulação computacional das trajetórias dos nós no dispositivo durante o movimento de extensão na: (a) posição inicial; (b) posição média; (c) posição final.	97
Figura 5.4 – Posições e velocidades durante o movimento de extensão: (a) Posição X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (b) Velocidade X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (c) Posição X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (d) Velocidade X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (e) Posição X Tempo quando $F_3 = 150kN$, (f) Velocidade X Tempo quando $F_3 = 150kN$	100

Figura 5.5 – Posições e velocidades durante o movimento de flexão: (a) Posição X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (b) Velocidade X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (c) Posição X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (d) Velocidade X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (e) Posição X Tempo quando $F_3 = 150kN$, (f) Velocidade X Tempo quando $F_3 = 150kN$	101
Figura 5.6 – Vista isométrica do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.	102
Figura 5.7 – Vista frontal do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.	103
Figura 5.8 – Vista superior do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.	103
Figura 5.9 – Vistas laterais do dispositivo ortético desenvolvido em CAD: (a) Direita; (b) Esquerda.	104
Figura 5.10 – Posição inicial do movimento de extensão do dispositivo ortético.	104
Figura 5.11 – Posição média do movimento de extensão do dispositivo ortético.	105
Figura 5.12 – Posição final do movimento de extensão do dispositivo ortético.	105
Figura C.1 – Dimensões para o elo da perna do dispositivo ortético.	123
Figura C.2 – Dimensões da plataforma para o pé no elo da perna do dispositivo ortético.	124
Figura C.3 – Dimensões para os elos da coxa do dispositivo ortético.	124
Figura C.4 – Dimensões para o elo do tronco do dispositivo ortético.	125
Figura C.5 – Dimensões para os elos auxiliares no sistema de transmissão do dispositivo ortético.	125
Figura C.6 – Dimensões para a manivela-parafuso do dispositivo ortético.	126

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Posições da articulação do joelho em graus joelho durante as fases do movimento de extensão para levantar da CR.	96
Tabela 5.2 – Posições da articulação do joelho em graus durante as fases do movimento de flexão para levantar da CR.	96
Tabela 5.3 – Percentuais de massas em quilogramas e dos segmentos corporais em metros.	98

LISTA DE SÍMBOLOS

LR — Lesão raquimedular

CR — cadeira de rodas

CAD — Desenho Assistido por Computador, do inglês *Computer Aided Design*

TA — tecnologia assistiva

CAT — Comitê de Ajudas Técnicas

l_1 — medida do comprimento do elo da perna.

l_2 — medida do comprimento do elo da coxa.

l_3 — medida do comprimento do elo do tronco.

θ — posição angular para a articulação do joelho.

τ_R — Torque do sistema de transmissão parafuso-manivela para elevar a carga corporal

τ_L — Torque do sistema de transmissão parafuso-manivela para baixar a carga corporal

K — energia cinética total

U — energia potencial gravitacional total

m_1 — Massa da perna.

m_2 — Massa da coxa.

m_3 — Massa do tronco.

m_{e1} — Massa do elo da perna.

m_{e2} — Massa do elo da coxa.

m_{e3} — Massa do elo do tronco.

U_0 — energia potencial gravitacional para o elo da perna.

U_1 — energia potencial gravitacional para o elo 1 da coxa.

U_2 — energia potencial gravitacional para o elo 2 da coxa.

U_3 — energia potencial gravitacional para o elo tronco.

U — energia potencial gravitacional total dos elos da perna, coxa e tronco.

K_0 — energia cinética do elo paralelo a perna

I_0 — momento de inércia do elo paralelo a perna

r_0 — raio proximal da perna

K_1 — energia cinética do elo 1 paralelo a coxa

I_1 — momento de inércia do elo 1 paralelo a coxa

r_1 — raio proximal da coxa

K_2 — energia cinética do elo 2 paralelo a coxa

I_2 — momento de inércia do elo 2 paralelo a coxa

K_3 — energia cinética do elo paralelo ao tronco.

I_3 — momento de inércia do elo paralelo ao tronco.

r_2 — raio proximal do tronco.

K — energia cinética total dos elos paralelos à perna, coxa e tronco.

τ_r — torque resultante exercido nas juntas e articulações do dispositivo ortético

IBGE — Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

LISTA DE CÓDIGOS

Código A.1 – Função Medida dos Elos do dispositivo ortético.	117
Código A.2 – Modelo geométrico do dispositivo ortético.	118
Código B.1 – Método numérico de Runge-Kutta 4. Ordem - Parte 1.	120
Código B.2 – Método numérico de Runge-Kutta 4. Ordem - Parte 2.	121

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
1.1	MOTIVAÇÃO	27
1.2	OBJETIVO GERAL	29
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	29
1.4	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	30
2	MOVIMENTOS DO CORPO E A PARAPLEGIA RAQUIMEDULAR	33
2.1	INTRODUÇÃO	33
2.2	ANATOMIA DO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES	33
2.3	PLANOS DE REFERÊNCIA PARA OS MOVIMENTOS CORPORAIS	37
2.4	TIPOS DE MOVIMENTOS DO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES	38
2.5	AValiação CINESIOLÓGICA DAS ATIVIDADES FÍSICAS LEVANTAR E SENTAR	39
2.6	LESÃO RAQUIMEDULAR E A PARAPLEGIA	41
3	TECNOLOGIAS ASSISTIVAS	45
3.1	INTRODUÇÃO	45
3.2	ORIGEM E DESENVOLVIMENTO DAS CADEIRAS DE RODAS	46
3.3	EVOLUÇÃO HISTÓRICA DAS ÓRTESES	48
3.4	MODELOS ORTÉTICOS PARA USO NO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES	50
4	MODELAGEM MATEMÁTICA DO DISPOSITIVO	61
4.1	INTRODUÇÃO	61
4.2	ESPAÇO OPERACIONAL DO DISPOSITIVO	65
4.2.1	TRANSFORMAÇÃO HOMOGÊNEA	68
4.2.2	ESPAÇO DE TRABALHO E A TRAJETÓRIA DO DISPOSITIVO	73
4.3	CINÉTICA DO SISTEMA DE TRANSMISSÃO DO DISPOSITIVO	76
4.4	ANÁLISE LAGRANGEANA DOS MOVIMENTOS	78
4.4.1	ENERGIA CINÉTICA TOTAL E ENERGIA POTENCIAL GRAVITACIONAL TOTAL	80
4.4.2	ELEMENTOS CINÉTICOS E CINEMÁTICOS DO DISPOSITIVO	81
4.4.3	ENERGIA POTENCIAL GRAVITACIONAL NO DISPOSITIVO	84

4.4.4	A ENERGIA CINÉTICA NO DISPOSITIVO	85
4.4.5	ANÁLISE LAGRANGEANA DOS MOVIMENTOS DO DISPOSITIVO	88
5	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO DISPOSITIVO	93
5.1	INTRODUÇÃO	93
5.2	SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DA CINEMÁTICA DO DIS- POSITIVO	94
5.2.1	SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DA TRAJETÓRIA DO DIS- POSITIVO	94
5.2.2	SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL LAGRANGEANA DOS MO- VIMENTOS DO DISPOSITIVO	98
5.3	SIMULAÇÃO 3D EM CAD DE UM PROTÓTIPO DO DISPOSITIVO	102
6	CONCLUSÃO E ESTUDOS FUTUROS	107
REFERÊNCIAS		111
APÊNDICE A	SIMULAÇÃO DA TRAJETÓRIA DO DISPOSITIVO ORTÉTICO .	117
APÊNDICE B	SIMULAÇÃO CINEMÁTICA DO DIPOSITIVO ORTÉTICO . . .	119
APÊNDICE C	DIMENSÕES DOS ELOS DO DISPOSITIVO ORTÉTICO	123

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Partindo de uma análise fisiológica e biomecânica do movimento humano, a ação de um indivíduo saudável para sentar ou ficar em pé, com destreza e autonomia, é considerada uma importante característica da sua mobilidade.

Quando um indivíduo é acometido por paralisia dos membros inferiores, também denotada por paraplegia, a sua rotina de atividades diárias sofrerá alterações, cabendo ao mesmo se adaptar a sua nova condição de saúde. Tem-se que as principais causas da paraplegia estão relacionadas com lesão cerebral e lesão raquimedular (*LR*) ([CHEN *et al.*, 2013](#); [WATTS *et al.*, 2015](#)).

A Lesão raquimedular compreende um evento drástico e inesperável que promove consequências tanto no contexto social e condições de saúde do indivíduo lesionado. Sendo caracterizado por comprometimentos motores, sensibilidade e distúrbios neurovegetativos em frações abaixo do nível da lesão ([BINDER, 2013](#); [NEW; CRIPPS; BONNE-LEE, 2013](#); [WATTS *et al.*, 2015](#))

A grande maioria dos casos de paraplegia causada por lesão medular é irreversível, porém, os indivíduos acometidos por essa lesão que fazem uso de tecnologias assistivas, tais como as órteses e cadeira de rodas (CR), apresentam melhor qualidade de vida. pois, os auxiliam na mobilidade cotidiana ([LOUIE *et al.*, 2015](#)).

1.1 MOTIVAÇÃO

Atualmente, o uso de dispositivos assistivos representa um importante progresso para a mobilidade e reabilitação dos membros inferiores de paraplégicos acometidos por alguma lesão medular ou cerebral. Entretanto, não há resultados que sejam imediatos, pois tais tecnologias baseiam-se no uso de alguns modelos de CR e de órteses exoesqueléticas mecânicas, robóticas e biónicas ([CHEN *et al.*, 2013](#)).

Grande parte dos modelos de CR disponíveis não permite a extensão completa ou

parcial das articulações do quadril e joelho em sua posição vertical. Entretanto, um dispositivo mecânico ou mecanismo eletromecânico acoplado em uma CR manuseado através de alavancas ou controles pode mover o usuário da posição horizontal à vertical, mantendo assim, a verticalidade dos apoios do tronco e pernas, estendendo assim, os ângulos formados pelas articulações do quadril e joelho (PALEG *et al.*, 2009).

Já as órteses são dispositivos mecânicos que auxiliam um membro que teve suas funções comprometidas por alguma patologia. Esse auxílio se dá, fornecendo uma sustentação e uma melhor habilidade para o indivíduo controlar o seu tônus muscular, geralmente prejudicado devido à doença adquirida (BATISTA, 2013).

Uma órtese é um mecanismo utilizado para fornecer suporte, alinhamento, estabilidade, prevenir e ajustar distorções, com intuito de promover uma melhoria na qualidade de vida do indivíduo, a órtese pode ser utilizada de maneira temporária ou permanente (BEDOTTO, 2006).

Entende-se que a órtese desempenha grande influência na mobilidade e reabilitação de alguns indivíduos. Apresenta um embate acerca da sua escolha, visando um modelo específico a ser prescrito em cada caso, em especial aos casos de paralisia do quadril e membros inferiores (QUINTERO; FARRIS; GOLDFAR, 2011).

Com a evolução tecnológica em diversas áreas do conhecimento humano, como por exemplo, em robótica, biomecânica e mecatrônica, houve também uma convergente melhoria na qualidade de vida e saúde da sociedade moderna. Dispositivos ortéticos (Figura 1.1) foram desenvolvidos para auxiliar na mobilidade e reabilitação do quadril e pernas de paraplégicos (SILVA, 2014).

Figura 1.1 – Modelo de órtese atuante no quadril, joelho, tornozelo e pé.



Fonte: Adaptada de (JEONG, 2014)

Todavia, durante a revisão bibliográfica sobre tecnologia assistiva e dos mecanismos robóticos utilizados para fins ortopédicos, percebeu-se não haver desenvolvimento de pes-

quisas específicas ou propostas comerciais de uma tecnologia assistiva de baixo custo para auxiliar a mobilidade vertical e autonomia de usuários de CR. Tal fato é recebido com bastante entusiasmo, pois valida a qualidade de inovação presente nessa pesquisa.

A infraestrutura do Núcleo de Tecnologia Assistiva (NENA) e do Laboratório de Modelagem e Prototipagem 3D, localizados na Universidade Federal de Goiás, Regional Catalão, foi utilizada durante o desenvolvimento dessa pesquisa.

1.2 OBJETIVO GERAL

Esta pesquisa propõe um modelo matemático baseado na literatura existente que descreve os movimentos de extensão ou flexão do tronco, quadril e membros inferiores gerados pelo acionamento de um dispositivo ortético manual acoplado na cadeira de rodas dobrável, auxiliando na mobilidade e autonomia de paraplégicos por lesão medular. A eficiência e usabilidade desse mecanismo será validada através de uma análise cinemática partindo da interpretação lagrangeana dos movimentos com o uso de simulação numérico-computacional. Também será desenvolvido um protótipo virtual do dispositivo.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudar os tipos de movimentos presentes no quadril e membros inferiores humano e suas especificidades anatômicas, apresentando algumas causas para a paralisia desses movimentos, destacando a LR;
- Apresentar uma revisão de literatura sobre tecnologias assistivas, representadas pelo uso da CR e de dispositivos ortéticos existentes para os membros inferiores que auxiliem o indivíduo cadeirante paraplégico por lesão medular quanto a sua mobilidade, no intuito de definir o tipo de órtese a ser desenvolvida aqui;
- Propor um modelo matemático pela análise lagrangeana dos movimentos, da maneira que a partir das massas e dimensões médias da perna, tronco e coxa e de seus respectivos elos no dispositivo, se determine as posições e velocidades através dos torques gerados pelos elementos de transmissão do mecanismo sobre às juntas motoras associadas às suas articulações.
- Desenvolver simulações numérico-computacionais em um software de cálculos científicos, quanto às posições que definem a trajetória do dispositivo ao quando acionado pelo paraplégico durante os movimentos de extensão ou flexão dos elos associados aos segmentos da perna, coxa e tronco, mediante as posições e velocidades assumidas pelas juntas motoras associadas à articulação do joelho.

- Elaborar um protótipo que simule os movimentos do dispositivo ortético em 3D, usando-se da metodologia de desenho assistido por computador, mais conhecido por *Computer Aided Design (CAD)*, que é o termo utilizado em língua inglesa.

1.4 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A presente pesquisa está dividida nos seguintes capítulos:

O capítulo I apresenta as principais motivações para o desenvolvimento dessa pesquisa, elencando os objetivos geral, específicos e a divisão dos capítulos.

O capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica sobre a análise cinesiológica dos principais tipos de movimentos presentes no quadril e membros inferiores do corpo humano, enfatizando os movimentos de extensão e flexão, necessários para a atividade física desenvolvida no ato de levantar ou sentar na CR. Algumas causas de paralisia dos membros inferiores também são discutidas nesse capítulo, destacando aquelas decorrentes de uma lesão raquimedular, por sua relevância na elaboração do dispositivo ortético proposto.

O capítulo III trata do desenvolvimento da tecnologia assistiva, discutindo sua conceituação e legislação, apresentando o contexto histórico das cadeiras de rodas e das órteses, onde alguns modelos de dispositivos ortéticos desenvolvidos para o uso no tronco, quadril e membros inferiores são ressaltados, por auxiliarem na reabilitação da marcha humana e possibilitarem os movimentos de extensão ou flexão dos segmentos corporais de indivíduos paraplégicos por LR.

O capítulo IV discorre brevemente sobre conceitos da robótica e a transformação homogênea para a formulação de um modelo matemático que descreva a trajetória do mecanismo robótico no espaço operacional de atuação das juntas e elos, através da cinemática direta. O formalismo lagrangeano será utilizado na análise cinemática e cinética dos movimentos de extensão ou flexão do dispositivo ortético proposto após seu acionamento pelo paraplégico.

O capítulo V traz a simulação numérico-computacional por meio do software *Matlab*[®], no intuito de verificar a consistência do modelo matemático formulado para descrever a variação da posição, velocidade e da trajetória do mecanismo proposto. Na sequência, um protótipo virtual para simular os movimentos de extensão ou flexão do dispositivo ortético, elaborado com o auxílio do software de desenho 3D assistido por computador *Fusion360*[®], utiliza de uma abordagem paramétrica para a criação do dispositivo ortético proposto.

Capítulo VI finalmente descreve as conclusões do trabalho e as propostas de continuidade de novos estudos nessa temática.

Inicialmente, será importante compreender os movimentos do corpo humano para o tronco, quadril e membros inferiores e quanto a paralisia e a perda de sensibilidade nos

membros inferiores, causadas pela paraplegia raquimedular, afim de desenvolver um modelo mecânico do dispositivo ortético manual para ser acoplado numa CR dobrável, como será apresentado a seguir.

Capítulo 2

MOVIMENTOS DO CORPO E A PARAPLEGIA RAQUIMEDULAR

2.1 INTRODUÇÃO

A maioria das análises realizadas sobre o movimento no corpo humano são consideradas qualitativas e obtidas através da abordagem cinesiológica e biomecânica. A primeira, aborda à identificação das contribuições de suas estruturas anatômicas e osteomioarticulares para que esse movimento seja bem executado. Já a última, envolve a determinação das posições e velocidades dos segmentos corporais em movimento e quanto presença de forças atuantes durante os mesmos (SILVA, 2004).

Com a intenção de desenvolver e simular, computacionalmente, um modelo matemático consistente e viável, que descreva os movimentos de um dispositivo ortético que atuará em paralelo ao tronco, coxas e pernas, visando recuperar os movimento de sentar e levantar do paraplégico por LR, faz-se necessário que a anatomia e os movimentos do tronco, quadril e membros inferiores do corpo humano sejam apresentados e discutidos na pesquisa, como o que segue.

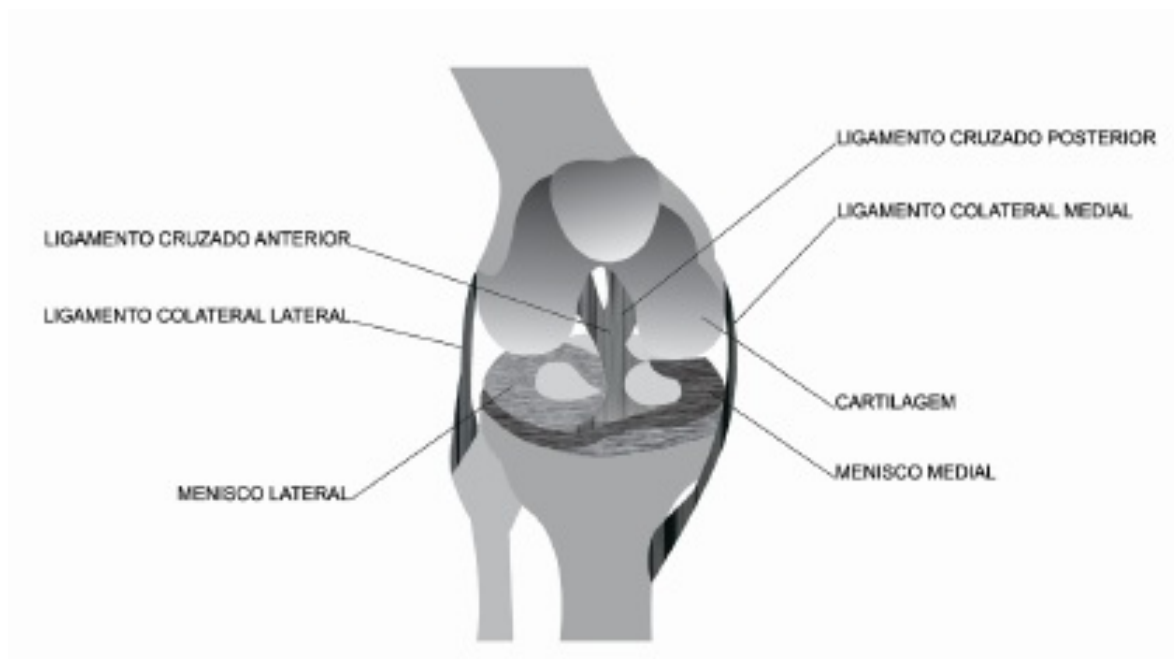
2.2 ANATOMIA DO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES

Uma articulação decorre do contato entre ossos por meio de seus ligamentos e cartilagens. A permissão ou inibição do movimento com transmissão de forças entre os ossos numa dada direção são as principais funções das articulações do corpo humano (SILVA, 2004).

Os movimentos de rolamento, deslizamento e o giro são três movimentos essenciais que ocorrem entre as superfícies articulares curvas, descritos pela artrocinemática. Quando uma superfície articular está em rotação com a outra superfície óssea, durante o movimento

de rolamento, ocorre o contato entre múltiplos pontos em ambas as superfícies. Já quanto ao movimento de deslizamento, ocorre o contato de um único ponto de uma superfície com múltiplos pontos da outra. Por último, para o movimento de giro, um único ponto de uma superfície faz contato com um único ponto em outra. O joelho (Figura 2.1) é uma das articulações dos membros inferiores que apresentam os movimentos de rolamento da cartilagem femoral com o menisco medial, deslizamento entre a extremidade inferior do fêmur e o menisco lateral e giro do fêmur pelos ligamentos cruzados posterior e inferior com a tíbia (JUNIOR *et al.*, 2011).

Figura 2.1 – Representação da articulação do joelho.



Fonte: Adaptada de (JUNIOR *et al.*, 2011).

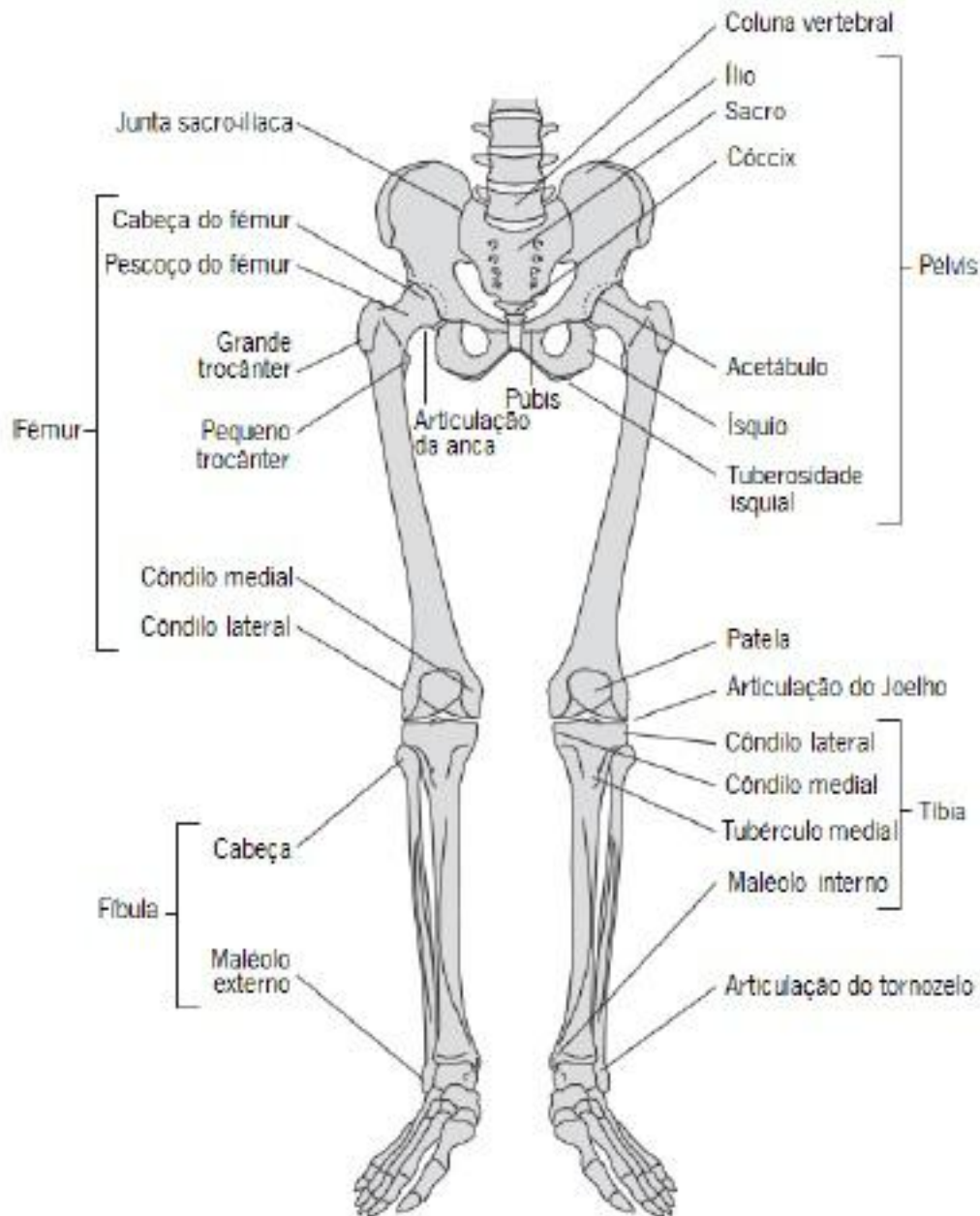
As articulações do corpo humano estão classificadas em três principais tipos: Anfiartroses, que são articulações de reduzida mobilidade; Diartroses ou sinoviais, as quais permitem movimento significativo e nas quais os ossos se encontram interligados por meio de ligamentos e Sinartroses, que são aquelas articulações consideradas fixas ou com movimentos mínimos e/ou limitados (MOREIRA; GODOY; JUNIOR, 2004).

Entretanto, apenas os ossos e articulações do quadril e membros inferiores serão considerados na pesquisa, com o propósito de simplificar a análise anatômica, enumerando àqueles mais relevantes para a realização dos movimentos de levantar ou sentar à serem realizados pelo paraplégico usuário do dispositivo ortético proposto, pois o mesmo não possui controle motor ostiomioarticular como decorrência da LR.

Serão consideradas apenas aquelas juntas sinoviais do quadril e membros inferiores (Figura 2.2), pois possibilitam certos movimentos nas suas extremidades, que são recober-

tas por cartilagem e rodeadas por uma cápsula sinovial produzindo lubrificação através do fluido sinovial (WHITTLE, 2007).

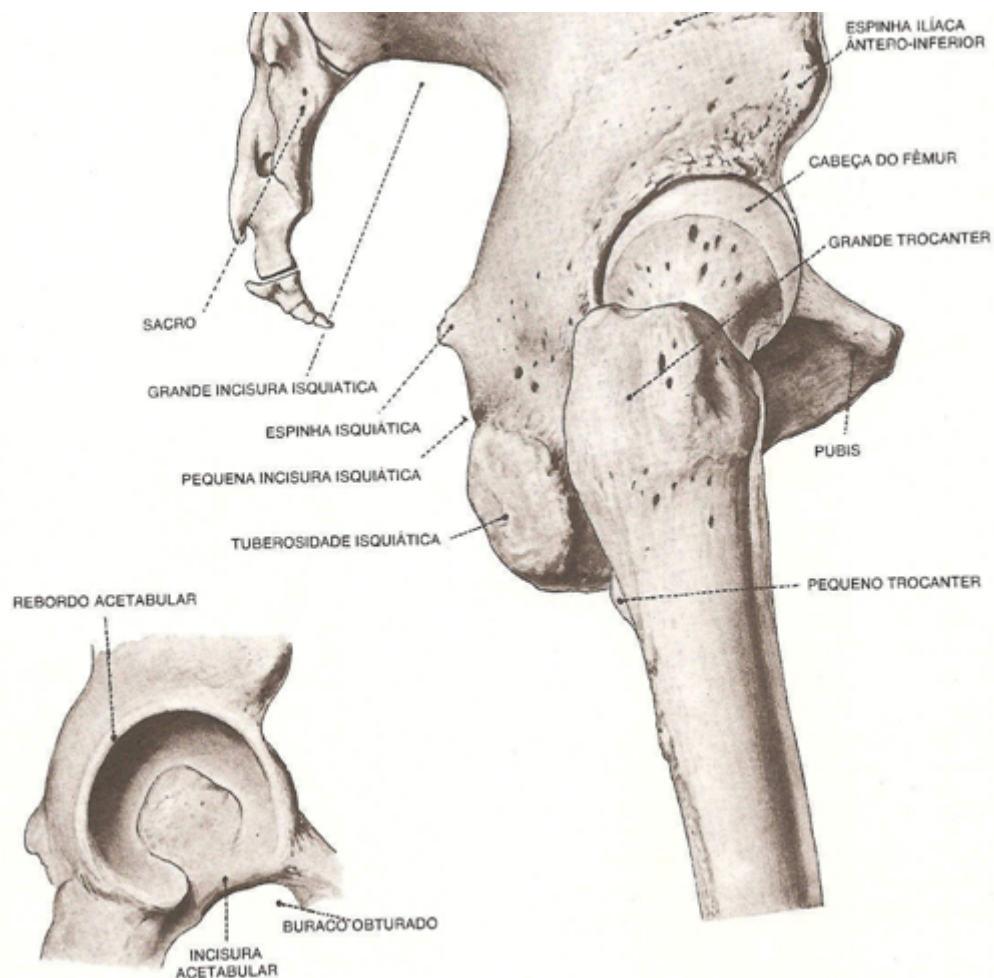
Figura 2.2 – Ossos e articulações dos membros inferiores.



Fonte: Adaptada de (WHITTLE, 2007).

As rotações das articulações sinoviais coxofemorais (Figura 2.3) e joelhos serão relevantes no desenvolvimento de um modelo matemático que descreverá os movimentos corporais do tronco e coxa, durante o acionamento do dispositivo ortético (MOREIRA; GODOY; JUNIOR, 2004).

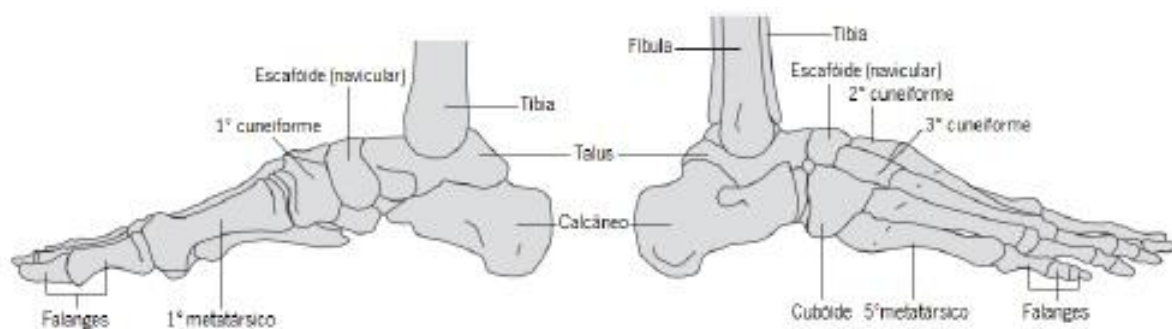
Figura 2.3 – Representação da articulação coxofemoral.



Fonte: Adaptada de (MOREIRA; GODOY; JUNIOR, 2004).

Porém, a maioria das articulações do tornozelo e do pé (Figura 2.4) são anfiartrosais, por apresentarem uma mobilidade reduzida em sua constituição óssea e articular (WHITTLE, 2007). Tais ossos e articulações não serão considerados na elaboração do modelo matemático.

Figura 2.4 – Constituição óssea e articular do tornozelo e pé direito.



Fonte: Adaptada de (WHITTLE, 2007).

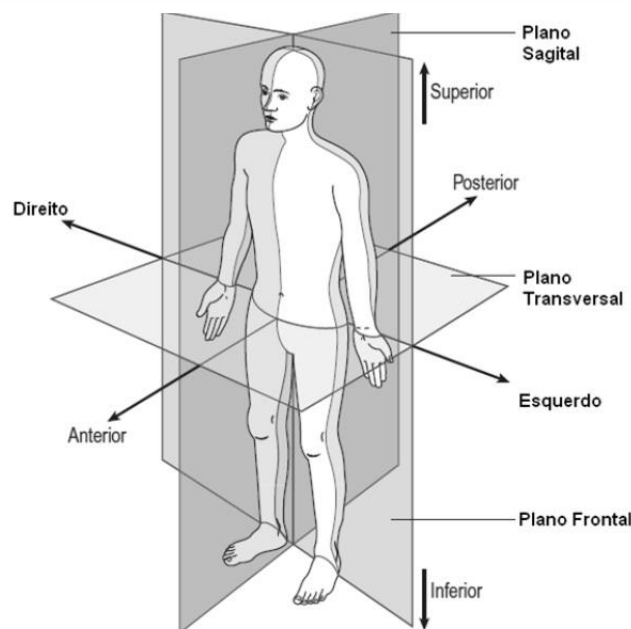
Da necessidade de classificação quanto aos tipos de movimentos corporais, torna-se imprescindível usar-se dos conceitos cinesiológicos para identificar as posições e direções corporais.

2.3 PLANOS DE REFERÊNCIA PARA OS MOVIMENTOS CORPORAIS

O movimento dos segmentos corporais ocorre em três planos anatômicos (Figura 2.5), perpendiculares entre si: O Plano sagital, paralelo a secção sagital do crânio, separa o corpo em direito e esquerdo. Já o Plano frontal, também denominado Coronal, é paralelo a secção coronária do crânio, dividindo o corpo em anterior e posterior. Finalizando, o Plano transversal, que divide o corpo nas porções superiores e inferiores. (HALL, 1999).

Na posição anatômica, o corpo ficará ereto com os pés paralelos e os membros superiores ao lado do tronco, com as palmas das mãos para frente e os polegares voltados para fora do corpo e dedos estendidos. É uma posição de referência geralmente aceita para descrever regiões e relações espaciais dos segmentos corporais humano de modo a permitir referenciar suas posições (WHITTLE, 2007).

Figura 2.5 – Posição anatômica e os três planos anatômicos de referência.



Fonte: Adaptada de (WHITTLE, 2007).

Os movimentos de rotação ou angulares são aqueles nos quais os pontos se movem em trajetórias circulares em volta de um eixo, conhecido como eixo de rotação, definindo o

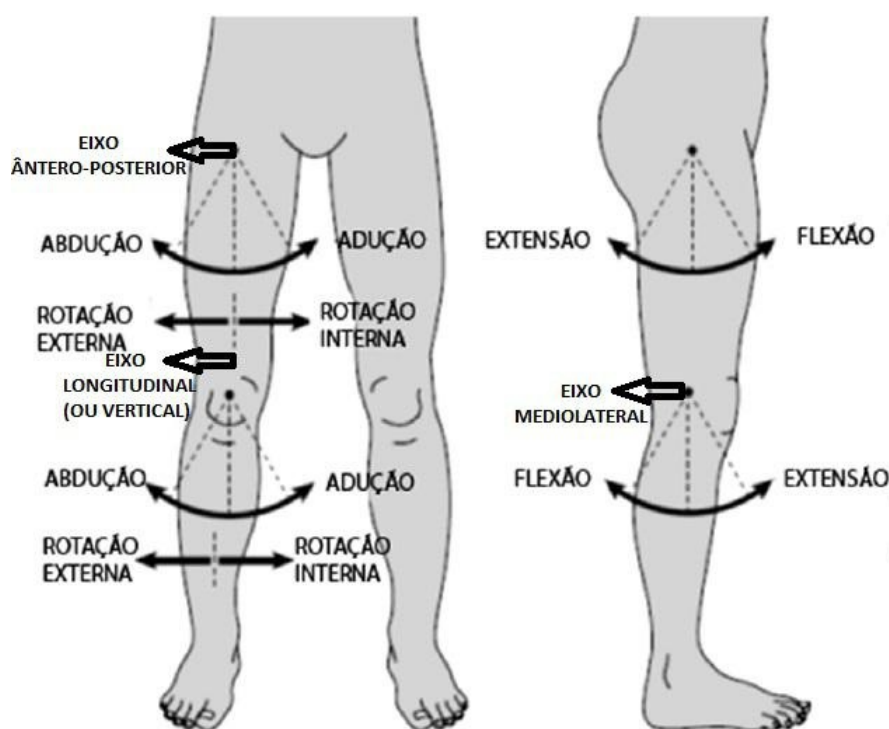
movimento em que um corpo rígido se move de forma circular ao redor de um pivô central, considerado como eixo de rotação para o movimento angular. (HALL, 1999).

Cada plano determina alguns tipos específicos de movimentos de rotação no quadril e membros inferiores humano, como será analisado a seguir.

2.4 TIPOS DE MOVIMENTOS DO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES

Na maior parte das articulações, o eixo de rotação localiza-se no interior da estrutura da articulação (Figura 2.6), em particular, tal fato pode ser observado nas articulações coxofemorais e joelho. Tais eixos de rotação são denominados por ântero-posterior, (para os movimentos de adução e abdução), longitudinal (para os movimentos de rotação interna e externa) e mediolateral (para os movimentos de flexão e extensão) (WHITTLE, 2007).

Figura 2.6 – Representação dos movimentos do quadril e membros inferiores.



Fonte: Adaptada de (WHITTLE, 2007).

Entretanto, o movimento de rotação de um segmento afastando da linha média no plano frontal é denominado de abdução, enquanto o movimento na direção da linha média é chamado de adução. (HALL, 1999).

Movimentos de rotação no plano transversal são geralmente chamados de rotação interna (ou rotação medial do aspecto anterior do segmento direção à linha média) e ro-

tação externa (ou rotação lateral do aspecto posterior do segmento direção à linha média). (WHITTLE, 2007)

Já o movimento de flexão refere-se à diminuição da rotação de uma determinada articulação quanto ao plano sagital, enquanto o movimento de extensão é aquele que promove o aumento do ângulo da articular. Deste modo, os movimentos nos extremos da amplitude de movimento são denominados como "hiper", por exemplo, a hiperextensão (HAMILL, 1999).

Tais movimentos são preponderantes para analisar como o dispositivo ortético poderá ser elaborado, afim de auxiliar o paraplégico no ato de levantar e sentar na CR, como será abordado em seguida.

2.5 AVALIAÇÃO CINESIOLÓGICA DAS ATIVIDADES FÍSICAS LEVANTAR E SENTAR

Inumeras atividades do cotidiano tem como pré-requisitos, os movimentos mioarticulares do quadril e membros inferiores, que representam independência funcional e sucedem outros importantes movimentos corporais. (ROORDA *et al.*, 1996)

Uma análise durante os movimentos de levantar ou sentar numa CR, por exemplo, pode proporcionar benefícios equivalentes à abordagem usada com a conceituação dos movimentos da marcha que, apesar de divergências, tem se estabelecidos padrões em vários estudos quanto a amplitudes articulares coxofemural e do joelho durante estas atividades. (HEIJDEN *et al.*, 2009).

Há diferentes metodologias que descrevem e avaliam os movimentos de levantar e sentar humano. A análise cinemática demonstra alta reprodutibilidade para as medidas angulares dentre essas metodologias, sendo utilizada na descrição de um padrão desses movimentos, possibilitando também medir o deslocamento do centro de massa corporal (JENG *et al.*, 1990).

Um outro método é dado pelo uso da eletromiografia, que identifica e mede as atividades musculares desenvolvidas durante o movimento mioarticular do quadril e membros inferiores. (GOULART; VALLS-SOLE, 1999).

As articulações no quadril e membros inferiores desenvolvem uma maior amplitude posicional para os movimentos de flexão e extensão no plano sagital, usando-se das forças mioarticulares que atuam nas articulações coxofemural do quadril e joelho (HAMILL, 1999).

No intuito de compreender a variação das posições segmentares do tronco, quadril e membros inferiores, foi desenvolvido um estudo para a avaliação dos movimentos de levantar e sentar analisando-o lateralmente, a partir de um levantamento bibliográfico e ob-

servação usando-se da análise cinemática decorrente da filmagens de indivíduos funcionalmente independentes durante o ato de sentar-levantar ou levantar-sentar numa CR, sendo essa avaliação definidas em 4 fases para ambos os movimentos corporais (CUNHA; TANAKA, 2012).

Ao levantar, visualiza-se as seguintes fases:

- posição inicial: refere-se à posição sentada, com joelhos e quadris em flexão;
- fase de pré-levantamento: com o deslocamento vertical do centro de gravidade (CG) apartir da inclinação da cabeça e do tronco até o afastamento do assento e encosto da CR;
- fase de levantamento: ocorre com deslocamento vertical para cima do CG, durante o movimento ascendente dos quadris;
- fase de estabilização: começa depois da extensão dos quadris e finaliza quando completa todos os movimentos associados com a estabilização.

Ao sentar, observa-se as seguintes fases:

- posição inicial: refere-se à posição inicial de apoio sobre os pés;
- fase de pré-agachamento: referente à flexão anterior do tronco e o deslocamento vertical do centro de gravidade (CG) com o começo da flexão dos joelhos e quadris ;
- fase de agachamento: referente ao movimento de descida do tronco, com deslocamento vertical para baixo do CG e à flexão dos joelhos e quadris;
- fase de estabilização: referente à extensão do tronco e ao apoio do quadril no assento e encosto da CR.

Portanto, a partir dessa sucinta análise cinesiológica, quanto à apresentação dos principais conceitos ostioarticulares referentes aos movimentos do tronco, quadril e membros inferiores humano para os movimentos de levantar e sentar, também será necessário que se aborde sobre o conceito médico da paraplegia como uma patologia clinica crônica e sobre suas possíveis causas, que condicionam a perda parcial ou total da sensibilidade epitelial e dos movimentos dos membros inferiores em um indivíduo saudável, destacando àquelas causadas por LR, que conduz o paraplégico ao uso diário da CR.

2.6 LESÃO RAQUIMEDULAR E A PARAPLEGIA

A medula espinhal é um grande feixe de nervos mistos, com fibras motoras e sensitivas que transportam impulsos mioelétricos com informações do cérebro para a periferia do corpo com o intuito de acionar/relaxar sua musculatura e inversamente, levam tais impulsos da periferia para o córtex cerebral, quanto a sensibilidade epiteliomuscular referente ao tato, temperatura, pressão e dor. Cada nervo espinhal enerva uma região específica do corpo (Figura 2.7), denominada dermatômo (SEELEY; STEPHENS; TATE, 2007).

Figura 2.7 – Dermatômos no corpo humano.



Fonte: Adaptada de (SEELEY; STEPHENS; TATE, 2007).

Na fase adulta, o comprimento da medula espinhal apresenta uma média de 71 cm para o homem e 61 cm para a mulher, estendendo-se da base do cérebro até a cintura, ao longo do centro das costas. Uma classificação para lesões medulares é fornecida pela *American Spinal Injury Association* (ASIA), estando baseada em respostas neurológicas:

- “A” indica uma lesão medular “completa” em que nenhuma função motora ou senso-

rial é preservada;

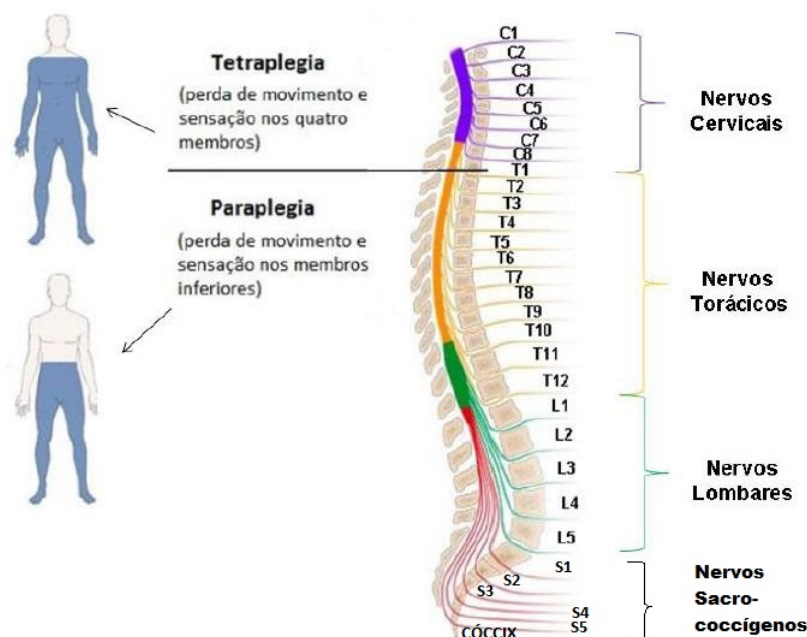
- “B” indica uma lesão medular “incompleta” onde a função sensorial é preservada, mas não a motora;
- “C” indica uma lesão medular “incompleta” em que a função motora é reduzida;
- “D” indica uma lesão medular “incompleta” em que a função motora é marginalmente reduzida abaixo do nível da lesão;
- “E” indica função motora e sensorial “normal” (JEONG, 2014).

As lesões raquimedulares também estão classificadas em tetraplegia ou paraplegia (Figura 2.8), quanto ao comprometimento da função motora controlada por um nervo espinhal específico. Na tetraplegia, as lesões podem ocorrer entre os nervos espinhais cervicais C1 e C4, responsáveis por funções involuntárias, tais como o controle muscular do diafragma, também causando a perda sensitivo-motora nos membros superiores e inferiores (SOUZA, 2001).

O número de indivíduos paraplégicos e tetraplégicos tem aumentado nas últimas décadas. Cerca de 30 a 40 milhões de pessoas em todo o mundo sofrem esse tipo de lesão a cada ano. No Brasil, ocorre entorno de 6.000 novos casos por ano. As principais causas desse aumento provêm das lesões traumáticas, que acentuam em torno de 80% dos casos, sendo provocadas por diversos tipos de acidentes, tais como àqueles causados pelo disparo de arma de fogo, por colisão e/ou capotamento veicular, por mergulhos em pequenas profundidades aquáticas e por quedas no ambiente residencial e/ou de trabalho. Quanto às causas não traumáticas, que se aproximam de 20% dos casos, destacam-se àquelas decorrentes de tumores, infecção, problemas vasculares e doenças degenerativas (VASCONCELOS *et al.*, 2010).

Já na paraplegia, as lesões podem ocorrer entre os nervos espinhais torácicos T1 e T9, ocasionando a deficiência sensitivo-motora nos membros inferiores. Porém, as lesões entre os nervos espinhais lombares L1 e L5 comprometem o controle dos órgãos genitais e entre os nervos espinhais sacro-coccígenos S1 e S5 e o Coccix, comprometem o controle urinário e intestinal (NETTER, 2008).

Figura 2.8 – A medula espinal e os efeitos quanto à localização da lesão.



Fonte: Adaptada de (NETTER, 2008).

A paraplegia é uma patologia que causa paralisia e perda de sensibilidade nos membros inferiores e atinge uma determinada parcela da população mundial, com incidência de 30 a 40 casos por milhão de habitantes, sendo que só nos Estados Unidos da América ocorrem aproximadamente cerca de 10 mil novos casos. Percebe-se ter maior vulnerabilidade, o indivíduo jovem em idade produtiva e do sexo masculino à LR (MOORE; NEWELL, 2005). Já no Brasil, é de 40 novos casos por milhão de habitantes (CAMPOS *et al.*, 2008). Verifica-se que as principais causas são: acidentes automobilísticos, lesões por arma de fogo, queda e mergulhos (DEVIVO, 2012).

A Paraplegia causa a paralisia de ambos os membros inferiores de um indivíduo acometido de uma lesão na medula espinal em seus nervos torácicos, sendo na maioria das vezes, o resultado de algum tipo de trauma causado por acidentes, mas às vezes, ocorre devido a doenças degenerativas. O indivíduo jovem em idade produtiva e do sexo masculino tem maior vulnerabilidade à doença (CHEN *et al.*, 2013; WATTS *et al.*, 2015; TARICCO A. W. POETSCHER, 2008; CAMPOS *et al.*, 2008).

Quanto as causas não traumáticas da LR, essas são as principais doenças degenerativas causadoras de lesões na medula:

- A Síndrome de Guillain Barré - uma doença auto-imune, ou seja, quando o sistema imunitário começa a reagir contra os seus próprios tecidos. Decorre da inflamação do sistema nervoso periférico. É manifestada por uma perda parcial da capacidade motora dos membros inferiores (limitação do movimento, diminuição da força muscular), que predomina inicialmente nas extremidades. Tem como sintomas, uma au-

sência ou redução de reflexos (paralisia flácida) e distúrbios sensoriais (CHEN *et al.*, 2013);

- A Mielite Transversa - uma inflamação da medula espinhal, numa grande parte do sistema nervoso central. O termo mielite denota a inflamação da medula; transversal refere-se ao seu avanço na largura da medula. Suas causas incluem infecções, distúrbios do sistema imunológico e outros distúrbios que podem danificar ou destruir a mielina, uma substância isolante branca gordurosa que cobre as fibras das células nervosas, interrompendo as comunicações entre as fibras nervosas na medula espinhal e o resto do corpo. Os sintomas incluem dor, problemas sensoriais e motores nas pernas e problemas da bexiga e intestino (DEVIVO, 2012);
- A Esclerose - uma doença auto-imune crônica e incapacitante que afeta o sistema nervoso central e, portanto, não é infecto-contagiosa. Por causas ainda desconhecidas, o sistema imunológico vê a bainha de mielina como um corpo estranho e a ataca, afetando os nervos espinhais que determinam todas as atividades sensoriais do corpo e seus movimentos (CHEN *et al.*, 2013; DEVIVO, 2012).

Os problemas físico-motores no quadril e membros inferiores se tornarão uma fonte de complicação para a locomoção e independência de paraplégicos por LR durante a realização das suas atividades cotidianas, uma vez que perdem a capacidade de andar ou de ficarem apoiados sobre os pés (JEONG, 2014).

Nesse caso, dependerão principalmente de uma CR para sua mobilidade e autonomia sendo que estarão grande parte do tempo sentados, fato que aumentará significativamente os riscos de desenvolverem diversas patologias decorrentes, tais como infecções do trato urinário, coágulos sanguíneos, redução da função cardiovascular, perda de densidade óssea (osteoporose), desenvolvimento de lesões por pressões agudas, atrofia muscular, espasticidade muscular, diminuição da amplitude articular e redução das funções digestivas (LINDQUIST *et al.*, 2010; JEONG, 2014).

Portanto, com a possibilidade do uso de um dispositivo ortético auxiliar para o paraplégico ser capaz de ficar em pé em diversos momentos do dia, não só diminuirá as chances dessas patologias decorrentes da sua postura corporal sentada se desenvolverem, mas também aumentará consideravelmente a sua qualidade de vida e saúde, trazendo impactos psicológicos e sociais positivos. As vantagens do uso de uma tecnologia assistiva tais como CR e órteses serão abordadas no próximo capítulo.

Capítulo 3

TECNOLOGIAS ASSISTIVAS

3.1 INTRODUÇÃO

O termo “Tecnologia Assistiva” (*TA*), surgiu juridicamente em 1988, normalizado pela Internacional Organizacional for Standardization (ISO) como todo produto, instrumento, equipamento ou sistema técnico que possa ser utilizado por uma pessoa com deficiência física ou psíquica, singularmente produzido ou disponibilizado para prevenir, compensar, atenuar ou neutralizar sua incapacidade (BERSCH, 2008).

Entende-se também por (*TA*), todos os mecanismos e estratégias utilizadas para permitir que pessoas com deficiência tenham habilidades funcionais para desempenharem certos movimentos corporais com independência, promovendo, assim, uma melhoria quanto a inclusão e a qualidade de vida desta parcela da população. Exemplos de tecnologia assistiva tais como, próteses e órteses, auxílios para mobilidade, auxílios para cuidados domiciliares, comunicação, informação, sinalização, mobiliários e adaptações para o ambiente residencial, escolar, de trabalho, dentre outros, estão regulamentados pela norma ISO 9999:2007 (MATOS, 2011).

No Brasil, o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT) foi instituído pelo Decreto nº 5.296/2004 através da Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República. A Portaria nº 142, de 16 de novembro de 2006, editada pelo CAT, modificou o termo “Ajudas Técnicas” para “Tecnologia Assistiva” com o intuito de promover o aprimoramento, clareza e originalidade ao seu desenvolvimento no território nacional (BRASIL, 2012).

Diante da busca pela qualidade de vida e inclusão, a área da TA vem ganhando cada vez mais visibilidade. Para que esses recursos desempenhem de fato o seu objetivo tem-se a norma ISO 9999:2007, para regulamentar os produtos assistivos, a exemplos destes produtos pode-se salientar: recursos que auxiliam na mobilidade, sinalização e adaptação de ambiente (RODRIGUES; ALVES, 2013).

O termo “Tecnologia Assistiva” ainda não está arraigado no Brasil. Entretanto, o mesmo

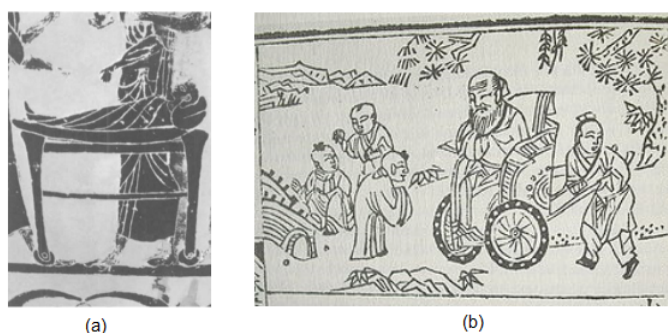
vem sendo usado pela comunidade científica para especificar produtos, instrumentos, equipamentos ou sistemas técnicos que ajudam pessoas com deficiência (EDELSTEIN; BRUCKNER, 2006).

Deste modo, tanto a CR quanto as órteses são consideradas TA, pois servem respectivamente como auxílio para mobilidade horizontal ou vertical de indivíduos com deficiências físicas ou com psicomotricidade reduzida. A seguir, será apresentado um breve desenvolvimento histórico para a CR.

3.2 ORIGEM E DESENVOLVIMENTO DAS CADEIRAS DE RODAS

Os registros mais antigos de um mobiliário com rodas são decorrentes de uma cama da criança descrita em um friso, em um vaso grego e de uma inscrição de uma cadeira com rodas, encontrada em pedra de ardósia, na China (Figura 3.1), datando ambos ao quinto século da era cristã. Registros posteriores mostram o uso desta TA na Europa durante o período da Renascença (KAMANETZ, 1969; GARBER, 1985).

Figura 3.1 – Ilustrações do séc. V d.C.: (a) cama com rodas descrita em friso de vaso grego (b) cadeira com rodas Chinesa



Fonte: (KAMANETZ, 1969; GARBER, 1985).

No século XVI muitos outros acessórios foram adicionados às cadeiras. Eram feitas de formas individuais, próprios para cada usuário, de modo aumentar o seu conforto, tendo, como exemplo, o modelo da cadeira usada pelo rei espanhol Felipe II (1527 – 1598) (Figura 3.2), que apresentava movimento em quatro rodas, encosto reclinável, descanso reclinável para as pernas e pés, apoios para cabeça e braço (KAMANETZ, 1969).

Figura 3.2 – Ilustração da cadeira construída por Jehan Lhermite para o rei espanhol Felipe II.



Fonte: (KAMANETZ, 1969)

As CR seguiram esta tendência, mas em 1933 Harry Jennings e Herbert Everest, que eram engenheiros mecânicos, inventaram a primeira CR leve, de aço, dobrável, cujas rodas eram adquiridas dos mesmos fabricantes de bicicletas. Nas décadas seguintes, essas cadeiras de rodas começaram a ser confeccionadas com materiais mais leves e para serem dobráveis, facilitando assim o seu uso por paraplégicos (GARBER, 1985).

O encaixe da pedaleira, pedaleira, suporte para calcanhar, braços de apoio, proteção lateral, encosto, pegadores, almofadas para assento, rodas, aros, travão das rodas e roda de direcionamento são alguns componentes-padrão (Figura 3.3) dessas CR dobráveis (BROMLEY, 2006).

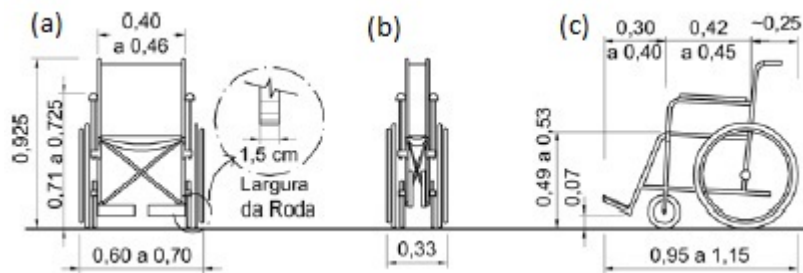
Figura 3.3 – Modelo de cadeira dobrável e seus componentes.



Fonte: Adaptada de (BROMLEY, 2006).

Uma CR dobrável de propulsão manual tem seu peso entre 12 a 20 kg. Suas dimensões (Figura 3.4) obedecem à norma brasileira NBR 9050, onde o módulo de referência é dado por um retângulo de 0,80 metros por 1,20 metros de projeção no piso, estando ocupada por um indivíduo paraplégico (ABNT NBR 9050, 2015).

Figura 3.4 – Referências dimensionais para uma cadeira de rodas dobrável conforme norma NBR 9050: (a) Vista frontal aberta. (b) Vista frontal fechada. (c) Vista lateral.



Fonte: Adaptada de (ABNT NBR 9050, 2015).

O assento da CR pode formar um ângulo reto com o encosto ou maiores angulações de inclinação, que variam entre 96,8 e 103,8 graus com o intuito de reduzir o desenvolvimento de lesões por pressão na região pélvica e quadril. Caso a inclinação posterior do encosto da CR seja mais acentuada, maior será o peso posterior que recairá sobre o eixo da roda traseira, gerando desequilíbrio para o usuário e exigindo um aumento das atividades musculares do tronco no intuito de reequilibrá-lo na CR, para se evitar possíveis quedas. O encosto da CR pode possuir inclinações entre 90 graus para a posição ereta, podendo variar até 105 graus em relação ao assento (MAURER; SPRIGLE, 2004; PARK; JANG, 2011).

Tais medidas serão relevantes para o desenvolvimento do modelo matemático e simulação numérico-computacional quanto aos movimentos do dispositivo ortético passivo para ser acoplado na CR dobrável, de modo que auxilie na movimentação do quadril e membros inferiores para o indivíduo paraplégico ficar apoiado sobre seus pés e/ou sentar com independência e autonomia na CR. Todavia, é importante que se conheça quanto à evolução tecnológica das órteses como TA, retratadas a seguir.

3.3 EVOLUÇÃO HISTÓRICA DAS ÓRTESES

A Ortoprotesia baseia-se na confecção, adequação e utilização de órteses e próteses para indivíduos com ausência dos membros superiores e/ou inferiores por má formação congênita, mutilação ou insuficiência funcional total ou parcial dos sistemas neurológico, muscular e esquelético. Não há um consenso quanto à origem das primeiras órteses, mas muitas são as evidências do seu uso (SILVA, 2014).

A origem etimológica da palavra órtese decorre do termo grego *orthosis*, onde *ortho*

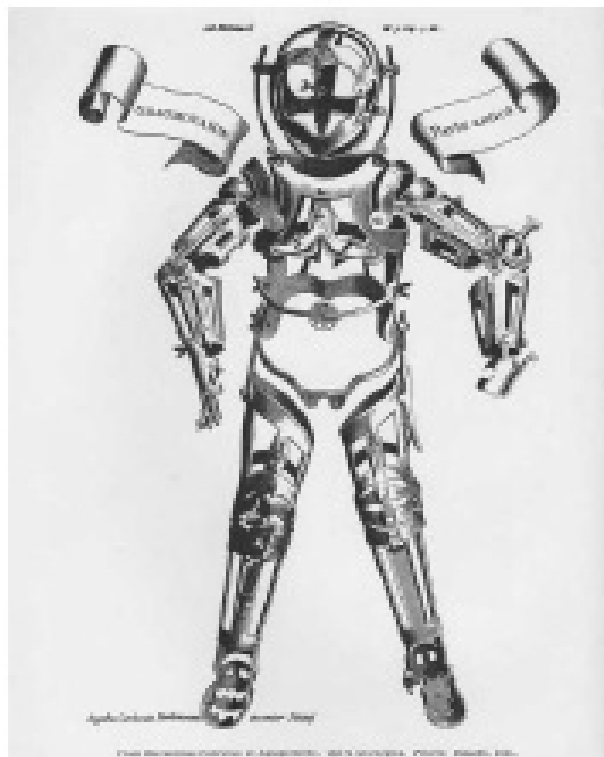
significa reto ou direito e *sis* é um sufixo que indica declinação verbal que representa ação, estado ou qualidade, logo *orthosis* significa endireitar (TERRA; MINAMOTO; JATENE, 2006).

Em relação a evolução das primeiras órteses, são observadas por meio de pinturas da quinta dinastia egípcia. As órteses que permitiam a estabilização do joelho, é considerada como o dispositivo mais antigo já descoberto em sítios arqueológicos, datado entre 2750 a 2625 a.C. (EDELSTEIN; BRUCKNER, 2006; NORTON, 2007).

A Escola médica da Universidade de Bolonha, que é uma das mais antigas universidades européias, destacou-se ao longo da alta idade média, por volta do ano de 1200 d.C. na área das órteses com o médico Ambroise Paré, que criou sapatos ortopédicos, órteses para fraturas, espartilhos vertebrais para indivíduos acometidos por encurvamento anormal da coluna vertebral (escoliose), órteses para aliviar dores na articulação do quadril-coxa (coxalgia), dentre outras. (RODRIGUES, 2012).

A (Figura 3.5) é uma ilustração elaborada por Hieronymus Fabricius em seu manual de 1592, que representava um dispositivo ortético para contraturas da cabeça, tronco e membros, inspirado em armaduras medievais. A mesma foi publicada primeiramente no livro *Opera Chirurgica* (SEYMOUR, 2002).

Figura 3.5 – Órtese para contraturas de Hieronymus Fabricius

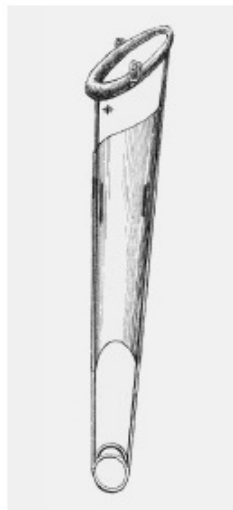


Fonte: (SEYMOUR, 2002).

O médico Hug Owen Thomas criou uma órtese corretora da articulação do quadril, joelho e tornozelo (Figura 3.6) denominada Thomas Splint, em 1865, isso no final da idade

moderna. Atualmente, seu dispositivo ortético tornou-se fundamental em setores hospitalares que atendem urgências médicas e ortopedia (ROBINSON; O'MEARA, 2009).

Figura 3.6 – Órtese Thomas Splint de Hug Owen Thomas



Fonte: (ROBINSON; O'MEARA, 2009).

Em meados dos séculos XIX e XX, em decorrência da revolução industrial e das inúmeras guerras civis e das guerras mundiais, aumentou-se a necessidade de investimentos em Ortoprotesia, por causa dos traumas neurológicos e/ou ortopédicos decorrentes dos combates armados nas guerras e dos acidentes de trabalho ocorridos nas fabricas (SEYMOUR, 2002).

Com criação da metodologia de Desenho Assistido por Computador e Manufatura Auxiliada por Computador em 1970, os desenvolvimentos de projetos em ortopresia receberam a cooperação de profissionais de várias áreas, tais como médicos, engenheiros e designers, com o intuito de promover melhor qualidade de vida, assim, os materiais utilizados para a confecção também foram alterados ao longo dos anos, quanto à sua resistência, maleabilidade e leveza (RODRIGUES, 2012).

Assim, partindo desse contexto histórico sobre o desenvolvimento desses dispositivos ortéticos, alguns modelos de órteses atualmente foram desenvolvidas para serem utilizados no tronco, quadril e membros inferiores. Tais modelos são apresentados a seguir.

3.4 MODELOS ORTÉTICOS PARA USO NO QUADRIL E MEMBROS INFERIORES

Os dispositivos ortéticos podem ser classificados, quanto à fixação de seus movimentos articulares em estáticos ou dinâmicos. Estáticos, quando impossibilitam a movimentação articular por não apresentar partes móveis. Dinâmicos ou funcionais, quando possuem

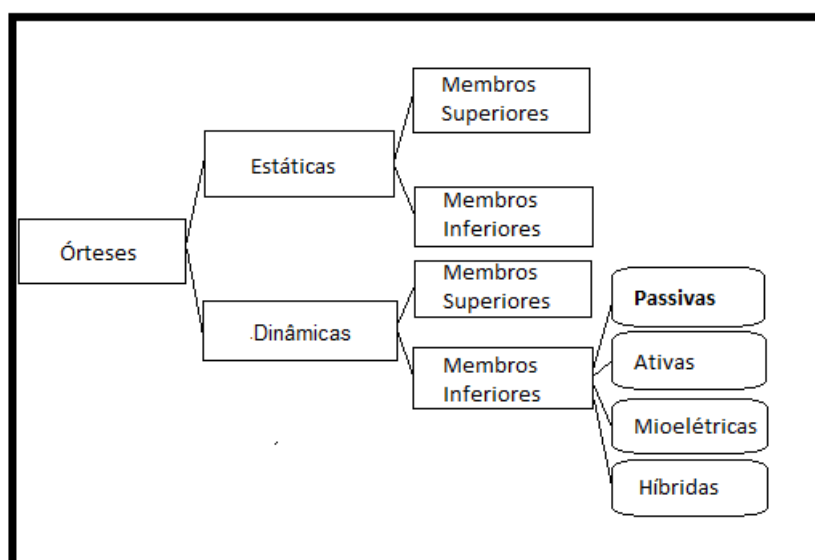
partes móveis para propiciar o movimento articular mediante acionamento mecânico ou elétrico (RODRIGUES, 2012).

As órteses estão classificadas, quanto ao seu acionamento como passivas ou ativas (Figura 3.7). Passivas quando são acionadas por atuadores mecânico que podem travar e destravar as articulações envolvidas no movimento do tronco, quadril e membros inferiores. São ativas quando possuem acionamento por atuadores elétricos, pneumáticos, hidráulicos ou magnéticos em suas articulações, além de diversos sensores, sistemas de controle e fonte de energia. (DOLLAR; HERR, 2007; ARAUJO, 2010; BARBOSA, 2011).

As órteses passivas, podem possuir sistemas de transmissão de forma ou de atrito, que se utilize de correias, cabos, correntes, chavetas, polias, parafuso de transmissão, acoplamentos, engrenagens ou cames. (COBB, 1935; BANALA *et al.*, 2004; SANTOS, 2009; YUSA *et al.*, 2010; MATOS, 2011; JÚNIOR, 2015).

As órteses também são classificadas conforme o grupo de membros com os quais trabalha. Nesse caso, o foco de estudo da pesquisa será direcionado para aqueles dispositivos ortéticos dinâmicos passivos que atuam nas articulações do quadril, joelho, tornozelo e pé, que também são denotados por HKAFO, sigla proveniente desses termos em língua inglesa: *Hip, Knee, Ankle and Foot Orthoses* (DOLLAR; HERR, 2007).

Figura 3.7 – Classificação da órtese quanto à função.



Fonte: Adaptada de (SANTOS, 2009).

Há um registro histórico, datado de 1890, de um dispositivo ortético mecânico do tipo exoesqueleto acionado por molas de lâmina e constituído por arcos longos paralelos aos membros inferiores (Figura 3.8), construído por Yagn, para diminuir o impacto do tronco, quadril e membros inferiores com o solo, aumentando o desempenho muscular durante uma corrida (DOLLAR; HERR, 2008).

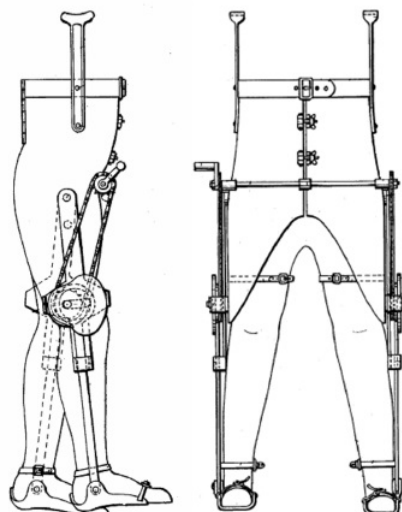
Figura 3.8 – Dispositivo ortético mecânico do tipo exoesqueleto de Yagn (1890).



Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008).

O primeiro registro científico de um dispositivo ortético dinâmico passivo que atua nos membros inferiores (Figura 3.9), é de uma patente de George L. Cobb, em 1934. Esse dispositivo auxiliava na locomoção de indivíduos com alguma deficiência motora nas articulações do quadril, joelho, tornozelo e pé, possibilitando também que o usuário realizasse um movimento similar ao da marcha humana com o auxílio de muletas. Entretanto, era acionado pela força motora gerada pela força muscular exercida pelo braço do usuário ao movimentar uma manivela no dispositivo, que movia um sistema de transmissão de correntes e polias acopladas um mecanismo came/seguidor, que por sua vez, impelia o movimento oscilatório das pernas (COBB, 1935).

Figura 3.9 – Dispositivo ortético dinâmico passivo patenteado por Cobb em 1934.



Fonte: Adaptada de (COBB, 1935).

O engenheiro mecânico cirílico-sérvio Miomir Vukobratovic foi um dos pioneiros no desenvolvimento de pesquisas com dispositivos ortéticos com atuadores hidráulicos para realizar o movimento das articulações do quadril e do joelho, para medir parâmetros cinemáticos da marcha humana, que celeremente evoluiu para a pesquisa de mecanismos robóticos ortéticos com a capacidade de realizar a locomoção bípede de seu usuário (Figura 3.10) (VUKOBRATOVIC; HRISTIC; STOJILJKOVIC, 1974).

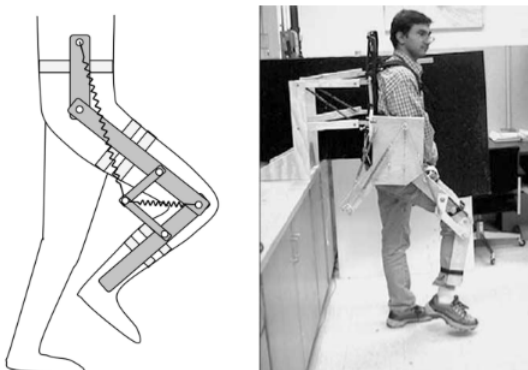
Figura 3.10 – Dispositivo ortético dinâmico ativo de Vukobratovic.



Fonte: (VUKOBRATOVIC; HRISTIC; STOJILJKOVIC, 1974).

Uma patente do dispositivo ortético passivo (Figura 3.11) utilizando-se de paralelogramo auxiliar aliado a um sistema de molas, com o intuito de alcançar equilíbrio gravitacional do quadril e membro inferior através de sua estrutura fixa, foi registrada por Sai K. Banala e sua equipe de pesquisadores em 2004. O dispositivo auxilia na reabilitação da marcha de indivíduos com fraqueza muscular grave, devido às deficiências de movimento decorrentes de acidente vascular cerebral, reduzindo ou eliminando os efeitos de gravidade. (BANALA *et al.*, 2004).

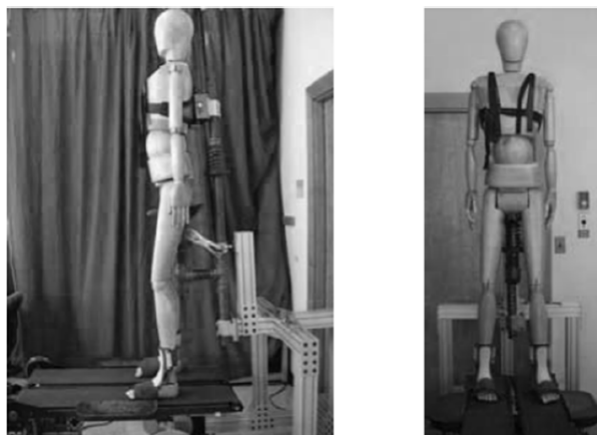
Figura 3.11 – Dispositivo ortético dinâmico passivo de Banala.



Fonte: Adaptada de (BANALA *et al.*, 2004).

O projeto MIT-Skywalker (Figura 3.12), desenvolvido no Instituto de Tecnologia de Massachusetts, usa dois sistemas independentes acoplando uma esteira com um mecanismo came/seguidor, sendo um dispositivo robótico para reabilitação do caminhar humano inspirado no conceito de andadores passivos, que são dispositivos puramente mecânicos e sem atuadores, sensores ou controladores. Foi elaborado para estudos e reabilitação da marcha em declive (BOSECKER; KREBS, 2009).

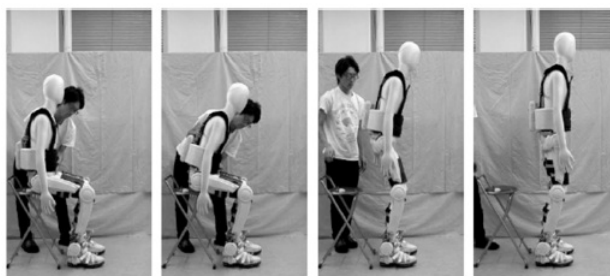
Figura 3.12 – Dispositivo robótico dinâmico passivo MIT-Skywalker.



Fonte: (BOSECKER; KREBS, 2009).

Uma equipe de pesquisadores japoneses em bioengenharia da Universidade de Shinshu, em Ueda, liderada pelo Dr. Atsushi Tsukahara, desenvolveu um dispositivo robótico dinâmico ativo movido por engrenagens e motores elétricos, denominado Robot Suit HAL (Figura 3.13), possibilitando que o paraplégico por lesão medular se levante e abaixe com independência e autonomia, perfazendo o movimento de marcha. Todavia, HAL é uma sigla para o termo inglês *Hybrid Assistive Limb* (TSUKAHARA; HASEGAWA; SANKAI, 2009).

Figura 3.13 – Dispositivo robótico dinâmico e ativo Robot Suit HAL.

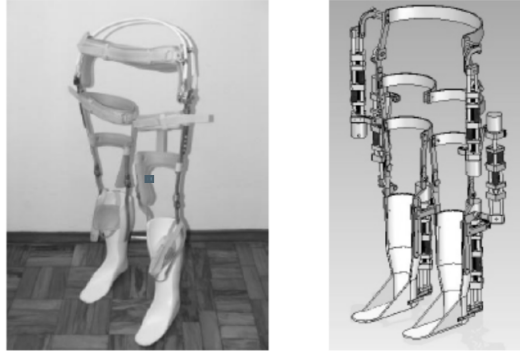


Fonte: (TSUKAHARA; HASEGAWA; SANKAI, 2009).

Uma órtese tornozelo-pé ativa foi utilizada como modelo para a construção de um protótipo do atuador elástico em série (Figura 3.14). Os componentes do atuador e órtese foram projetados e simulados no CAD Solid Edge®, cujos atuadores são do tipo elásticos,

estando acoplados em série nessa órtese, permitindo o usuário executar os movimentos de flexão e extensão para se sentar ou levantar com equilíbrio e autonomia, onde o controle de força, impedância e posição é realizado por uma interface desenvolvida em Borland Builder C++ (JARDIM, 2009)

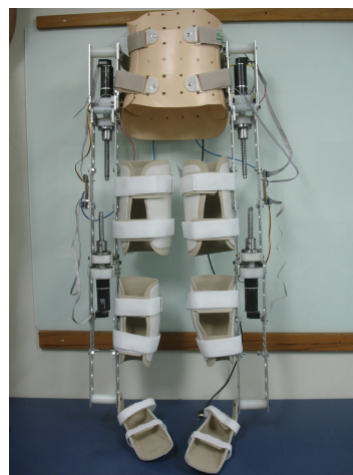
Figura 3.14 – Dispositivo ortético dinâmico ativo com atuadores elásticos em série.



Fonte: Adaptada de (JARDIM, 2009).

Um protótipo de órtese ativada por um sistema de transmissão de engrenagens e motores elétricos, com um sistema eletrônico embarcado, foi desenvolvido pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do Departamento de Engenharia de Computação e Automação (DCA) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) para reproduzir alguns dos movimentos da marcha humana dos membros inferiores como andar em linha reta, sentar, levantar, subir e descer degraus, afim de proporcionar a capacidade de caminhar para pessoas que perderam os movimentos parciais ou total dos membros inferiores (Figura 3.15) (ARAUJO, 2010).

Figura 3.15 – Dispositivo ortético desenvolvido pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN.

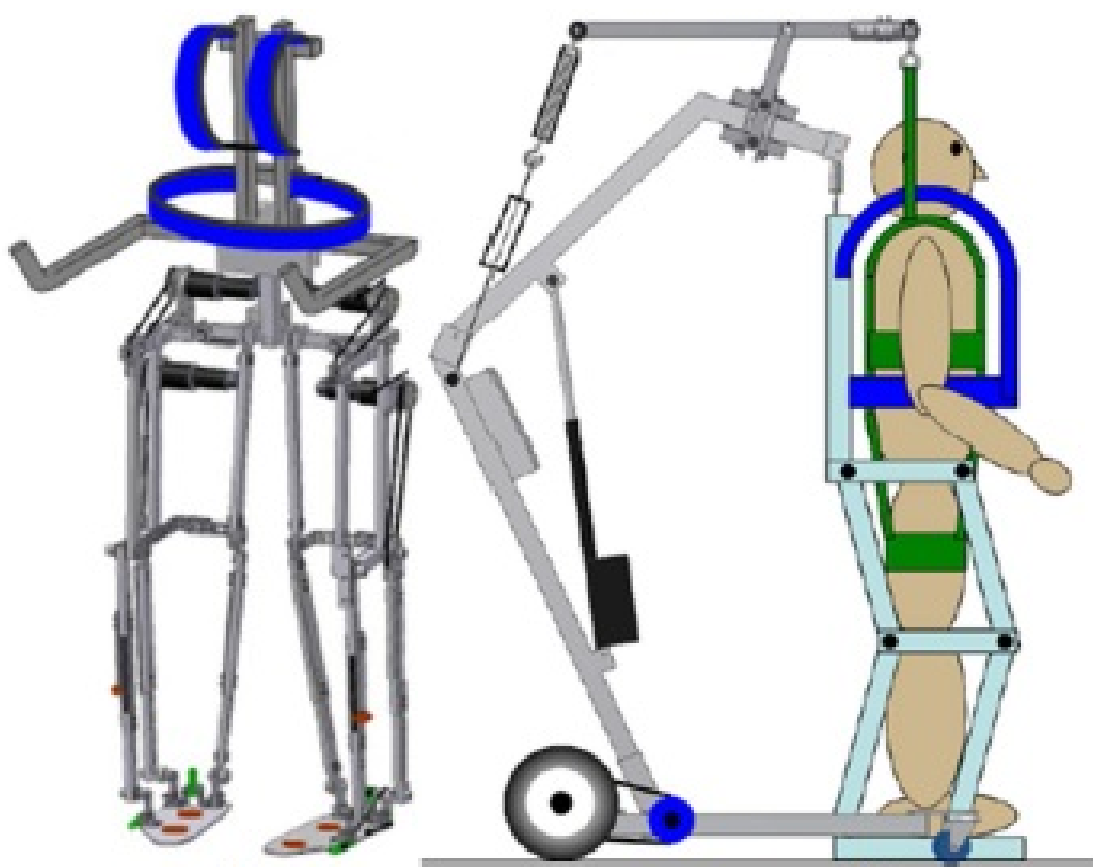


Fonte: Adaptada de (ARAUJO, 2010).

Também foi desenvolvido um dispositivo robótico com acionamento mecânico aci-

onado por polias e correias e mecanismo came/seguidor pelo grupo de pesquisadores chefiados pelo Dr. Hirokazu Yusa, junto ao Instituto de Tecnologia Shibaura, no Japão, tendo como função, auxiliar a reabilitação neurológica no ato de caminhar atendendo as necessidades de pacientes com deficiência motora. Usou-se de um elevador de cargas acionado por cabo de aço interligado ao dispositivo para usuários paraplégicos por lesão medular (Figura 3.16) (YUSA *et al.*, 2010).

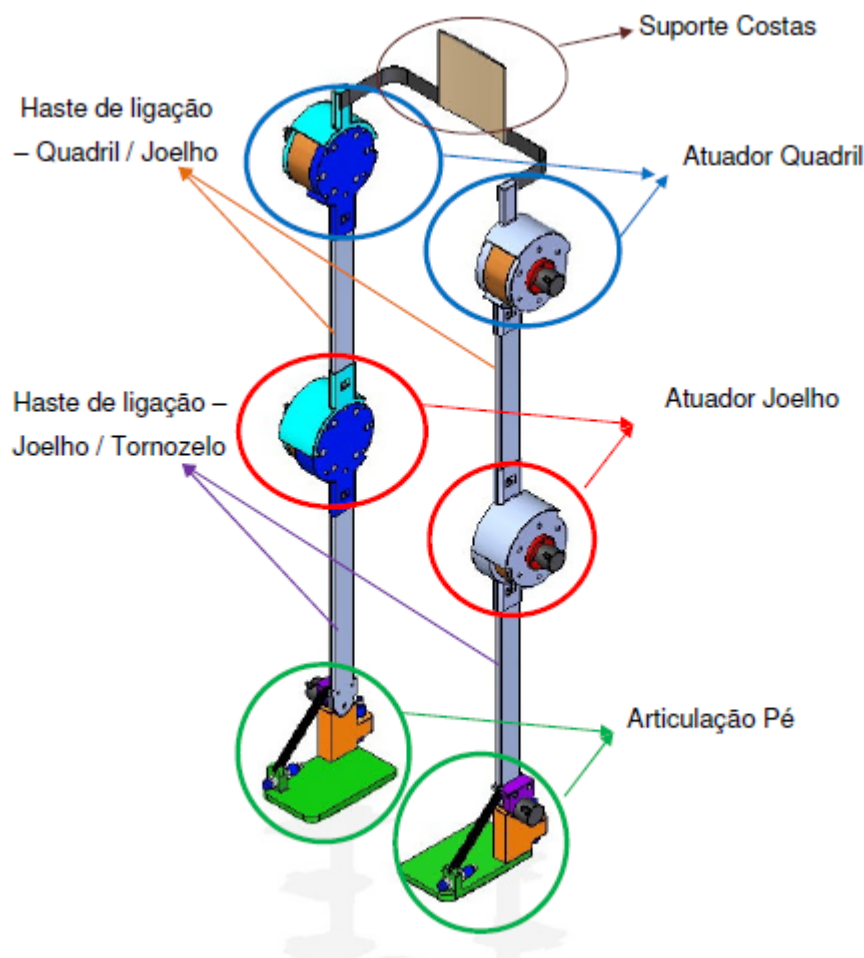
Figura 3.16 – Dispositivo robótico com acionamento mecânico.



Fonte: (YUSA *et al.*, 2010).

Desenvolveu-se um projeto mecânico de dispositivo robótico ativo do tipo exoesqueleto (Figura 3.17) foi desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (USP), capaz de realizar marcha, sentar, levantar, subir e descer escadas, para paraplégicos sem movimentação da cintura para baixo, devido a LR entre T2 e L1, desde que não tenha comprometido a mobilidade do tronco e membros superiores (SANTOS, 2011).

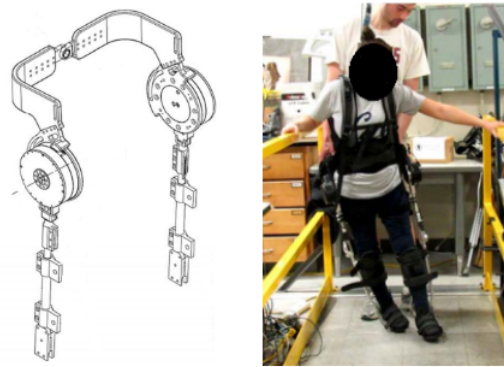
Figura 3.17 – Dispositivo robótico ativo do tipo exoesqueleto desenvolvido pelo PRM/USP.



Fonte: (SANTOS, 2011).

Um projeto inicial de um dispositivo exoesquelético (Figura 3.18) foi desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Minnesota como um novo conceito de órtese híbrida para restaurar a caminhada de pessoas com lesão da medula espinhal. Então, quando o usuário está sentado na CR, a amplitude do quadril e o joelho estão flexionados, mas se o mesmo se levanta com o auxílio do dispositivo, logo o quadril e o joelho deverão estar estendidos. Os principais componentes do projeto foram os de armazenamento de energia e bloqueio de juntas. Molas mecânicas, de gás e cilindros de ar pneumáticos foram selecionadas e usadas para armazenar energia que impulsiona a extensão do tronco através do quadril e o retorno ao equilíbrio das articulações coxofemural do quadril e joelho. As molas mecânicas foram omitidas a partir deste projeto, optando-se por uma combinação de mola a gás e de um sistema de transferência de energia pneumática (JEONG, 2014).

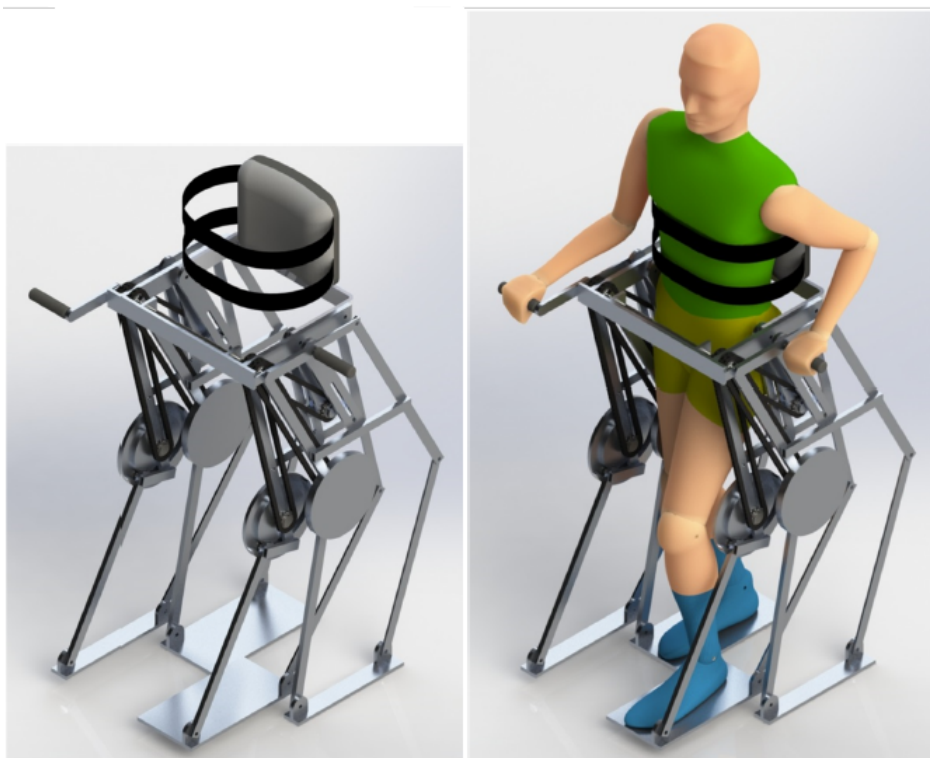
Figura 3.18 – Dispositivo robótico ativo do tipo exoesqueleto desenvolvido pelo PRM/USP.



Fonte: Adaptada de (JEONG, 2014).

Um projeto de dispositivo robótico do tipo exoesqueleto (Figura 3.19) foi desenvolvido na Faculdade de Engenharia Mecânica (FEM) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), sendo sua estrutura formada por quatro pernas. Cada perna é formada por uma cadeia-paralela, onde os respectivos elementos de transmissão manivela/balancim e came/seguidor são responsáveis pelos movimentos oscilatório da perna e por manter o pé na trajetória escolhida, promovendo a sustentação, estabilidade, autonomia e segurança no tronco, quadril e membros inferiores, auxiliando na marcha de pessoas com paraplegia ou deficiência motora (Júnior, 2015).

Figura 3.19 – Dispositivo robótico passivo do tipo exoesqueleto desenvolvido pela FEM/UFU.



Fonte: Adaptada de (Júnior, 2015).

Após a apresentação desses dispositivos ortéticos já desenvolvidos para auxiliar na reabilitação dos movimentos do tronco, quadril e membros inferiores de indivíduos paraplégicos por LR ou aqueles acometidos de acidente vascular cerebral, dentre outros problemas de saúde e para uma melhor compreensão da funcionalidade do dispositivo proposto na pesquisa, faz-se necessário a investigação de um modelo matemático que determinará as equações que envolvam as coordenadas generalizadas das juntas associadas às articulações do tronco através do quadril e àquelas presentes nos membros inferiores.

São observados dados antropométricos, tais como medidas de comprimento e massa segmentar, além de dados cinemáticos e cinéticos analisados através da variação das energias cinética e potencial gravitacional em função do tempo durante os movimentos de extensão ou flexão do sistema mecânico do dispositivo ortético associado ao sistema biomecânico do corpo humano.

Através dessas equações, é possível determinar as posições e velocidades das juntas motoras do mecanismo associadas aos movimentos articulares do joelho, bem como calcular os torques exercidos pelo sistema de transmissão, para auxiliar o paraplégico se levantar ou sentar na CR, com o auxílio de um dispositivo ortético passivo que atue paralelamente aos segmentos do tronco, articulado pelo quadril e dos segmentos dos membros inferiores, com o propósito de proporcionar-lhe maior autonomia durante a mobilidade para a posição vertical.

Capítulo 4

MODELAGEM MATEMÁTICA DO DISPOSITIVO

4.1 INTRODUÇÃO

Alguns conceitos básicos de mecânica e robótica serão necessários para elaboração do modelo matemático que descreva os movimentos realizados pelo dispositivo ortético proposto (UICKER; PENNOCK; SHIGLEY, 2003; ROSÁRIO, 2005). Os quais são:

- Elos: Elementos mecânicos que formam uma cadeia de movimentos em dispositivos robóticos. São numerados a partir da base fixa, denominada por elo zero, depois tem-se o primeiro elo movel, o segundo, um a um, assim sucessivamente, até o último elo do dispositivo.
- Juntas: São as ligação entre dois elos consecutivos de um dispositivo robótico. Podem ser classificadas quanto ao movimento de rotação (juntas de revolução) quando a variável será o ângulo formado entre os dois elos, onde o seu eixo coincide com o eixo longitudinal dos elos. Se o movimento for linear (juntas prismáticas), a variável será dada pela variação da extensão entre dois elos observados quanto ao comprimento final em seu eixo transversal;
- Inércia: Propriedade dos elos e juntas de um dispositivo robótico manterem o seu estado de repouso ou de movimento;
- Espaço operacional: Lugar geométrico onde as configurações das posições alcançadas pelos elos e juntas de um dispositivo robótico estão definidas durante o movimento;
- Cinemática: Estuda a posição, velocidade e aceleração dos elos e juntas quanto a geometria do dispositiivo robótico, na realização de movimentos translacionais e rotacionais. Pode ser classificada em cinemática direta ou inversa, onde a primeira determina a posição e orientação da extremidade do último elo do dispositivo robótico

através das variáveis angulares de suas juntas e a segunda, determina as variáveis angulares das juntas por meio da posição e orientação da extremidade do último elo do dispositivo robótico;

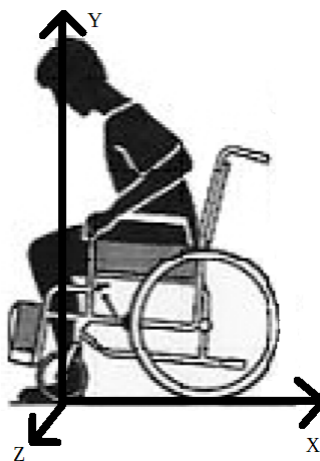
- Dinâmica: Estuda as forças que causam os movimentos de translação e de rotação nos dispositivos robóticos, possibilitando obter equações de controle das mesmas;
- Estática: Estuda o equilíbrio das forças atuantes sobre elos em repouso de um dispositivo robótico;
- Cadeia cinemática aberta: quando dois elos quaisquer da cadeia de um dispositivo robótico se conectam somente por meio de um único percurso;
- Cadeia cinemática fechada: Quando não há um único percurso entre a base e a outra extremidade do dispositivo robótico, porque existem mais de dois elos conectados entre si.
- Cadeia cinemática parcialmente fechada: apresentam parte da cadeia aberta, com dois elos quaisquer da cadeia se conectando por meio de um único percurso e parte fechada, quando existem mais de dois elos conectados entre si.
- Graus de liberdade (GDL): É determinado pelo número de juntas do dispositivo robótico de cadeia aberta, indicando o número de elos independentes necessários para a completa descrição da configuração do dispositivo. Quanto as cadeias fechadas e parcialmente fechada, seu GDL depende também da configuração do mecanismo robótico. É obtido pelo critério de Grübler, que determina o GDL de uma cadeia cinemática pela equação $M = 3L - 2J - 3G$, onde M é a mobilidade do dispositivo, ou GDL, L corresponde ao número de elos, J ao número de juntas e G ao número de interligações entre os elos. Em língua inglesa, é denominado como *Degrees of Freedom (DOF)*;
- Estrutura cinemática serial de dispositivos robóticos: É dita serial quando possui uma cadeia cinemática aberta.
- Estrutura cinemática paralela de dispositivos robóticos: É dita paralela quando possui uma cadeia cinemática fechada ou parcialmente fechada, geralmente apresenta entre três as seis graus de liberdade.
- Mecanismo: Trata-se de um dispositivo robótico de cadeia cinemática aberta, fechada ou parcialmente fechada, onde um dos seus elos estará fixado com pelo menos um GDL, transmitindo ou transformando movimentos. O mesmo apresenta inversão, se somente se, ao fixar cada um dos seus elos, obtém-se um mecanismo diferente.
- Trajetória de um mecanismo: É uma sequência geométrica ponto-a-ponto com espaçamentos físicos ínfimos que determinam as posições assumidas pelo extremidade

do último elo do mecanismo durante sua movimentação, necessária para verificar se o dispositivo cumpriu os objetivos esperados quanto ao seu deslocamento no espaço de trabalho definido para os seus elos e juntas.

- Sistema de transmissão de um dispositivo robótico: Se encarrega da transmissão de potência de rotação ou torque entre os elementos de um mecanismo. Ocorre através do atrito entre elementos rotativos tais como chavetas, cames, acoplamentos entre engrenagens, acoplamentos entre engrenagens e correias, correntes ou cabos, acoplamentos entre polias e correias, correntes ou cabos, assim quanto ao atrito de elementos lineares, tais como o uso de cremalheiras e dos parafusos de potência.

Na busca por um modelo matemático do dispositivo robótico a ser desenvolvido, primeiramente será necessário definir um sistema referencial inicial, quanto à posição dos seus eixos e do ponto de origem O . Será adotado o sistema referencial XYZ , onde o ponto de origem $O = (0,0)$ será a determinado pela posição dos pés do paraplégico, paralelamente posicionados e apoiados horizontalmente ao solo quando estiver usando a CR (Figura 4.1). Esse ponto servirá para determinar a Posição Zero (no inglês: *Home Position*) quanto aos elos da perna e da coxa e tronco, conforme o posicionamento de suas articulações, descrevendo os movimentos de flexão ou extensão. Os movimentos das juntas e articulações serão representados em torno do eixo z no plano sagital XY , para o espaço tridimensional XYZ .

Figura 4.1 – Sistema de coordenada de referência XYZ.

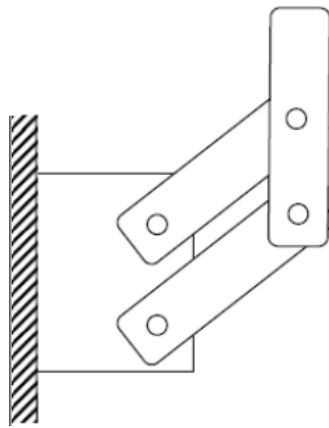


Fonte: Adaptada de (ORTOBRAS, 2008).

É importante ressaltar que durante o movimento de flexão ou extensão corporal realizado através do dispositivo proposto, o paraplégico terá maior estabilidade para se levantar ou sentar na CR, se o centro de gravidade do tronco desenvolver apenas deslocamentos translacionais paralelos à ordenada do sistema referencial adotado, ou seja, que o elo do mecanismo paralelo ao tronco se mova somente na vertical em relação ao solo, aqui representado pelo eixo x do sistema referencial ((CUNHA; TANAKA, 2012).

No modelo de configuração mecânica para o dispositivo ortético, um mecanismo robótico paralelogramo (Figura 4.2) formado por uma cadeia cinemática parcialmente fechada de quatro barras interligadas e com quatro articulações, estando duas delas fixas, será suficiente para auxiliar um paraplégico nos movimentos de extensão ou flexão de seus segmentos corporais, também atendendo as especificações clínicas e de segurança desejados. Esse dispositivo terá apenas um GDL, pois pelo critério de Grübler, $M = 3x4 - 2x4 - 3x1 = 1$ (CARRACA, 2015).

Figura 4.2 – Representação de mecanismo robótico paralelogramo de cadeia cinemática parcialmente fechada com um GDL.

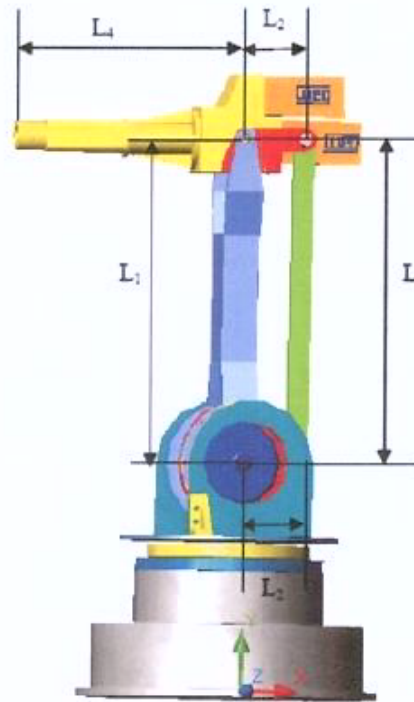


Fonte: Adaptada de (CARRACA, 2015).

A modelagem matemática, com equações que descrevam os movimentos de rotação e translação do dispositivo ortético, será desenvolvida usando-se da cinemática direta, onde é definido o espaço operacional das variáveis das juntas paralelas às articulações, determinando assim, os deslocamentos das variáveis das posições cartesianas dos elos móveis paralelos aos segmentos corporais, usando-se do conceito de transformações homogêneas (ASADA; SLOTINE, 1986).

O modelo mecânico do dispositivo ortético foi inspirado em um modelo de braço robótico revolutivo (Figura 4.3) de cadeia cinemática parcialmente fechada na forma de paralelogramo, possuindo quatro articulações e quatro elos e um grau de liberdade, acionado apenas por um motor. Tal dispositivo possibilita que ao acionar um determinada elo próximo a base, os demais elos também serão movimentados, proporcionando uma redução da inércia e aumento da velocidade (SANTOS, 2009).

Figura 4.3 – Representação do braço robótico paralelogramo revolutivo de cadeia cinemática parcialmente fechada com um GDL.



Fonte: (SANTOS, 2009).

Porém, uma proposta de um modelo matemático e uma análise cinemática e cinética para um dispositivo ortético robótico passivo com mais graus de liberdade, que também contemple os movimentos de abdução e adução e/ou rotações interna e externa para a coxa e/ou tronco será deixada para estudos futuros.

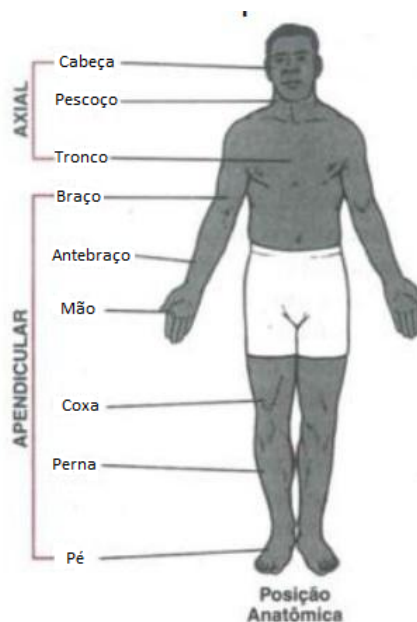
A próxima seção apresenta uma análise posicional para a configuração mecânica do dispositivo ortético, em relação aos movimentos de rotação realizados por suas juntas que atuam paralelamente às articulações coxofemural e joelho, determinando assim, o seu espaço operacional de atuação e a trajetória da extremidade superior do elo do tronco indicada pelo vetor $\vec{S}$, a ser determinado.

4.2 ESPAÇO OPERACIONAL DO DISPOSITIVO

Segundo análise cinesiológica, o corpo humano se divide em nove segmentos distintos (Figura 4.4), sendo três axiais únicos (Cabeça, Pescoço e Tronco) e seis apendiculares duplos (Braço, Antebraço, Mão, Coxa, Perna e Pé. Para simplificar a descrição cinesiológica e anatômica do corpo humano, a parte superior ao quadril que corresponde aos segmentos da cabeça, tronco, braço, antebraço e mão de um indivíduo paraplégico serão identificados apenas por tronco. Tem-se também o segmento da coxa. Já quanto aos segmentos corres-

pondentes a perna, tornozelo e pé, estes serão nomeados apenas por perna (HAMILL, 1999).

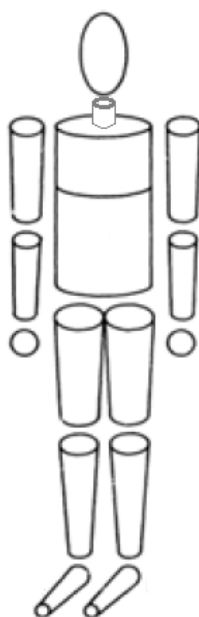
Figura 4.4 – Divisão cinesiológica do corpo humano.



Fonte: Adaptada de (HAMILL, 1999).

Segundo uma análise biomecânica, o corpo humano é modelado por mecanismos compostos de elementos rígidos de forma esférica, cônica e cilíndrica (Figura 4.5), sendo segmentos acoplados por articulações. (HAVANAN, 1964; BARBOSA, 2011; BATISTA, 2013).

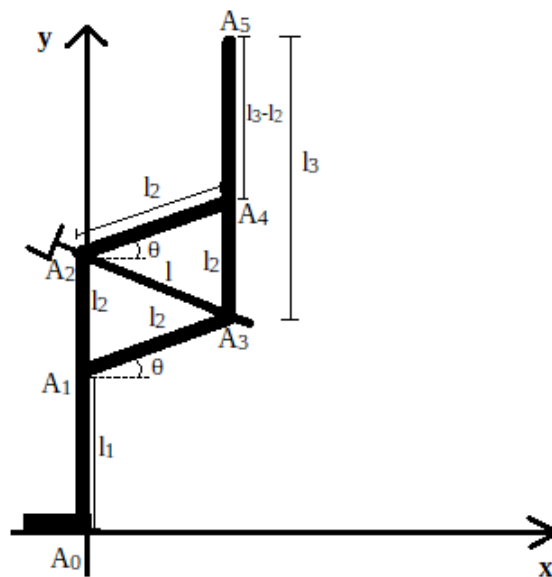
Figura 4.5 – Segmentação antropométrica do corpo humano por sólidos geométricos.



Fonte: Adaptada de (HAVANAN, 1964).

A (Figura 4.6) representa um esboço plano simples do dispositivo ortético proposto, quanto às dimensões antropométricas necessárias para se obter o espaço de configurações e aos movimentos realizados pelos seus elos e juntas, onde as medidas do comprimento do elo da perna, assim como dos elos da coxa e tronco serão representadas por l_1 , l_2 e l_3 . A posição angular das juntas paralelas à articulação do joelho, que acionará as demais, será expressa pela variável angular theta.

Figura 4.6 – Representação do dispositivo ortético e suas dimensões antropométricas.



Fonte: Elaborada pelo autor.

A cadeia parcialmente fechada do dispositivo será formada pela base fixa do elo paralelo à perna e pelos elos móveis paralelos à coxa e do elo do tronco, interligados por juntas paralelas às articulações do joelho e à coxofemural.

O sistema de transmissão será acionado por roscas e um parafuso de potência, que é um elemento mecânico usado para transformar o movimento angular em linear, transmitindo potência para levantar e baixar cargas (NORTON, 2013). Possui comprimento l , estando acoplado a uma manivela. Esse sistema será melhor detalhado no decorrer do presente capítulo.

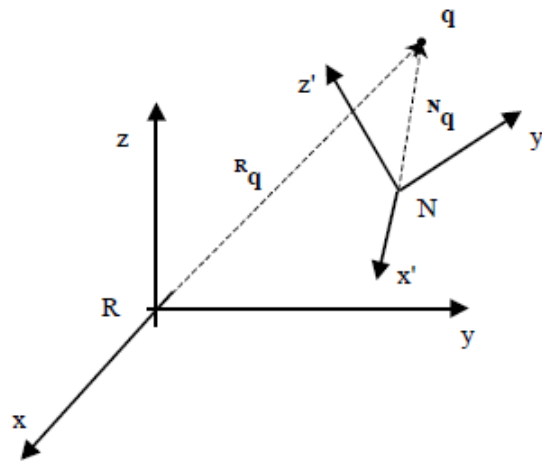
O elo associado à perna terá posição fixa junto a base vertical das rodas de direcionamento da CR, já as posições dos elos associados à coxa e tronco variam conforme as posições angulares do espaço de configurações das juntas, possibilitando uma análise do espaço de configurações do mecanismo. Tais posições podem ser obtidas por análise geométrica veto-

rial direta, entretanto, a representação algébrica utilizando-se de transformações homogêneas, além de ser mais genérica, também apresenta a orientação do movimento desses elos de acordo com a variação das posições das juntas no sistema referencial adotado (NIKU, 2010).

4.2.1 TRANSFORMAÇÃO HOMOGÊNEA

De forma geral, um vetor $\vec{q}$ no espaço pode ser descrito de diferentes maneiras, dependendo do referencial adotado (Figura 4.7). Por exemplo, o vetor $\vec{q} = (x, y, z)$ está representado geometricamente no sistema referencial R e após movimentos translacionais e/ou rotacionais em relação aos seus eixos, terá uma nova representação $\vec{q} = (x', y', z')$ em relação aos novos eixos x' , y' e z' do sistema referencial N (ASADA; SLOTINE, 1986).

Figura 4.7 – Representação geométrica do vetor $\vec{q}$ nos sistemas referenciais R e N .

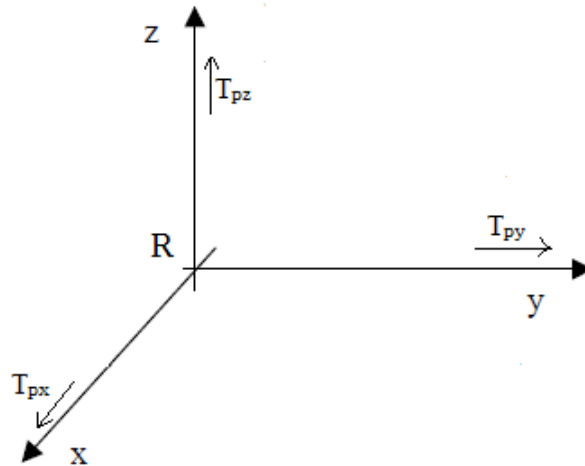


Fonte: Adaptada de (ASADA; SLOTINE, 1986).

O conceito de vetor está frequentemente associado ao deslocamento de um ponto em um sistema referencial para uma determinada direção e sentido. Ao movimentar um vetor no espaço, modifica-se suas coordenadas cartesianas. Esse processo é denominado de transformação geométrica no espaço (NIKU, 2010).

Uma matriz de transformação geométrica que representa os movimentos de translação, ou simplesmente matriz de translação, é aquela que, após ser multiplicada a um vetor $\vec{q} = (x, y, z)$ no espaço, conserva a sua direção e modifica sua posição, em relação as coordenadas iniciais nos eixos x , y e z (Figura 4.8) (ASADA; SLOTINE, 1986).

Figura 4.8 – Representação geométrica de uma direção para a translação de um vetor no sistema XYZ



Fonte: Adaptada de (ASADA; SLOTINE, 1986).

Uma translação em apenas um dos eixos do sistema referencial é determinada pelas matrizes (4.1), (4.2) e (4.3) a seguir:

$$T_{p_x} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & p_x \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$$T_{p_y} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & p_y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

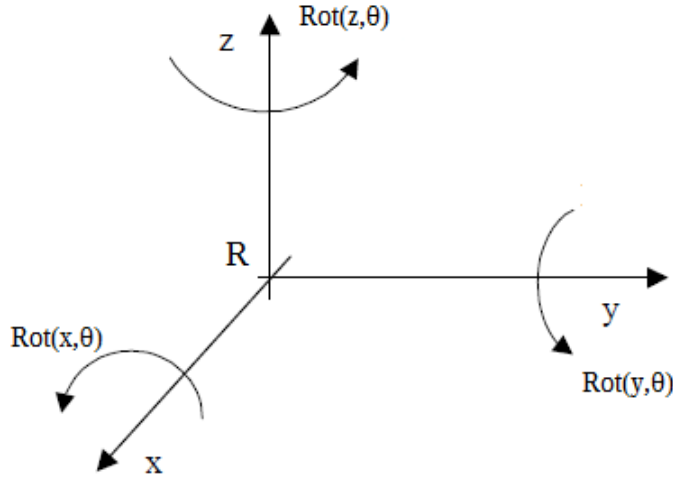
$$T_{p_z} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Entretanto, uma matriz de translação simultânea em todos os eixos x , y e z pode ser expressa por:

$$T_{p_{xyz}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & p_x \\ 0 & 1 & 0 & p_y \\ 0 & 0 & 1 & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Já uma matriz de transformação que representa os movimentos de rotação, também denominada apenas por matriz de rotação, é aquela que ao ser multiplicada a um vetor $\vec{q} = (x, y, z)$ no espaço, modifica somente sua direção e não o seu módulo $\|\vec{q}\| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$, em relação aos eixos x , y e z (Figura 4.9) (NIKU, 2010).

Figura 4.9 – Representação geométrica de uma direção para a rotação de um vetor no sistema R



Fonte: Adaptada de (ASADA; SLOTINE, 1986).

As matrizes de rotação em relação aos eixos do sistema de referência estão representadas pelas matrizes (4.5), (4.6) e (4.7) a seguir:

$$Rot(x, \theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

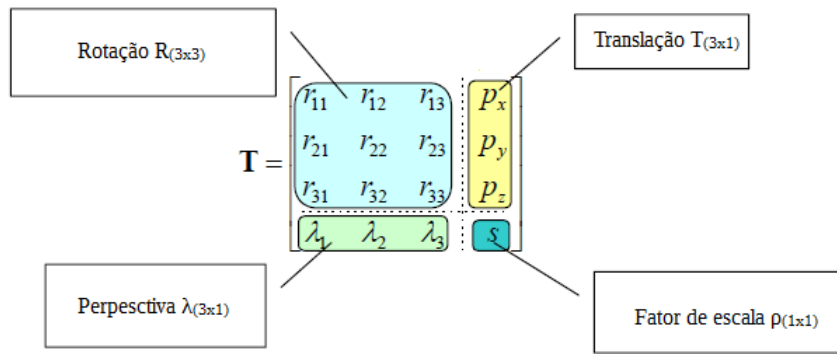
$$Rot(y, \theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$Rot(z, \theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Generalizando, T_i^{i-1} é uma matriz 4×4 e representa uma transformação homogênea, por tratar-se de uma matriz global que concatenam matrizes de rotação e translação de vetores em XYZ através de pós-multiplicações, podendo ser separada em quatro submatrizes.

Primeiramente, a submatriz $R_{3 \times 3}$ corresponde às rotações e representa a orientação do movimento do vetor. A submatriz $T_{3 \times 1}$ descreve o ponto de origem e sua translação no sistema. A submatriz $\lambda_{1 \times 3}$ refere-se ao efeito de perspectiva. Como esse efeito não é relevante para a presente pesquisa, será admitido valores zero para todos os seus elementos. Já a submatriz $\rho_{1 \times 1}$, determina o fator de escala, sendo atribuído o valor de um, nesse estudo (Figura 4.10) (NIKU, 2010).

Figura 4.10 – Representação da matriz homogênea em relação às suas submatrizes de rotação, traslação, projeção e escala.

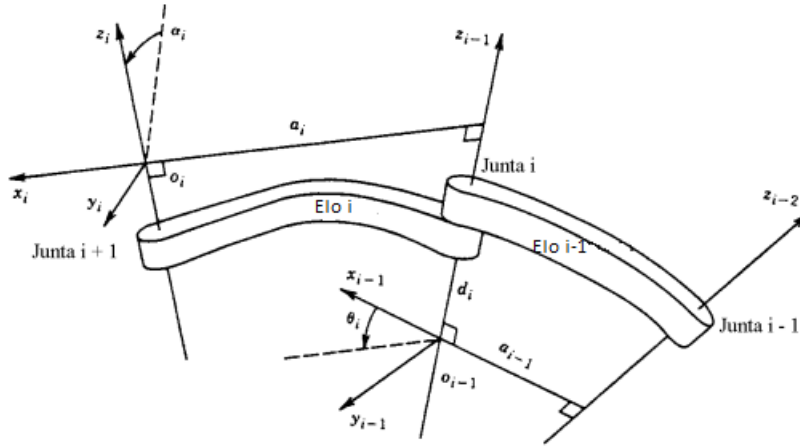


Fonte: Adaptada de (ASADA; SLOTINE, 1986).

Entretanto, o elo móvel i , associado ao movimento angular da junta i do dispositivo robótico realiza uma transformação homogênea representada pela matriz T_i^{i-1} , dando origem ao referencial $i + 1$ (Figura 4.11), segundo a representação de Denavit-Hartenberg, sendo decomposta pela pós-multiplicação de quatro matrizes. (ASADA; SLOTINE, 1986).

- uma rotação lateral T_{δ_i} em torno do eixo de rotação z_{i-1} da junta;
- uma translação T_i do elo de comprimento l_i por toda sua extensão longitudinal no eixo x_i ;
- uma translação T_{d_i} de medida de comprimento d_i quanto ao afastamento transversal das juntas em relação ao eixo z_i , sendo aplicada somente para juntas prismáticas;
- uma rotação T_{λ_i} torcional do elo i quanto a junta i em torno do eixo longitudinal x_i .

Figura 4.11 – Sistema de representação de Denavit-Hartenberg.



Fonte: Adaptada de (ASADA; SLOTINE, 1986).

Portanto, tal transformação geométrica homogênea T_i^{i-1} é descrita pelo produto entre as matrizes de rotação lateral T_{δ_i} em z_{i-1} , translação longitudinal T_l em x_i , translação transversal T_{d_i} em z_{i-1} e a de rotação torcional T_{λ_i} quanto ao elo i , ou seja:

$$T_i^{i-1} = T_{\delta_i} \cdot T_l \cdot T_{d_i} \cdot T_{\lambda_i} \quad (4.8)$$

Logo:

$$T_i^{i-1} = \begin{pmatrix} \cos\delta_i & -\sin\delta_i & 0 & 0 \\ \sin\delta_i & \cos\delta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & l_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\lambda_i & -\sin\lambda_i & 0 \\ 0 & \sin\lambda_i & \cos\lambda_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

Obtendo-se:

$$T_i^{i-1} = \begin{pmatrix} \cos\delta_i & -\sin\delta_i \cdot \cos\lambda_i & \sin\delta_i \cdot \sin\lambda_i & l_i \cos\delta_i \\ \sin\delta_i & \cos\delta_i \cdot \cos\lambda_i & \cos\delta_i \cdot \sin\lambda_i & l_i \sin\delta_i \\ 0 & \sin\lambda_i & \cos\lambda_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

Através da variação das posições das juntas de revolução da coxa e tronco, precisa-se identificar as posições dos seus respectivos elos no espaço operacional cartesiano, também denominado de espaço de trabalho. Para isso, será imprescindível se determinar uma transformação homogênea global que dependa do comprimento l_1 , l_2 e l_3 dos elos paralelos á perna, coxa e tronco e da variação da posição θ , da junta motora associada à articulação do

joelho para representar as posições assumidas por cada elo na configuração mecânica do dispositivo.

4.2.2 ESPAÇO DE TRABALHO E A TRAJETÓRIA DO DISPOSITIVO

A transformação homogênea representada pela matriz (4.2), doravante denominada pela matriz T_i^{i-1} , determinará as posições dos segmentos $A_{i-1}A_i$ correspondente aos elos paralelos ao eixo y no sistema referencial XYZ .

Retornando a (Figura 4.6), as posições assumidas pelos segmentos A_0A_1 e A_1A_2 que são representados pelas matrizes de transformação homogênea T_1^0 e T_2^1 , que pós-multiplicadas, corresponde a posição do elo fixo da perna, paralela ao eixo y no sistema referencial adotado, assim como os segmentos A_3A_4 e A_4A_5 , representados pelas matrizes T_4^3 e T_5^4 , que após multiplicá-las pela matriz correspondente ao elo da coxa à ser determinada, auxiliará na localização das posições assumidas pelo elo do tronco, sendo que o mesmo realizará apenas movimentos translacionais paralelos ao eixo y no plano sagital XY . (ASADA; SLOTINE, 1986).

Tais matrizes são expressas por:

$$T_1^0 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

$$T_2^1 = T_4^3 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

$$T_5^4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_3 - l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

Portanto, observando novamente a (Figura 4.6), percebe-se também que as posições rotacionais dos elos móveis associados á coxa correspondem aos segmentos A_1A_3 e A_2A_4 que serão determinados pela transformação homogênea definida pela matriz T_i^{i-1} em (4.10)

de acordo coma representação de Denavit-Hartenberg, onde:

$$T_3^1 = T_4^2 = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\text{sen}\theta.\cos\lambda_i & \text{sen}\theta.\text{sen}\lambda_i & l_i\cos\theta \\ \text{sen}\theta & \cos\theta.\cos\lambda_i & \cos\theta.\text{sen}\lambda_i & l_i\text{sen}\theta \\ 0 & \text{sen}\lambda_i & \cos\lambda_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

Admitindo que cada junta i do dispositivo ortético é de revolução, então não existirá translação transversal da mesma em z_i , ou seja, $d_i = 0$. Da mesma maneira, não haverá rotação torcional dessa junta em relação ao eixo longitudinal x_i quanto ao elo i , determinando que $\lambda_i = 0$.

$$T_3^1 = T_4^2 = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\text{sen}\theta.\cos 0 & \text{sen}\theta.\text{sen} 0 & l_2\cos\theta \\ \text{sen}\theta & \cos\theta.\cos 0 & \cos\theta.\text{sen} 0 & l_2\text{sen}\theta \\ 0 & \text{sen} 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.15)$$

Representada por:

$$T_3^1 = T_4^2 = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\text{sen}\theta & 0 & l_2\cos\theta \\ \text{sen}\theta & \cos\theta & 0 & l_2\text{sen}\theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.16)$$

Por conseguinte, pela configuração mecânica do dispositivo que apresenta a forma geométrica de um mecanismo paralelogramo (Figura 4.6), as matrizes T_2^1 e T_4^3 são iguais, por corresponderem aos segmentos congruentes A_1A_2 e A_3A_4 de comprimento l_2 , assim como os segmentos congruentes A_1A_3 e A_2A_4 , medindo l_2 , também determinam a igualdade das matrizes T_3^1 e T_4^2 . Entretanto, pode se determinar uma matriz correspondente a transformação global T_G através da pós-multiplicação das matrizes T_1^0 , T_2^1 , T_4^2 e T_5^4 ou de T_1^0 , T_1^3 , T_4^3 e T_5^4 , pois a cadeia parcialmente fechada de um mecanismo paralelogramo pode ser interpretada como uma concatenação de duas cadeias cinemáticas seriais (CARRACA, 2015).

Ou seja:

$$T_G = T_1^0 \cdot T_2^1 \cdot T_4^2 \cdot T_5^4 \quad (4.17)$$

Logo:

$$T_G = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & l_2\cos\theta \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & l_2\sin\theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_3 - l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.18)$$

Determina a transformação homogênea global desejada TG, sendo expressa por:

$$T_G = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & l_2\cos\theta \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & l_2\sin\theta + l_1 + l_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

Analogamente, considerando a outra cadeia cinemática serial no dispositivo, tem-se:

$$T_G = T_1^0 \cdot T_3^1 \cdot T_4^3 \cdot T_5^4 \quad (4.20)$$

Sendo:

$$T_G = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & l_2\cos\theta \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & l_2\sin\theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_3 - l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.21)$$

Obtendo-se também:

$$T_G = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & l_2\cos\theta \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & l_2\sin\theta + l_1 + l_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.22)$$

As posições alcançadas pela parte superior da cabeça do paraplégico durante os movimentos de extensão e flexão necessários para levantar e sentar na CR, será representada pelo módulo do vetor $\vec{S}$ determinado pela aplicação das matrizes (4.19) e (4.22), por uma parametrização da trajetória da extremidade superior do elo do tronco no espaço de trabalho cartesiano, em relação a variação das juntas associadas à articulação do joelho, segundo suas limitações biomiméticas. (ASADA; SLOTINE, 1986).

A partir dos dois primeiros elementos da submatriz $T_{3 \times 1}$ da matriz da transformação homogênea global T_G obtida em (4.19) ou em (4.22), determina-se as equações (4.23) e (4.24)

correspondentes às coordenadas cartesianas do vetor $\vec{S} = (x, y)$ no plano XY , uma vez que $p_z = 0$, quando comparada a matriz da transformação homogênea representada pela (Figura 4.10). (CARRACA, 2015). São expressas por:

$$x = l_2 \cos \theta \quad (4.23)$$

$$y = l_1 + l_3 + l_2 \sin \theta \quad (4.24)$$

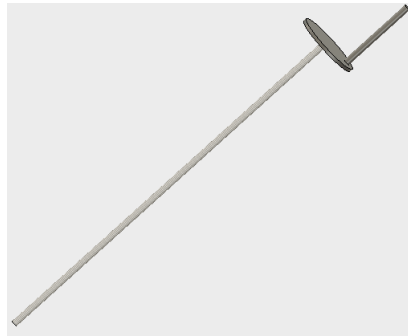
O módulo do vetor $\vec{S} = (x, y)$ depende das medidas dos comprimentos dos elos da perna, coxa e tronco e da variação da posição da junta associada à articulação motora θ do joelho em seu espaço de configuração, onde $\|\vec{S}\| = \sqrt{(l_2 \cos \theta)^2 + (l_1 + l_2 \sin \theta + l_3)^2}$. Esse vetor $\vec{S}$ também descreve a trajetória do extremo do ultimo elo da cadeia cinemática do dispositivo, correspondendo a parte do comprimento da circunferência de centro em $C(0, l_1 + l_3)$ e raio $R = l_2$ expressa pela equação cartesiana $x^2 + (y - (l_1 + l_3))^2 = l_2^2$, delimitada pelos intervalos $0 < x < l_2$ e $l_1 < y < l_1 + l_2 + l_3$.

Para que o dispositivo ortético seja eficaz na realização dos movimentos de extensão e flexão esperados, cabe ressaltar quanto a importância da escolha de um sistema mecânico de transmissão que seja eficiente, seguro e de baixo custo para acioná-lo. Uma análise mecânica e cinética do sistema de transmissão do mecanismo será apresentada a seguir.

4.3 CINÉTICA DO SISTEMA DE TRANSMISSÃO DO DISPOSITIVO

Um parafuso de potência acoplado a uma manivela (Figura 4.12) foi o sistema de transmissão adotado no desenvolvimento do dispositivo ortético, por ser um elemento mecânico de baixo custo, que amplia uma força aplicada a manivela consideravelmente e permite um ótimo controle de acionamento do mecanismo, ao se utilizar de roscas quadradas simples, converte o movimento circular da manivela em movimento linear, que movimentará as juntas de revolução rotacionalmente, nos nós A_2 e A_3 do dispositivo conforme esboçado na (Figura 4.6), movimentando também os elos paralelos à coxa e tronco, que realizam movimentos de extensão ou flexão da coxa e tronco do paraplégico (UICKER; PENNOCK; SHIGLEY, 2003; NORTON, 2013).

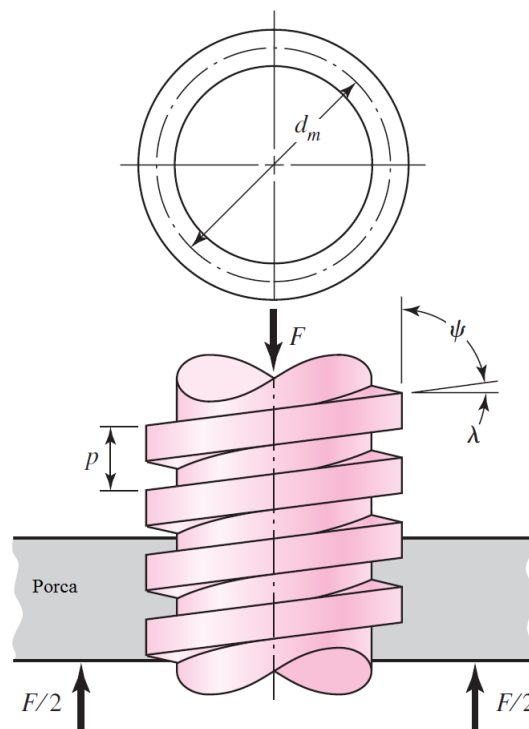
Figura 4.12 – Representação do parafuso de potência acoplado a uma manivela.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Um parafuso de potência com rosca quadrada (Figura 4.13), diâmetro médio d_m , passo p , ângulo de avanço λ e ângulo de hélice ψ , pode ser carregado por uma força de compressão axial F determinando equações que expressam os torques τ_R ou τ_L necessários para o sistema de transmissão parafuso-manivela elevar ou baixar a carga corporal através dos movimentos circulares da manivela acionada pela mão do paraplégico para a realização dos movimentos de extensão e flexão do dispositivo. Os índices R e L presentes nas equações dos torques para elevar e baixar uma carga corporal correspondem aos seus respectivos termos *Righ* e *Low* em língua inglesa, presentes na literatura (NORTON, 2013).

Figura 4.13 – Representação dos elementos de um parafuso de potência.



Fonte: (NORTON, 2013).

Tais torques estão expressos nas equações (4.25) e (4.26):

$$\tau_R = \frac{F.d_m}{2} \cdot \frac{\pi.f.d_m + l}{\pi.d_m - f.l} \quad (4.25)$$

$$\tau_L = \frac{F.d_m}{2} \cdot \frac{\pi.f.d_m - l}{\pi.d_m + f.l} \quad (4.26)$$

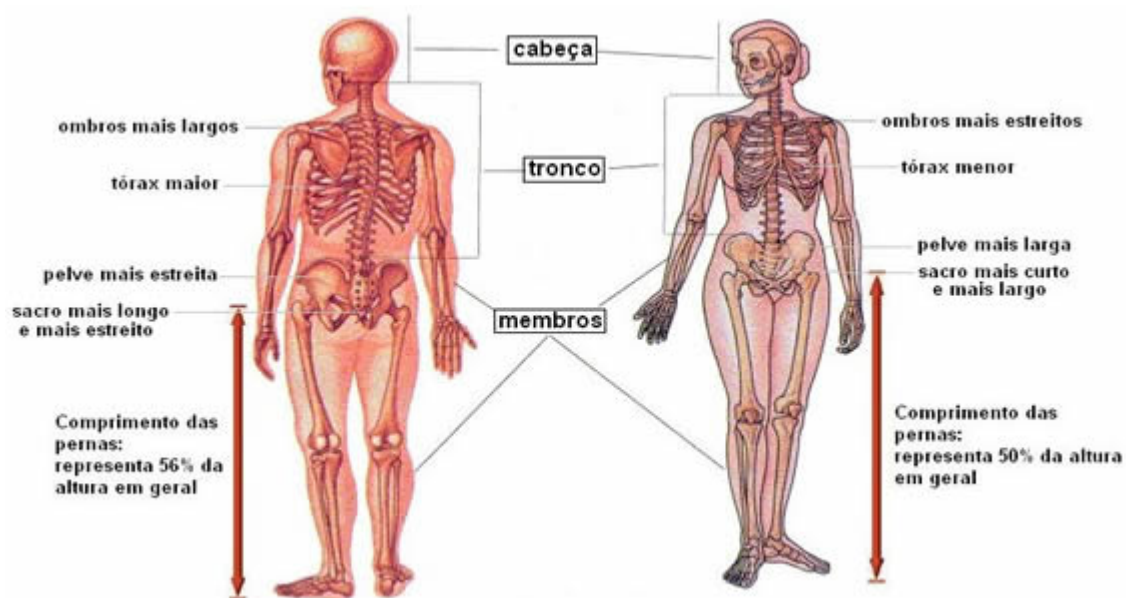
onde f é a resistência de fricção das roscas, l é o avanço que é igual ao passo p , por se tratar de uma rosca quadrada simples. Para que o parafuso de potência seja do tipo autoretentor, ou seja, que não permita a carga corporal abaixar sem o emprego de qualquer força externa, deve atribuir-se um torque sempre positivo, desde que $\pi.f.d_m > l$, com o intuito de estabelecer um sistema de transmissão e de controle eficiente quanto ao acionamento do mecanismo (NORTON, 2013).

Ao considerar-se que tais torques desenvolvidos pelo sistema de transmissão sejam a única força externa atuando no sistema dinâmico determinado pelo movimento dos segmentos corporais e de suas articulações, através do acionamento dos elos e juntas do mecanismo, pode-se desenvolver uma análise lagrangeana dos movimentos do dispositivo ortético durante o seu acionamento, conforme será apresentado a seguir.

4.4 ANÁLISE LAGRANGEANA DOS MOVIMENTOS

Para uma análise dos movimentos pelo formalismo de Lagrange, admite-se que o corpo humano pode ser considerado uma cadeia composta por segmentos e articulações (Figura 4.14), formando um sistema biomecânico, assim como os elos e juntas de um dispositivo ortético correspondem a um sistema mecânico (MOREIRA; GODOY; JUNIOR, 2004; JEONG, 2014; SILVA, 2015).

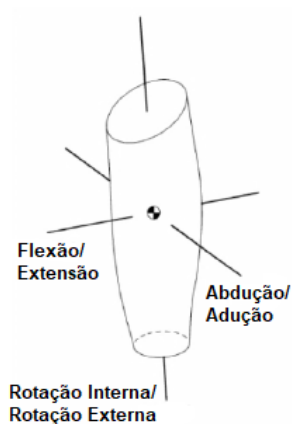
Figura 4.14 – Representação dos segmentos e articulações corporais em ambos os sexos.



Fonte: Adaptada de (MOREIRA; GODOY; JUNIOR, 2004).

Por exemplo, a perna humana é dotada de seis GDLs quanto aos movimentos de flexão/extensão, abdução/adução, rotações interna e externa, sendo que três graus de liberdade são desenvolvidos pela articulação coxofemural do quadril, um grau pela articulação do joelho e dois graus pela articulação do tornozelo (Figura 4.15) (VAUGHAN; DAVIS; CONNOR, 1999).

Figura 4.15 – Representação dos GDLs presentes nos movimentos da perna.



Fonte: Adaptada de (VAUGHAN; DAVIS; CONNOR, 1999).

Já quanto aos movimentos rotacionais articulares que o indivíduo realiza ao sentar, um torque nas articulações coxofemural e do joelho retem as massas segmentares da perna, coxa e tronco, proporcionando equilíbrio quanto ao centro de gravidade e de massa corporal, controlando a velocidade do corpo durante sua flexão. Mas ao levantar, essas ar-

articulações também precisam desenvolver um determinado torque para a extensão desses segmentos, visando uma estabilidade e equilíbrio através do controle da velocidade dessas articulações (BATISTA, 2013).

Quanto à análise de sistemas dinâmicos compostos por segmentos acoplados, alguns dispositivos robóticos ortéticos tem seus modelos matemáticos baseados na variação das energias cinética e potencial, através de análise lagrangeana dos movimentos nos nós correspondentes às juntas do mecanismo, observadas como um sistema de partículas, promovendo o deslocamento dos elos associados aos segmentos da perna, coxa e tronco desses exoesqueletos dinâmicos de acionamento passivo ou ativo, conforme exemplos apresentados no capítulo anterior (BANALA *et al.*, 2004; BOSECKER; KREBS, 2009; TSUKAHARA; HASEGAWA; SANKAI, 2009; SANTOS, 2009; ARAUJO, 2010; SANTOS, 2011; JEONG, 2014; JÚNIOR, 2015).

A equação lagrangeana possibilita uma análise cinemática para os movimentos dos elos correspondentes a cada segmento corporal, descrevendo eficientemente as posições e velocidades desses elementos no sistema mecânico do dispositivo, através da variação das energias cinética total K e potencial gravitacional total U em função das coordenadas generalizadas das posições e velocidades das suas juntas e articulações, como será discutido a seguir (MEIROVICTH, 1970; IÓRIO; JUNIOR, 2013).

4.4.1 ENERGIA CINÉTICA TOTAL E ENERGIA POTENCIAL GRAVITACIONAL TOTAL

Para esse sistema, admitindo que as juntas do mecanismo se comportem como partículas no seu espaço de configurações e considerando os movimentos de translação e de rotação, a energia cinética total K será dada por:

$$K = \sum_{i=1}^N \left(\frac{M_i \cdot \vec{V}_i^2}{2} + \frac{\vec{I}_i \cdot \dot{\theta}_i^2}{2} \right) \quad (4.27)$$

onde

$$\vec{I}_i = \sum_{i=1}^N M_i \cdot \vec{r}_i^2 \quad (4.28)$$

é o momento de inércia de cada elo e segmento corporal i , de raio de eixo rotacional r_i e U é a energia potencial gravitacional total descrita por:

$$U = \sum_{i=1}^N M_i \cdot g \cdot \vec{h}_i \quad (4.29)$$

sendo N é o número de elos do mecanismo, desde que, para cada segmento corporal i , se tenha pelo menos um elo i associado. Observa-se que $\vec{\theta}_i$ é a i -ésima variável de estado para a posição correspondente da i -ésima junta de dispositivo robótico, associada a i -ésima articulação. Também será adotado que a variável de estado l_i corresponde a medida de comprimento para cada elo e segmento i , logo (θ_i, l_i) são as coordenadas generalizadas do sistema, M_i expressa a soma das suas massas, g é a aceleração da gravidade terrestre, $\dot{\vec{\theta}}_i$ determina a velocidade de cada junta e articulação i , $\vec{V}_i$ expressa a velocidade linear do i -ésimo elo e segmento e $\vec{h}_i$ a posição referente à medida da altura do i -ésimo elo e segmento em relação ao solo (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009; CARRACA, 2015).

Conhecendo os conceitos gerais quanto as equações que determinam as energias cinética e potencial gravitacional segundo as coordenadas generalizadas do sistema, percebe-se que é preciso se estabelecer certos elementos cinéticos e cinemáticos no mecanismo, tais como as posições, velocidades, massas e alturas assumidas pelos elos associados aos segmentos corporais, para que tais energias sejam determinadas no dispositivo ortético, como será enfocado a seguir.

4.4.2 ELEMENTOS CINÉTICOS E CINEMÁTICOS DO DISPOSITIVO

As massas dos elos e de seus segmentos corporais paralelos são elementos indispensáveis para se obter as equações das energias cinética e potencial gravitacional no mecanismo. Sendo assim, a massa do elo da perna é representada por m_{e1} , a massa relacionada a cada um dos elos da coxa será igual e denotada por m_{e2} e a massa do elo do tronco, expressa por m_{e3} (Figura 4.16). Já as massas da perna, coxa e tronco serão expressas por m_1 , m_2 e m_3 . (Figura 4.17).

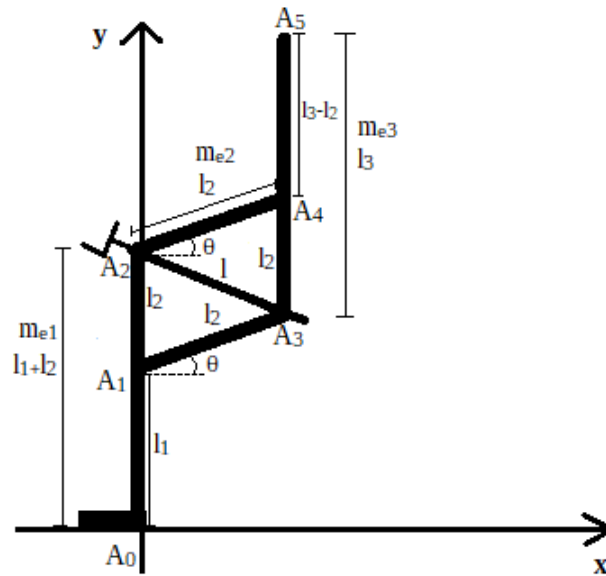
Quanto aos elementos cinemáticos, as posições dos extremos dos segmentos $A_i A_j$ (Figura 4.16) que correspondentes aos elos i do dispositivo ortético podem ser obtidos através de uma matriz T_j^i que representa uma transformação homogênea determinando as coordenadas para cada nó A_i que interligam esses elos (CARRACA, 2015).

Nesse caso, tem-se que:

- O nó $A_0 = (0, 0)$ corresponde a origem O do sistema referencial adotado, sendo localização geométrica da base do mecanismo;
- O nó $A_1 = (0, l_1)$ é determinado pela transformação homogênea representada pela matriz T_1^0 no eixo y e indica a medida de comprimento da perna do paraplégico;
- O nó $A_2 = (0, l_1 + l_2)$ é expresso pela transformação homogênea obtida pela pós multiplicação das matrizes $T_1^0 \cdot T_2^1 = T_2^0$ que corresponde ao segmento $A_0 A_2$, referente a medida de comprimento total do elo paralelo a perna do dispositivo;

- O nó $A_3 = (l_2 \cos \theta, l_2 \sin \theta)$ é decorrente da transformação homogênea correspondente a matriz T_3^1 e indica as posições assumidas pela coxa durante os movimentos de flexão ou extensão com o acionamento do mecanismo;
- O nó $A_4 = (l_2 \cos \theta, l_1 + l_2 + l_2 \sin \theta)$ é estabelecido pela transformação homogênea determinada pela pós-multiplicação das matrizes T_2^0 e T_4^2 ou T_1^0 , T_3^1 e T_4^3 , sendo importante para estabelecer a forma de paralelogramo da configuração mecânica do dispositivo ortético;
- O nó $A_5 = (l_2 \cos \theta, l_1 + l_3 + l_2 \sin \theta)$ é dado pela transformação homogênea oriunda da pós-multiplicação das matrizes $T_2^0.T_4^3.T_5^4$ ou $T_2^1.T_3^2.T_5^3$. Observe que esse nó também representa o vetor $\vec{S} = (x, y)$ correspondente a extremidade superior do último elo da cadeia cinemática parcialmente fechada do dispositivo.

Figura 4.16 – Esboço simples referente aos comprimentos e massas dos elos da perna, tronco e coxa do dispositivo ortético.



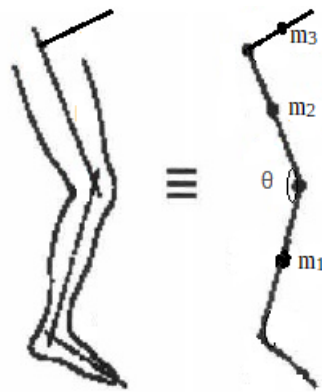
Fonte: Elaborada pelo autor.

Os vetores $A_i A_j$ descrevem as posições para os elos associados à perna, coxa e tronco no espaço operacional do dispositivo ortético onde suas coordenadas rotacionais serão estabelecidas em função da variável θ , correspondente a junta motora associada a articulação do joelho. Logo:

- Vetor $A_0 A_1 = (0, l_1 + l_2)$ é o vetor posição fixo para o elo paralelo à perna;

- Vetor $A_1 A_3 = (l_2 \cos \theta, l_2 \sin \theta)$ é o vetor posição para o elo 1 móvel paralelo a coxa;
- Vetor $A_2 A_4 = (l_2 \cos \theta, l_1 + l_2 + l_2 \sin \theta)$ é o vetor posição para o elo 2 móvel paralelo a coxa;
- Vetor $A_3 A_5 = (l_2 \cos \theta, L_1 + l_3 + l_2 \sin \theta)$ é o vetor posição para o elo móvel paralelo ao tronco;

Figura 4.17 – Representação das massas corporais para os segmentos da perna, tronco e coxa.



Fonte: (WINTER, 2009).

Em geral, partindo dos movimentos rotacionais no espaço de configurações das juntas θ_i , pode-se determinar a velocidade linear $\vec{V}_i$ para cada i -ésimo elo associado ao segmento i , que corresponde a primeira derivada dos seus respectivos vetores posições $A_i \vec{A}_j$, ou seja, $\vec{V}_i = A_i \dot{\vec{A}}_j$ (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009; CARRACA, 2015).

Assim, determinando as velocidades lineares da perna, coxa e tronco, tem-se que:

- A velocidade linear do elo fixo da perna será $\vec{V}_0 = (0, 0)$;
- As velocidades lineares dos dois elos da coxa e do elo do tronco serão as mesmas, sendo expressas por $\vec{V} = l_2 \dot{\theta} (-\sin \theta, \cos \theta)$, sendo $\dot{\theta}$ a velocidade angular para as juntas associadas à articulação do joelho do paraplégico.

Tais posições e velocidades serão importantes para expressar às energias potencial gravitacional e cinética presentes nos elos do mecanismo, associados a perna, coxa e tronco do paraplégico durante o movimento de extensão ou flexão com o uso do dispositivo ortético, como será abordado a seguir.

4.4.3 ENERGIA POTENCIAL GRAVITACIONAL NO DISPOSITIVO

A equação (4.29) expressa a energia potencial gravitacional total para todos os elos e segmentos associados do dispositivo, desde que se conheçam suas massas e alturas em relação ao solo, uma vez que a aceleração gravitacional terrestre é constante.

Portanto, assumindo que a perna e seu elo associado possuem as respectivas massas m_1 e m_{e1} e que altura desse elo é dada pela ordenada do vetor $A_0\vec{A}_2$, sendo $\vec{h}_0 = l_1 + l_2$. Logo, a equação da sua energia potencial gravitacional U_0 pode ser expressa por:

$$U_0 = (m_1 + m_{e1})g\vec{h}_0 \quad (4.30)$$

ou

$$U_0 = (m_1 + m_{e1})g(l_1 + l_2) \quad (4.31)$$

Analogamente, a altura do elo 1 da coxa é atribuída à ordenada do vetor $A_2\vec{A}_3$, isto é, $\vec{h}_2 = l_2 \sin\theta$. Logo, sendo m_2 a massa da coxa e m_{e2} , a massa do elo 1 que está associada, então, a equação da energia potencial gravitacional U_1 desse elo pode ser assim determinada:

$$U_1 = (m_2 + m_{e2})g\vec{h}_1 \quad (4.32)$$

ou

$$U_1 = (m_2 + m_{e2})g(l_2 \sin\theta) \quad (4.33)$$

Já a altura do elo 2 da coxa é dada pela ordenada do vetor $A_1\vec{A}_3$, ou seja, $\vec{h}_2 = l_1 + l_2 + l_2 \sin\theta$. Logo, m_{e2} será a massa desse elo auxiliar paralelo a coxa e portanto, a equação da sua energia potencial gravitacional U_2 pode ser expressa por:

$$U_2 = (m_{e2})g\vec{h}_2 \quad (4.34)$$

ou

$$U_2 = (m_{e2})g(l_1 + l_2 + l_2 \sin\theta) \quad (4.35)$$

Semelhantemente, a altura do elo tronco é obtida pela ordenada do vetor $A_3\vec{A}_5$, ou seja, $\vec{h}_1 = l_1 + l_3 + l_2 \sin\theta$. Então, a energia potencial gravitacional U_3 para esse elo de massa

m_{e3} associado ao tronco de massa m_3 será dada por:

$$U_3 = (m_3 + m_{e3})g\vec{h}_3 \quad (4.36)$$

ou

$$U_3 = (m_3 + m_{e3})g(l_1 + l_3 + l_2 \sin\theta) \quad (4.37)$$

Portanto, a equação da energia potencial gravitacional total U no dispositivo ortético é obtida pelo somatório das energias potenciais gravitacionais que decorrem dos movimentos lineares e rotacionais dos elos associados à perna, coxa e tronco, descrita nas equações (4.31), (4.33), (4.35) e (4.37). Sua equação é dada por:

$$U = U_0 + U_1 + U_2 + U_3 \quad (4.38)$$

Onde

$$\begin{aligned} U = & (m_1 + m_{e1})g(l_1 + l_2) + (m_2 + m_{e2})g(l_2 \sin\theta) \\ & + (m_{e2})g(l_1 + l_2 + l_2 \sin\theta) + (m_3 + m_{e3})g(l_1 + l_3 + l_2 \sin\theta) \end{aligned} \quad (4.39)$$

Depois de algumas manipulações algébricas, será representada por:

$$\begin{aligned} U = & g((m_1 + m_{e1} + m_{e2})(l_1 + l_2) + (m_3 + m_{e3})(l_1 + l_3)) \\ & + g(m_2 + 2m_{e2} + m_3 + m_{e3})l_2 \sin\theta \end{aligned} \quad (4.40)$$

De maneira análoga, a equação da energia cinética total do dispositivo será agora apresentada.

4.4.4 A ENERGIA CINÉTICA NO DISPOSITIVO

Partindo dos elementos cinéticos e cinemáticos, tais como as massas, velocidades lineares e angulares e o momento de inércia dos elos e segmentos, então as equações (4.27) e (4.28) determinam a energia cinética total e momento de inércia dos mesmos.

De fato, se o vetor $A_0\vec{A}_2$ representa o elo fixo e associado a perna do paraplégico, então a suas velocidades linear $\vec{V}_0$ e angular $\dot{\theta}_0$ serão nulas. Conhecendo suas respectivas massas m_{e1} e m_1 e admitindo que seu momento de inércia, seja:

$$I_0 = (m_1 + m_{e1})r_0^2 \quad (4.41)$$

onde r_0 é o raio proximal da perna.

Então a equação da sua energia cinética, será expressa por:

$$K_0 = \frac{1}{2}((m_1 + m_{e1})\vec{V}_0^2 + I_0\dot{\theta}_0^2) \quad (4.42)$$

onde, substituindo as velocidades linear $\vec{V}_0 = 0$ e angular $\dot{\theta}_0 = 0$ e a equação (4.41) na equação (4.42), determinará que:

$$K_0 = \frac{1}{2}((m_1 + m_{e1}).0^2 + ((m_1 + m_{e1})r_0^2).0^2) = 0 \quad (4.43)$$

Entretanto, para determinar a energia cinética em cada elo associado a coxa e ao tronco quanto a coordenada generalizada (θ, l_2) da junta motora associada a articulação do joelho, será preciso obter o quadrado da sua velocidade linear $\vec{V}$, expressa por:

$$(\vec{V})^2 = (\vec{V}_x)^2 + (\vec{V}_y)^2 \quad (4.44)$$

onde

$$(\vec{V})^2 = (-l_2\dot{\theta}\sin\theta)^2 + (l_2\dot{\theta}\cos\theta)^2 \quad (4.45)$$

Portanto suas velocidades serão representadas por:

$$(\vec{V})^2 = l_2^2\dot{\theta}^2 \quad (4.46)$$

Primeiramente será determinado a equação da energia cinética K_1 do elo 1 de massa m_{e2} , paralelo à coxa, de massa m_2 , com o momento de inercia

$$I_1 = (m_2 + m_{e2})r_1^2 \quad (4.47)$$

onde r_1 é raio proximal da coxa.

Logo, a energia cinética K_1 é representada pela equação:

$$K_1 = \frac{1}{2}((m_2 + m_{e2})\vec{V}^2 + I_1\dot{\theta}^2) \quad (4.48)$$

Como a velocidade linear $\vec{V}$ para o elo da coxa é expressa pela equação (4.46) e ao substituí-la juntamente à equação (4.47) do seu momento de inércia em (4.48), obtem-se uma equação para a energia cinética K_1 , dada por:

$$K_1 = \frac{1}{2}((m_2 + m_{e2})l_2^2\dot{\theta}^2 + ((m_2 + m_{e2})r_1^2)\dot{\theta}^2) \quad (4.49)$$

Analogamente, pode-se determinar a equação da energia cinética K_2 para o elo 2 de massa m_{e2} , paralelo à coxa, sendo seu momento de inercia

$$I_2 = m_{e2}r_1^2 \quad (4.50)$$

dado o raio proximal r_1 da coxa.

Desse forma, a energia cinética K_2 será expressa pela equação:

$$K_2 = \frac{1}{2}(m_{e2}\vec{V}^2 + I_1\dot{\theta}^2) \quad (4.51)$$

Sabendo que a velocidade linear $\vec{V}$ do elo associado à coxa, é dada pela equação (4.46) e ao substituí-la com a equação (4.50) em (4.51), tem-se a equação para a energia cinética K_2 , expressa por:

$$K_2 = \frac{1}{2}(m_{e2}l_2^2\dot{\theta}^2 + (m_{e2}r_1^2)\dot{\theta}^2) \quad (4.52)$$

Da mesma forma, a equação da energia cinética K_3 do elo paralelo ao tronco, de massa m_{e3} e o tronco, de massa m_3 , com o momento de inercia

$$I_3 = (m_3 + m_{e3})r_2^2 \quad (4.53)$$

quanto ao raio proximal r_2 do tronco é dada pela equação:

$$K_3 = \frac{1}{2}((m_3 + m_{e3})\vec{V}^2 + I_3\dot{\theta}^2) \quad (4.54)$$

Fazendo a substituições das equações (4.46) e (4.53) em (4.54), obtem-se:

$$K_3 = \frac{1}{2}((m_3 + m_{e3})l_2^2\dot{\theta}^2 + ((m_3 + m_{e3})r_2^2)\dot{\theta}^2) \quad (4.55)$$

Portanto, a energia cinética total K do mecanismo é obtida pelo somatório das energias cinéticas necessárias para os movimentos lineares e rotacionais do tronco, coxa e perna descritos nas equações (4.43), (4.49), (4.52) e (4.55).

Portanto, sua equação é dada por:

$$K = K_0 + K_1 + K_2 + K_3 \quad (4.56)$$

Sendo

$$K = \frac{1}{2}((m_2 + m_{e2})l_2^2\dot{\theta}^2 + ((m_2 + m_{e2})r_1^2)\dot{\theta}^2) + \frac{1}{2}(m_{e2}l_2^2\dot{\theta}^2 + (m_{e2}r_1^2)\dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2}((m_3 + m_{e3})l_2^2\dot{\theta}^2 + ((m_3 + m_{e3})r_2^2)\dot{\theta}^2) \quad (4.57)$$

Após algumas simplificações algébricas, a energia cinética total K será expressa por:

$$K = \frac{\dot{\theta}^2}{2}((m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2)) \quad (4.58)$$

Portanto, sendo conhecidas as equações das energias potencial gravitacional total U e cinética total K , será possível se determinar uma equação lagrangeana que descreverá os movimentos do dispositivo proposto, como será apresentado a seguir.

4.4.5 ANÁLISE LAGRANGEANA DOS MOVIMENTOS DO DISPOSITIVO

O corpo humano pode ser analisado como um sistema biomecânico não conservativo, composto por segmentos (corpos rígidos) acoplados por articulações e o mecanismo proposto é também um sistema dissipativo formado por elos prismáticos retangulares acoplados por juntas de revolução, representadas geometricamente pelos nós A_i . Logo, a equação Lagrangeana será útil para descrever os movimentos presentes no tronco, coxa e perna e seus respectivos elos paralelos, com o acionamento do dispositivo ortético pelo paraplégico assumindo que os centro de gravidade e de massa serão coincidentes devido a escolha da forma geométrica de um dispositivo paralelogramo e por considerar que o campo gravitacional seja uniforme (RUSSI, 2002; SANTOS, 2011).

Uma função lagrangeana será definida como a variação entre energia cinética total (K) e potencial gravitacional uniforme (U) do dispositivo, sendo representada por:

$$L = K - U \quad (4.59)$$

Através da função lagrangeana, a equação de Lagrange pode descrever os movimentos da i -ésima junta paralela a i -ésima articulação corporal correspondente no mecanismo, expressa por:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = Q_i \quad (4.60)$$

Sendo que cada equação i descreverá os movimentos do i -ésimo elo e segmento acoplado a i -ésima junta do mecanismo, onde as variáveis θ_i e $\dot{\theta}_i$ referem-se de forma única, às i -ésimas coordenadas generalizadas das posições e velocidades angulares nessas juntas e articulações, descrevendo os seus movimentos rotacionais e translacionais de modo eficiente e satisfatório (MEIROVICTH, 1970).

Tem-se também que $\vec{Q}_i = \vec{F}_j \cdot \frac{\partial \vec{r}_j}{\partial \theta_i}$ corresponde a i -ésima força externa não conservativa atuando no dispositivo (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009; IÓRIO; JUNIOR, 2013). Sua resultante Q_r atua na direção posicional da j -ésima coordenada generalizada r_j), sendo expressa por:

$$\vec{Q}_r = \sum_{j=1}^N \vec{F}_j \cdot \frac{\partial \vec{r}_j}{\partial \theta_i} \quad (4.61)$$

Com o acionamento do dispositivo, um determinado torque será aplicado nas juntas que atuam em paralelo as articulações. Desse forma, torques τ_i são aplicado em cada i -ésima junta, sendo considerados como forças externas atuando no mecanismo, ou seja, que:

$$\vec{Q}_i = \vec{F}_j \cdot \frac{\partial \vec{r}_j}{\partial \theta_i} = \vec{\tau}_i \quad (4.62)$$

Logo o torque resultante τ_r será o somatório dos torques τ_i desenvolvidos nas juntas do dispositivo durante os movimentos de extensão ou flexão após o seu acionamento, sendo definido como a única força externa não conservativa atuando no mecanismo (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009).

Ou seja:

$$\vec{Q}_r = \sum_{j=1}^N \vec{F}_j \cdot \frac{\partial \vec{r}_j}{\partial \theta_i} = \sum_{i=1}^N \vec{\tau}_i = \vec{\tau}_r \quad (4.63)$$

Partindo das equações (4.59) e (4.63) e substituindo-as em (4.60), obtém-se uma equação de Lagrange que descreverá os movimentos do mecanismo referente as juntas associadas à articulação do joelho, representadas pelas coordenadas das suas velocidades angulares $\dot{\theta}$ e posições angulares θ onde τ_r corresponde ao torque resultante dos torques aplicado em cada junta do dispositivo.

Essa equação de Lagrange será expressa por:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial K}{\partial \theta} + \frac{\partial U}{\partial \theta} = \tau_i \quad (4.64)$$

onde cada termo da equação (4.64) podem ser obtidos usando-se das equações (4.40) e (4.58), que respectivamente descrevem as energias potencial gravitacional total e cinética total do dispositivo, substituída em (4.59) que foi aplicada (4.60).

Logo, uma equação auxiliar será usada para obter o termo referente a derivada parcial da energia cinética total quanto a variável $\dot{\theta}$ para a velocidade rotacional da articulação do joelho usando-se da equação (4.58), dada por:

$$\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} = \dot{\theta}((m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2)) \quad (4.65)$$

Já a equação da derivada no tempo será obtida da equação auxiliar (4.65), que representa o termo da derivada parcial da energia cinética total referente a variável $\dot{\theta}$ para a velocidade rotacional da articulação do joelho da equação (4.64), expressa por:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) = \ddot{\theta}((m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2)) \quad (4.66)$$

Entretanto, através da equação (4.58), o termo correspondente à derivada parcial da energia cinética total quanto a variável θ referente a posição rotacional da articulação do joelho na equação (4.64) será nula, uma vez que a equação (4.58) não depende dessa variável, ou seja:

$$\frac{\partial K}{\partial \theta} = \frac{\partial \left(\frac{\dot{\theta}^2}{2} ((m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2)) \right)}{\partial \theta} = 0 \quad (4.67)$$

Finalizando, o termo da equação (4.64) relacionado à derivada parcial da energia potencial gravitacional total quanto a variável θ da posição rotacional da articulação do joelho expressa pela equação (4.40), será determinada por:

$$\begin{aligned} \frac{\partial U}{\partial \theta} &= g((m_1 + m_{e1})(l_1 + l_2) + (m_2 + m_{e2})(l_2 \cos \theta) \\ &+ (m_{e2})(l_1 + l_2 + l_2 \cos \theta) + (m_3 + m_{e3})(l_1 + l_3 + l_2 \cos \theta)) \end{aligned} \quad (4.68)$$

Portanto, a equação lagrangeana será obtida pela substituição das equações (4.66), (4.67) e (4.68) na equação (4.64). Tal equação descreverá as posições, velocidades e acelerações angulares da junta motora associada a articulação do joelho do mecanismo através da aplicação de um determinado torque nessa junta após o acionamento do sistema de transmissão do dispositivo ortético pelo paraplégico, gerando movimentos de extensão ou flexão para se levantar ou sentar na CR.

Essa equação é representada em (4.69) por:

$$\begin{aligned} &\ddot{\theta}((m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2)) \\ &+ g((m_1 + m_{e1} + m_{e2})(l_1 + l_2) + (m_3 + m_{e3})(l_1 + l_3)) \\ &+ g(m_2 + 2m_{e2} + m_3 + m_{e3})l_2 \cos \theta = \tau_r \end{aligned} \quad (4.69)$$

Uma vez que o sistema de transmissão é constituído por roscas e um parafuso de potência acoplado a uma manivela, o seu acionamento determinará um torque para elevar ou baixar uma carga corporal mediante a força axial F aplicada na manivela do sistema pelo paraplégico.

Diante disso, a equação (4.69) se desdobrará em duas novas equações decorrentes das equações (4.70) e (4.71) que expressam respectivamente, o torque τ_R aplicado no parafuso de potência para elevar os segmentos da coxa e tronco e o torque τ_L aplicado no sistema de transmissão para baixar tais segmentos.

Essas equações são dadas por:

$$C_1\ddot{\theta} + C_2 + C_3\cos\theta = \tau_R \quad (4.70)$$

e

$$C_1\ddot{\theta} + C_2 + C_3\cos\theta = \tau_L \quad (4.71)$$

Sendo:

$$C_1 = (m_2 + 2m_{e2})(l_2^2 + r_1^2) + (m_3 + m_{e3})(l_2^2 + r_2^2) \quad (4.72)$$

$$C_2 = g((m_1 + m_{e1} + m_{e2})(l_1 + l_2) + (m_3 + m_{e3})(l_1 + l_3)) \quad (4.73)$$

$$C_3 = g(m_2 + 2m_{e2} + m_3 + m_{e3})l_2 \quad (4.74)$$

Portanto, as equações (4.69) e (4.70) são equações diferenciais não lineares de segunda ordem que geralmente não apresentam soluções analíticas (GREENBAUM; ANNE; CHARTIER, 2012). Nesse caso, pode ser utilizados métodos numérico-computacionais para determinar pelo menos uma solução satisfatória, como será apresentado a seguir, no próximo capítulo.

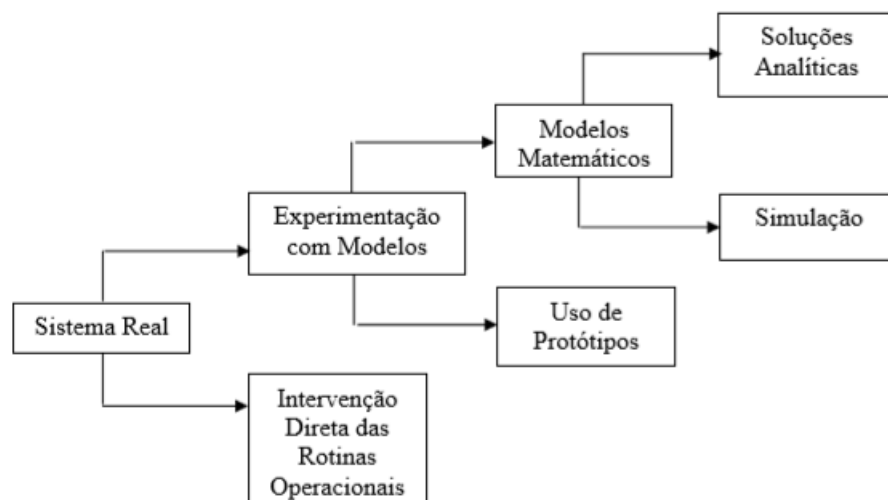
Capítulo 5

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO DISPOSITIVO

5.1 INTRODUÇÃO

A simulação computacional tem sido muito útil para o desenvolvimento de tecnologias nas diversas áreas do conhecimento, sendo uma ferramenta relevante por permitir uma comparação entre a parte teórica, apoiada em modelos matemáticos que representam um sistema real e a prática, baseada em técnicas experimentais. O seu uso facilita a análise e avaliação de projetos apoiadas em resultados experimentais obtidos computacionalmente, usando-se de softwares de simulação pra determinar possíveis soluções ou melhorias do projeto. A (Figura 5.1) ilustra as etapas para análise e avaliação de projetos baseados em um sistema real. (LAW; KELTON, 1991).

Figura 5.1 – Etapas para análise e avaliação de projetos baseados em um sistema real.



Fonte: Adaptada de (LAW; KELTON, 1991).

Apresentando uma proposta metodológica de simulação computacional para analisar e avaliar o modelo matemático que descreve os movimentos dos elos e juntas do dispositivo ortético, o software *Matlab*[®] é uma linguagem de alto desempenho para computação técnica, integrando computação, visualização e programação. Esse software será usado em análises numéricas relacionadas as posições e velocidades das juntas motoras associadas à articulação do joelho, e da trajetória do mecanismo durante os movimentos de extensão ou flexão. (QUARTERONI; SALERI, 2008).

Já software CAD *Fusion360*[®], é um modelador sólido 3D, paramétrico, dinâmico e por etapas, que apresenta ferramentas básicas para a elaboração de um protótipo virtual do dispositivo em 3D, simulando dinamicamente os seus movimentos. (SHIH, 2017).

Tais softwares serão utilizados na elaboração e avaliação quanto à viabilidade de confecção e usabilidade do mecanismo por indivíduos paraplégicos, através de simulações numérico-computacionais quanto a análise cinemática e simulações 3D em CAD de um protótipo do dispositivo, como será abordado em seguida.

5.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DA CINEMÁTICA DO DISPOSITIVO

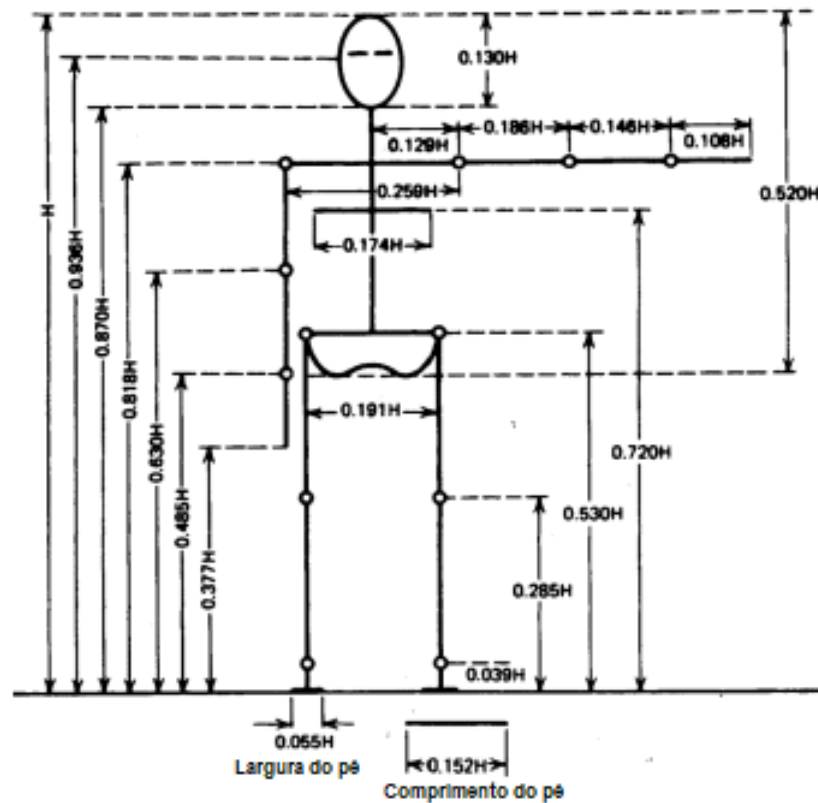
Para a simulação numérico-computacional da trajetória do dispositivo quanto às posições das juntas e elos no seu espaço de trabalho, será preciso se estabelecer alguns parâmetros físicos e antropométricos referentes as medidas de comprimento dos elos do mecanismo, baseando-se nas medidas de comprimento médio da perna, coxa e tronco de um indivíduo paraplégico.

5.2.1 SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DA TRAJETÓRIA DO DISPOSITIVO

Buscando determinar uma média para as medidas de comprimento a ser usado para a confecção dos elos da perna, coxa e tronco do dispositivo, no intuito de atender uma maior parcela da população que possa ser acometida por paraplegia e para a simulação computacional da trajetória do espaço de trabalho do dispositivo, identificou-se que existe uma proporcionalidade direta dessas medidas segmentares quanto a medida da estatura de um indivíduo (DRILLIS; CONTINI, 1966; WINTER, 2009).

A (Figura 5.2) apresenta as medidas de comprimento de cada segmento proporcional a medida da estatura do indivíduo, assim como a medida das distancias entre suas diversas articulações, que pode ser utilizada quando não haver a possibilidade de obter tais medidas usando-se de algum método experimental direto (DRILLIS; CONTINI, 1966).

Figura 5.2 – Medidas segmentares corporais proporcionais à medida da altura humana na posição sobre os pés.



Fonte: Adaptada de (DRILLIS; CONTINI, 1966).

Então, as medidas de comprimento para os elos paralelos à perna, coxa e tronco serão estabelecidas a partir da estatura média H de um indivíduo, sendo assim determinadas:

- $l_1 = 0,285.H$;
- $l_2 = 0,245.H$;
- $l_3 = 0,470.H$.

Ademais, o IBGE registrou medidas para as estaturas médias dos jovens de 18 anos durante uma pesquisa sobre orçamentos familiares (2008-2009), obtendo 1,72 metros para o sexo masculino e 1,61 metros para o sexo feminino. Para fins de simulação computacional, a estatura média adotada será de 1,66 metros, que corresponde a média simples das estaturas obtidas para o sexo masculino e feminino, com o intuito de atender um maior número de pessoas. (IBGE, 2009).

Portanto, têm-se que $l_1 = 0.48m$, $l_2 = 0.41m$ e $l_3 = 0.78m$ correspondem respectivamente às medidas dos comprimentos dos elos do mecanismo baseando-se na medidas médias dos comprimentos dos segmentos perna, coxa e tronco de indivíduo adulto.

Quanto às variações angulares das articulações do joelho, duas tabelas foram construídas usando de dados obtidos em uma pesquisa bibliográfico-experimental já mencionada na seção (2.5) desse escopo, que buscava elaborar um protocolo clínico para a avaliação cinesiológica das atividades físicas de levantar e sentar. (CUNHA; TANAKA, 2012).

As Tabelas 5.1 e 5.2 apresentam a variação das posições angulares em graus, da articulação do joelho para o movimento de levantar e sentar:

Tabela 5.1 – Posições da articulação do joelho em graus joelho durante as fases do movimento de extensão para levantar da CR.

Articulação	Posição inicial	Pré-levantamento	Levantamento	Estabilização
Joelho	80	70	115	180

Fonte: Adaptada de (CUNHA; TANAKA, 2012).

Tabela 5.2 – Posições da articulação do joelho em graus durante as fases do movimento de flexão para levantar da CR.

Articulação	Posição inicial	Pré-agachamento	Agachamento	Estabilização
Joelho	180	120	75	85

Fonte: Adaptada de (CUNHA; TANAKA, 2012).

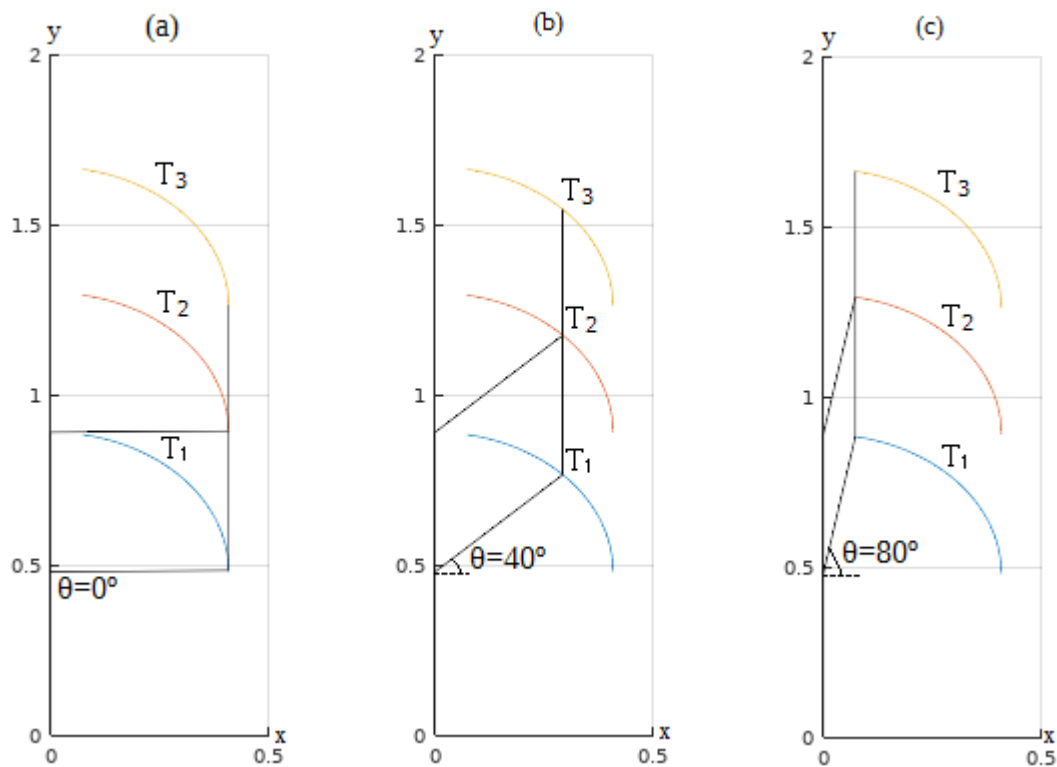
Analisando os dados experimentais apresentados referente as posições angulares assumidas pelas articulações do joelho durante os movimentos de extensão para levantar e de flexão para sentar, observa-se que o espaço de trabalho da articulação do joelho varia 100 graus, entre 80 a 180 graus, mas para a simulação numérico-computacional da trajetória do dispositivo ortético, adotou-se uma variação de zero à 80 graus como espaço de trabalho das juntas motoras associadas ao joelho do mecanismo.

Quanto à posição inicial do movimento de extensão, a posição angular das juntas associadas à articulação do joelho será de zero grau entre os elos associados à coxa e o assento da CR, ou 90 graus em relação ao elo da perna, estabelecendo que o paraplégico esteja sentado na CR e que o assento da mesma seja paralelo ao solo e perpendicular ao elo da perna.

Já a posição angular final das juntas motoras associadas à articulação do joelho será de 80 graus entre os elos associados a coxa e o assento da CR, ou 170 graus em relação ao elo da perna, para o movimento máximo de extensão dos elos associados à coxa do mecanismo, visando melhor estabilidade quanto a mobilidade vertical do paraplégico, proporcionando maior segurança quanto a possíveis acidentes causados por desequilíbrios do usuário. Entretanto, para o movimento de flexão, basta inverter os valores das posições inicial e final e obtem-se a mesma trajetória.

A (Figura 5.3), apresenta simulações computacionais das trajetórias T_1 , T_2 e T_3 referentes aos nós A_3 , A_4 e A_5 representados pelos seus respectivos vetores quanto a representação geométrica do dispositivo ortético na posição inicial, média e final, durante o movimento de extensão. Tal simulação foi desenvolvida para o espaço de trabalho das juntas associadas à articulação θ do joelho, onde $0 < \theta < 80$ graus, utilizando-se do software *Matlab*®.

Figura 5.3 – Simulação computacional das trajetórias dos nós no dispositivo durante o movimento de extensão na: (a) posição inicial; (b) posição média; (c) posição final.



Fonte: Elaborada pelo autor.

As trajetórias T_1 , T_2 e T_3 correspondentes aos nós A_3 , A_4 e A_5 no dispositivo decorrem das posições assumidas pelos extremos dos elos 1 e 2 associados à coxa e do extremo elo associado ao tronco, ponto-a-ponto, quando as juntas associadas à articulação do joelho recebe um torque após o acionamento do sistema de transmissão do mecanismo, porém será preciso especificar a variação das posições e velocidades dessas juntas motoras que movimentam os elos do mecanismo em seu espaço de trabalho, através das equações diferenciais não lineares de segunda ordem (4.70) e (4.71) obtidas no capítulo anterior, que descrevem os movimentos segundo Lagrange. (MEIROVICTH, 1970).

Será utilizado o método computacional de integração numérica de Runge-Kutta de quarta ordem para determinar soluções para as mesmas, conforme será exposto a seguir.

5.2.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL LAGRANGEANA DOS MOVIMENTOS DO DISPOSITIVO

Para desenvolver uma simulação numérico-computacional que determine soluções para as equações lagrangeanas já apresentadas na seção anterior, será preciso estabelecer as respectivas massas para os elos e segmentos corporais associados, assim como os raios proximais desses elos e segmentos quanto suas juntas paralelas as respectivas articulações.

Um conjunto de dados antropométricos relacionado aos segmentos corporais é apresentado pela Tabela 5.3, onde exibe o percentual de massa relativa a cada segmento corporal, em quilogramas, quanto à massa total do corpo humano assim como a medida do raio proximal de cada segmento, dado em metros, quanto a medida de comprimento total de cada segmento.

Tabela 5.3 – Percentuais de massas em quilogramas e dos segmentos corporais em metros.

Segmentos	Massa relativa (%)	Medida do raio proximal (%)
Cabeça e pescoço	7,8	-
Tronco	51,0	44,0
Braço	2,7	43,0
Antebraço	1,6	43,0
Mão	0,6	50,6
Coxa	9,7	43,3
Perna	4,6	43,3
Pé	1,4	42,9

Fonte: (HALL, 1999).

Portanto, as massas m_1 , m_2 e m_3 relativas à perna, coxa e tronco serão determinadas pelos valores percentuais de M , que representa a massa total do corpo, levando em consideração a simetria anatômica no plano sagital, será admitido apenas a metade da massa total da cabeça, pescoço e tronco (SILVA, 2015). São dadas por:

- Massa da perna: $m_1 = 0,060.M$;
- Massa da coxa: $m_2 = 0,097.M$;
- Massa do tronco: $m_3 = 0,382.M$;

Para as massas m_{e1} , m_{e2} e m_{e3} dos elos associados à perna, coxa e tronco, que dependerá do tipo de material que será utilizado para sua confecção, será convencionado que as massas dos mesmos será 30% da massa de seus respectivos segmentos corporais, para fins de simulação numérico-computacional.

São assim determinadas:

- Massa do elo associado a perna: $m_{e1} = 0,018.M$;
- Massa do elo associado a coxa: $m_{e2} = 0,029.M$;
- Massa do elo associado ao tronco: $m_{e3} = 0,115.M$;

Desejando atender um maior número de pessoas, adota-se uma massa corporal total $M = 100$ kg, obtendo as massas $m_1 = 6$ kg para a perna, $m_2 = 9,7$ kg para a coxa e $m_3 = 38,2$ para o tronco, assim como as massas $m_{e1} = 1,8$ kg para o elo associado a perna, $m_{e2} = 2,9$ kg para o elo associado a coxa e $m_{e3} = 11,5$ kg para o elo associado ao tronco.

Semelhantemente, as medidas de comprimento dos raios proximais serão estabelecidas a partir do percentual da medida média de comprimentos l_1 para a perna, l_2 para a coxa e l_3 para o tronco de um indivíduo. Serão expressas por:

- Raio proximal da perna: $r_1 = 0,44.l_1$;
- Raio proximal da coxa: $r_2 = 0,433.l_2$;
- Raio proximal do tronco: $r_3 = 0,433.l_3$.

Já quanto as medidas dos raios proximais, baseando nas medidas $l_1 = 0,48m$, $l_2 = 0,41m$ e $l_3 = 0,78m$ para os respectivos segmentos perna, coxa e tronco, tem-se que $r_1 = 0,21$ m referente a perna, $r_2 = 0,18$ m quanto a coxa e $r_3 = 0,34$ m para o tronco.

Para determinar o torque desenvolvido pelo sistema de transmissão do dispositivo ortético, necessário para levantar e baixar a carga corporal do paraplégico, $d_m = 22.5$ mm é diâmetro médio utilizado no parafuso de potência com roscas quadradas de passo simples onde o avanço l e o passo p são iguais a $5mm$. O coeficiente f relacionado a resistência de fricção da rosca, depende da rugosidade da superfície, precisão e grau de lubrificação do material utilizado para confeccionar o mecanismo, entretanto será escolhido $f = 0.08$, para fins de simulação numérico-computacional. Salientando que o parafuso de potência possibilita uma ampliação da força axial aplicada para elevar e baixar a carga corporal do paraplégico partindo dos torques aplicados na manivela (UICKER; PENNOCK; SHIGLEY, 2003).

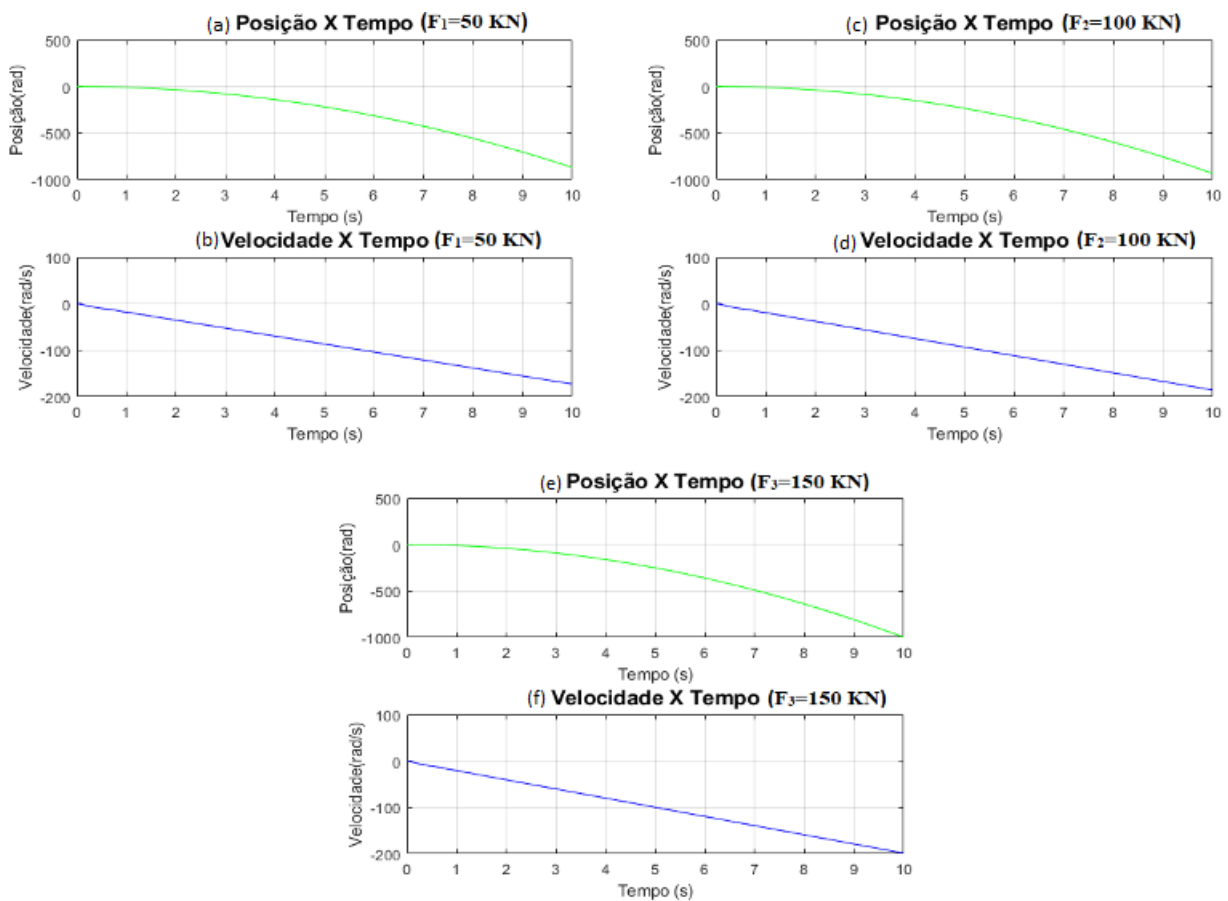
Quanto a escolha de métodos iterativos para resolução numérico-computacional das equações diferenciais ordinárias não lineares de segunda ordem (4.69) e (4.70), verificou-se estão classificados quanto ao número de passos, se é explícito ou implícito e quanto a sua ordem, para aqueles desenvolvidos usando a expansão polinomial de Taylor. (GREENBAUM; ANNE; CHARTIER, 2012)

Adotou-se o método de Runge-Kuta explícito de quarta ordem, por ser mais popular e eficiente, exigindo menor tempo computacional que outros métodos de passos múltiplos para apresentar resultados, ser de passo um, dispensar o cálculo de derivadas por utilizar

uma média ponderada em diferentes pontos no intervalo de integração e por ter erro de quarta ordem. (BURDEN, 2011).

Foram aplicadas forças axiais $F_1 = 50kN$, $F_2 = 100kN$ e $F_3 = 150kN$ gerando os respectivos torques $\tau_{R1} = 44,31N$, $\tau_{R2} = 88,63N$ e $\tau_{R3} = 132,94N$ no sistema de transmissão do dispositivo, na simulação numérico-computacional, obtendo as seguintes posições e velocidades angulares das juntas dos elos móveis do mecanismo durante o movimento de extensão exibidas na (Figura 5.4).

Figura 5.4 – Posições e velocidades durante o movimento de extensão: (a) Posição X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (b) Velocidade X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (c) Posição X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (d) Velocidade X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (e) Posição X Tempo quando $F_3 = 150kN$, (f) Velocidade X Tempo quando $F_3 = 150kN$.



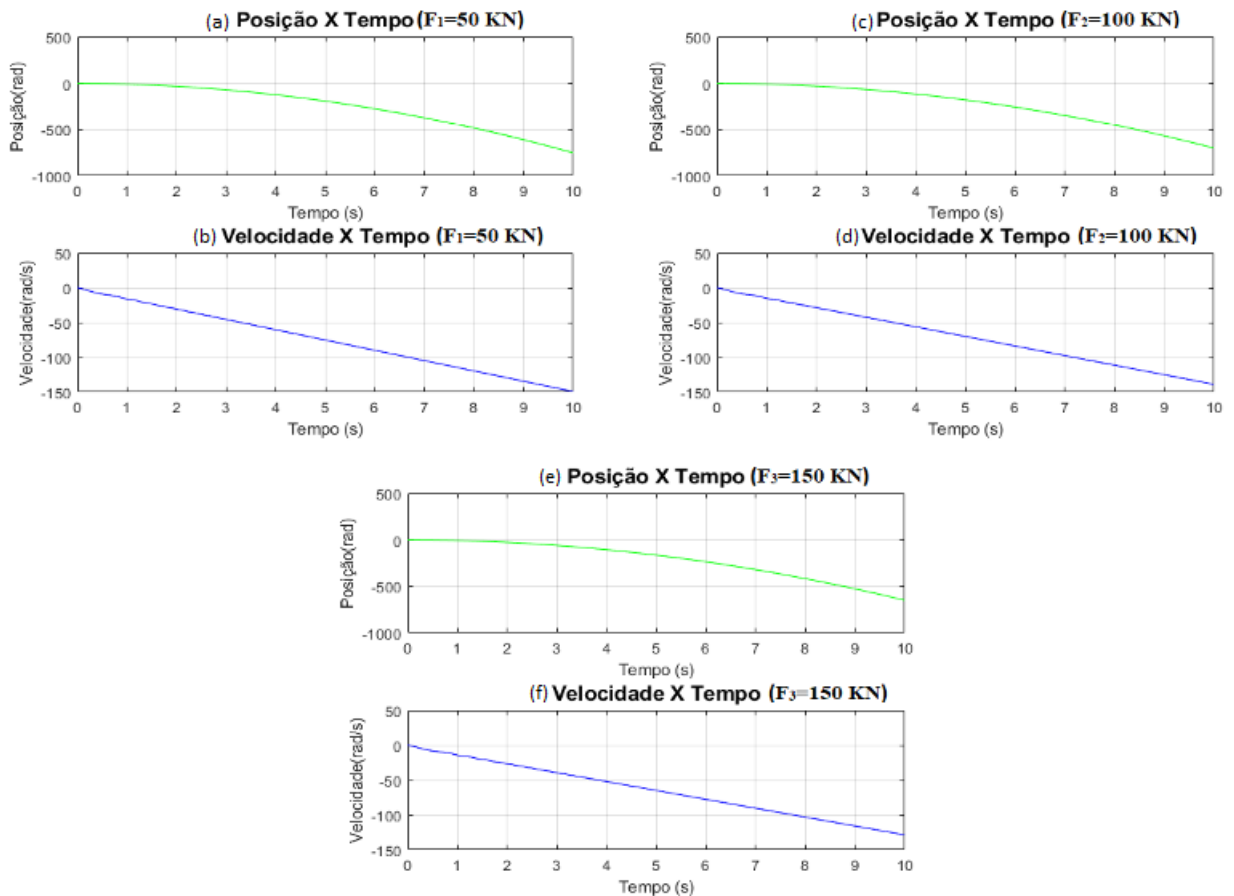
Fonte: Elaborada pelo autor.

Verificou-se uma variação nas respectivas posições e da velocidades angulares, entre zero e -1000 radianos e de zero à -200 radianos por segundo, nas juntas motoras associadas ao joelho após 10 segundos de acionamento do mecanismo de acordo com o aumento da força axial aplicada ao sistema de transmissão durante o movimento de extensão dos elos móveis do dispositivo.

Entretanto, ao serem aplicada as mesmas forças axiais, ou seja, $F_1 = 50kN$, $F_2 = 100kN$

e $F_3 = 150kN$ obtém-se os respectivos torques $\tau_{L1} = 35,27N$, $\tau_{L2} = 70,54N$ e $\tau_{L3} = 105,80N$ assim como as posições e velocidades angulares das juntas dos elos móveis do dispositivo durante o movimento de flexão, segundo a (Figura 5.5).

Figura 5.5 – Posições e velocidades durante o movimento de flexão: (a) Posição X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (b) Velocidade X Tempo quando $F_1 = 50kN$, (c) Posição X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (d) Velocidade X Tempo quando $F_2 = 100kN$, (e) Posição X Tempo quando $F_3 = 150kN$, (f) Velocidade X Tempo quando $F_3 = 150kN$.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Percebeu-se que as respectivas posições e velocidades angulares das juntas motoras associadas ao joelho também variam entre zero e -700 radianos e de zero à -150 radianos por segundo, após 10 segundos de acionamento do dispositivo, com aplicação de tais forças na manivela acoplada ao parafuso de potência, promovendo o movimento de flexão do mesmo, porém, tais posições e velocidades angulares são menores devido aos torques serem menores para o movimento de flexão em relação ao movimento de extensão, por sofrer o efeito do atrito entre as roscas e parafuso de potência, ao considerar que o parafuso de potência seja autoretentor, devido a escolha de um torque positivo para seu acionamento (NORTON, 2013).

Tais resultados traz incentivos quanto à confecção, viabilidade e usabilidade do dispositivo ortético proposto, mas, pode-se estabelecer outros parâmetros de dimensionamento

para o sistema de transmissão, afim de melhorar a eficiência da velocidade e redução do torque de acionamento do dispositivo, porém essa análise é deixada para estudos posteriores, assim quanto a utilização de engrenagens para o acionamento lateral da manivela no sistema de transmissão do mecanismo. Também foi desenvolvida uma simulação 3D de um protótipo do dispositivo, como será apresentado a seguir.

5.3 SIMULAÇÃO 3D EM CAD DE UM PROTÓTIPO DO DISPOSITIVO

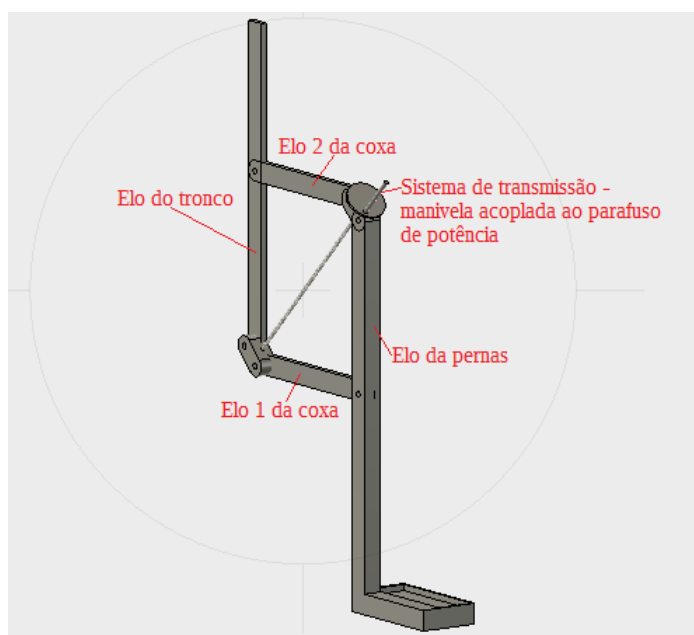
O termo protótipo deriva das palavras gregas, *protós* e *typos*, que significam respectivamente, primeiro e tipo; porém é melhor traduzido por primeiro molde ou modelo, em fase de testes, análise e desenvolvimento (KAMINSKI, 2000).

O protótipo virtual parametrizado do dispositivo ortético foi desenvolvido usando-se do software CAD *Fusion360*[®], para verificar quanto sua usabilidade e viabilidade de construção mecânica, partindo do dimensionamento já estabelecidos para a simulação numérico-computacional.

Baseado na simetria anatômica do corpo humano quanto ao plano sagital, o mecanismo foi simulado apenas para a perna direita do usuário, pois os movimentos do mecanismo para a perna esquerda são análogos (SILVA, 2015).

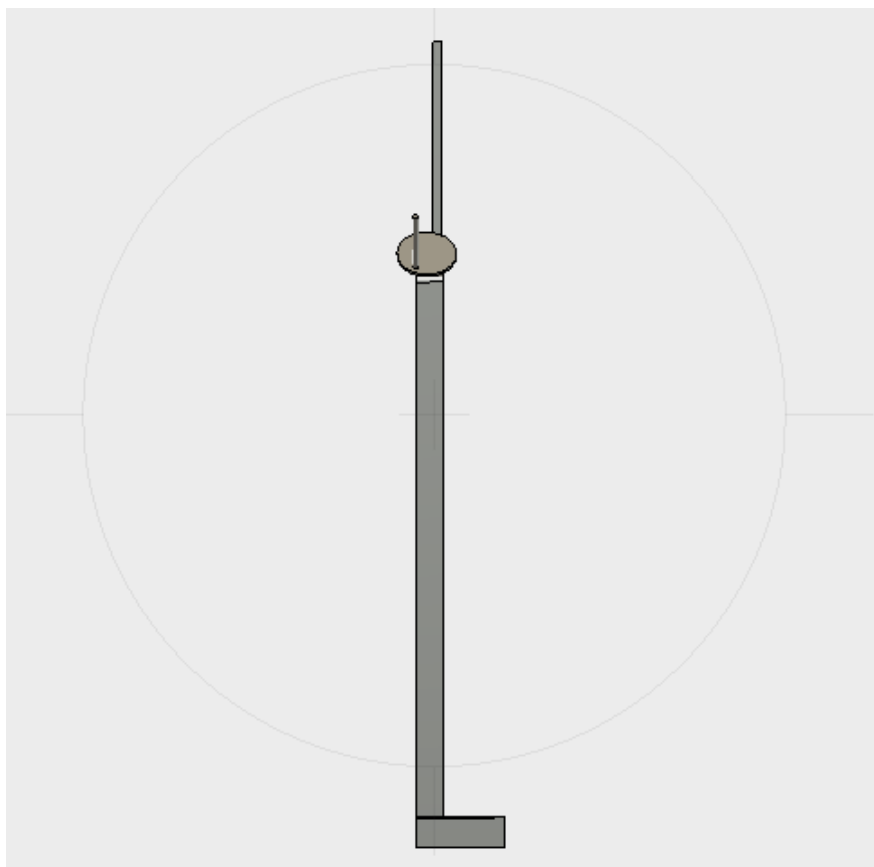
A (Figura 5.6) ilustra uma visão isométrica do dispositivo em CAD, já a (Figura 5.7) apresenta uma vista frontal e a (Figura 5.8) uma vista superior.

Figura 5.6 – Vista isométrica do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.



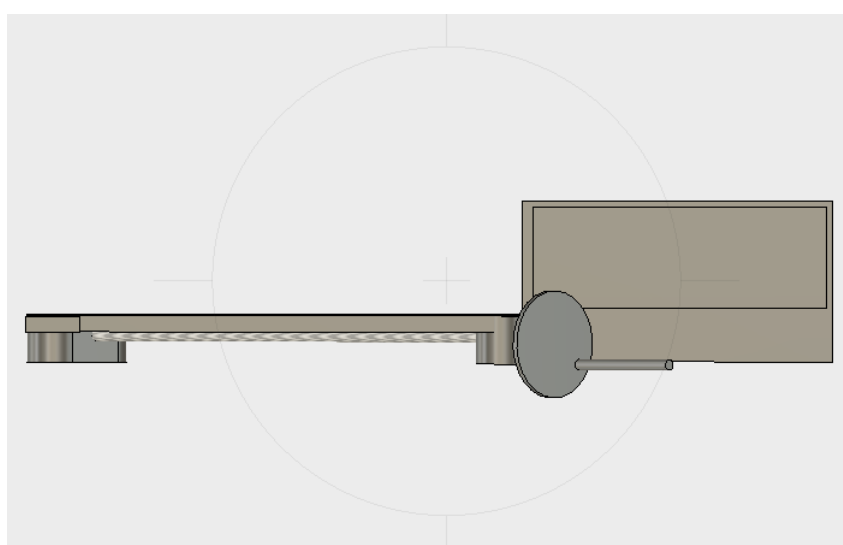
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.7 – Vista frontal do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.



Fonte: Elaborada pelo autor.

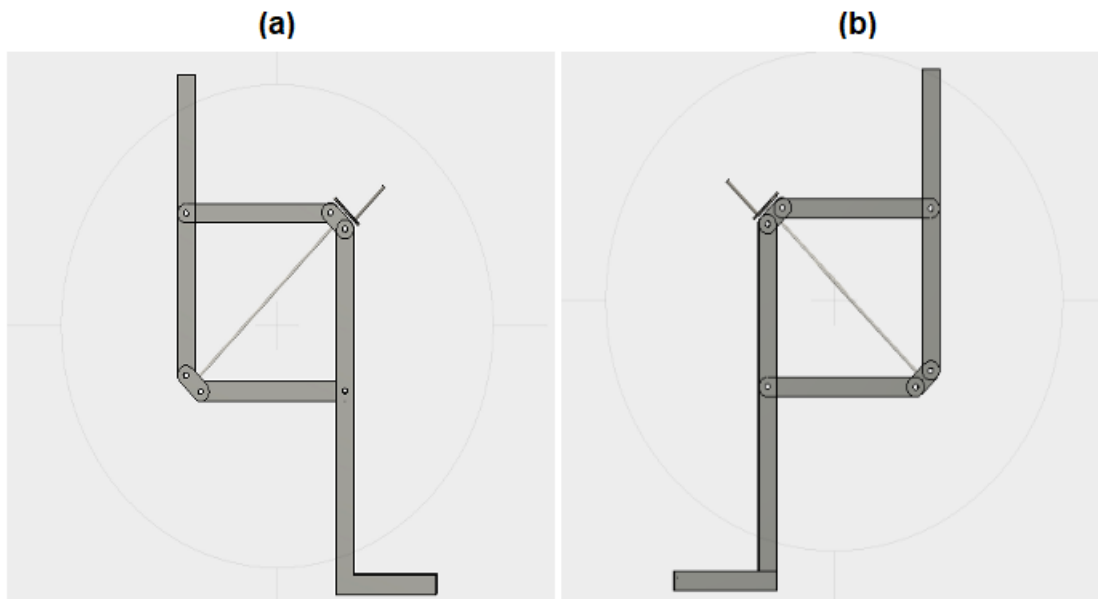
Figura 5.8 – Vista superior do dispositivo ortético desenvolvido em CAD.



Fonte: Elaborada pelo autor.

As vistas laterais direita e esquerda são representadas pela (Figura 5.9).

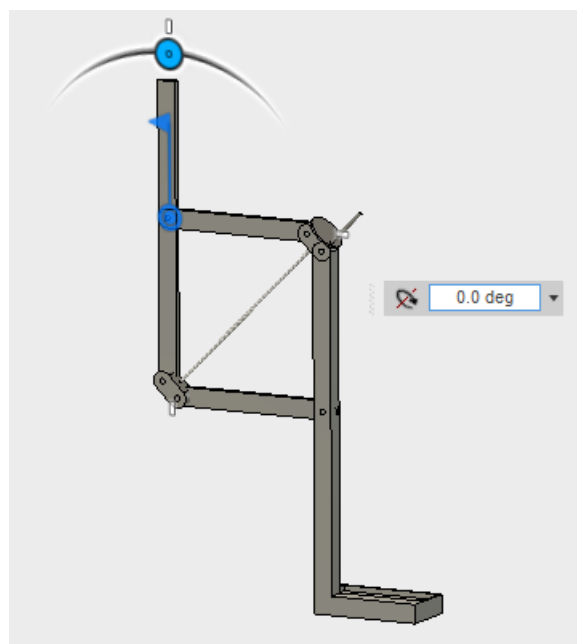
Figura 5.9 – Vistas laterais do dispositivo ortético desenvolvido em CAD: (a) Direita; (b) Esquerda.



Fonte: Elaborada pelo autor.

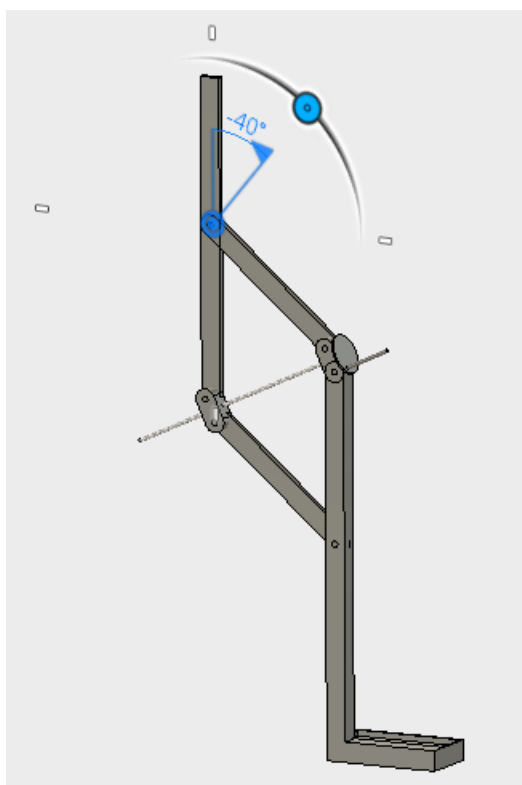
Para movimento de extensão do dispositivo, estabeleceu-se uma variação de 0 a 80 graus para o espaço de trabalho das juntas motoras dos elos onde uma posição inicial é ilustrada na (Figura 5.10). Entretanto, uma posição média é apresentada na (Figura 5.11) e uma posição final, na (Figura 5.12). Cabe ressaltar que os movimentos para a flexão dos elos do mecanismo serão análogos aos do movimento de extensão.

Figura 5.10 – Posição inicial do movimento de extensão do dispositivo ortético.



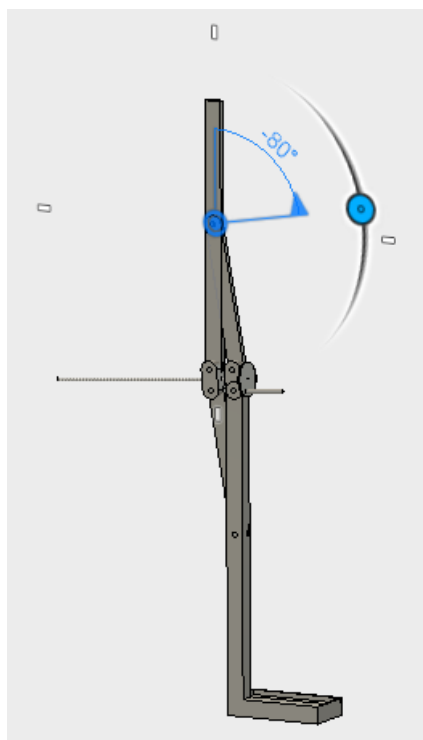
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.11 – Posição média do movimento de extensão do dispositivo ortético.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.12 – Posição final do movimento de extensão do dispositivo ortético.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Capítulo 6

CONCLUSÃO E ESTUDOS FUTUROS

Há algumas alternativas de TA que atendem os indivíduos com paraplegia, quanto a sua mobilidade. Dentre as mesmas, destacam-se o uso da CR e órteses. Porém, de acordo com a revisão bibliográfica realizada durante a pesquisa, percebeu-se que alguns modelos de órteses existentes para auxiliar nos movimentos do tronco, quadril e membros superiores ainda estão em fase de testes, apesar de existirem modelos elétricos comerciais, e que dependem de tecnologias que encarecem esses dispositivos, tais como uso de atuadores elétricos para o sistema de transmissão e sistema eletrônico-computacional para o controle dos seus movimentos. Aqui foi avaliado o desenvolvimento de um dispositivo ortético de baixo custo, manual para ser acoplado na CR, no intuito de auxiliar o indivíduo paraplégico a ficar novamente sobre os pés.

A pesquisa iniciou com apresentação de uma análise anatômica e cinesiológica para os movimentos corporais, enfatizando os movimentos do tronco, quadril e membros inferiores nas atividades físicas levantar e sentar, pois foi preciso compreender os movimentos de extensão e flexão desses segmentos corporais para a prototipagem de um mecanismo robótico que simule tais movimentos. Um modelo matemático foi apresentado para representar a trajetória do dispositivo ortético, segundo os movimentos dos elementos associados às articulações do tronco, quadril e dos membros inferiores, respeitando suas medidas antropométricas segmentares. Para isso, conceitos de robótica e de transformação homogênea foram utilizados para definir a geometria e o posicionamento referentes aos nós interligados aos segmentos mecânicos que correspondem às juntas e elos do mecanismo, através da cinemática direta.

Foi adotado um modelo geométrico de um mecanismo robótico quatro barras paralelogramo bastante utilizado na indústria, devido a sua simplicidade por depender de apenas um ponto de acionamento e por apresentar apenas um grau de liberdade, que atende satisfatoriamente os movimentos de extensão e flexão esperados para o dispositivo ortético. Para que o dispositivo fosse realmente de baixo custo, o sistema de transmissão e controle do mecanismo foi desenvolvido utilizando-se de uma manivela acoplada a um parafuso de

potência de rosca quadrada simples encaixado em elos rosqueados.

O formalismo lagrangeano foi usado para determinar equações que correspondem a variação das posições e velocidades das juntas motoras associada ao joelho, através do torque aplicado nas mesmas com o acionamento do sistema de transmissão mecânica do dispositivo ortético. Uma avaliação quanto à validação da funcionalidade e usabilidade do mecanismo foi realizada através de simulações numérico-computacionais em softwares para cálculos científico. As simulações numérico-computacionais da trajetória e da variação das posições e velocidades das juntas motoras foram satisfatórias para viabilizar a confecção do dispositivo ortético, sendo desenvolvidas através do software *Matlab*®.

Também um protótipo virtual foi construído para simular os movimentos de extensão e flexão do dispositivo ortético com o uso do software *Fusion360*®, adotando-se as mesmas dimensões antropométricas da simulação numérico-computacional do modelo matemático. A escolha do software foi baseada quanto à simplicidade de uso dos seus comandos em relação a outros softwares CAD existentes e por ser um modelador sólido de desenho 3D assistido por computador através de parâmetros estabelecidos, que permitem simulações dinâmicas de um protótipo virtual desenvolvido por etapas.

Dentre os principais resultados decorrentes da pesquisa, destacam-se:

- Desenvolvimento de um modelo matemático para descrever a trajetória dos nós do dispositivo ortético;
- Simulação numérico-computacional para a representação gráfica da trajetória dos nós do dispositivo ortético, validando a viabilidade de construção mecânica;
- Determinação da variação das posições e velocidades das juntas motoras associada ao joelho usando-se das equações de Lagrange;
- Simulação numérico-computacional para representar graficamente as variações das posições e velocidades das juntas motoras através do formalismo lagrangeano, utilizando o método iterativo de Runge-Kuta de 4ª ordem;
- Protótipo virtual desenvolvido em CAD do dispositivo ortético com acionamento manual e de baixo custo, para ser acoplado na CR, no intuito de verificar a usabilidade do mecanismo para auxiliar o paraplégico a caminhar novamente sobre os pés.

Para estudos futuros, visando a continuidade da pesquisa, é proposto:

- A escolha do material a ser utilizado na confecção do dispositivo ortético através de análise da resistência de materiais;

- Uma análise quanto a fadiga mecânica dos elementos do mecanismo robótico de acordo com o material usado para sua confecção;
- Otimização dos parâmetros de dimensionamento da rosca do parafuso de potência do sistema de transmissão, afim de melhorar sua eficiência quanto a velocidade e torque durante o acionamento do dispositivo ortético;
- Motorização do acionamento do sistema de transmissão e do controle do mecanismo robótico, buscando componentes eletromecânicos que mantenham a proposta inicial de ser um dispositivo ortético de baixo custo;
- Uso de engrenagens para acionar a manivela lateralmente junto com o sistema de transmissão do dispositivo ortético.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, M. V. *Desenvolvimento de uma órtese ativa para os membros inferiores com sistema eletrônico embarcado*. 98 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Rio Grande do Norte, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 51, 55 e 80.

ASADA, H.; SLOTINE, J. *Robot Analysis and Control*. New York: Editora John Wiley and Sons, 1986. Citado 8 vezes nas páginas 64, 68, 69, 70, 71, 72, 73 e 75.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 9050: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos*. Rio de Janeiro, 2015. 91 p. Citado na página 48.

BANALA, S. K. *et al.* A gravity balancing leg orthosis for robotic rehabilitation. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004*, v. 3, p. 2474–2479, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 51, 53 e 80.

BARBOSA, C. P. de F. M. *Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha*. 126 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) — Universidade Federal de Uberlândia, Minho-Pt, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 66.

BATISTA, R. F. *Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótica de reabilitação da marcha antropomórfica*. 94 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 28, 66 e 80.

BEDOTTO, R. A. Biomechanical assessment and treatment in lower extremity prosthetics and orthotics: a clinical perspective. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, v. 17, n. 1, p. 203–243, 2006. Citado na página 28.

BERSCH, R. *Introdução à tecnologia assistiva*. Porto Alegre: CEDI, 2008. Citado na página 45.

BINDER, H. Traumatic spinal cord injury. *Handb Clin. Neurol.*, v. 110, n. 1, p. 411–426, 2013. Citado na página 27.

BOSECKER, C. J.; KREBS, H. I. Mit-skywalker. *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, S.v., n. S.n., p. 542–549, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 54 e 80.

BRASIL. *SDHPR: Secretaria nacional de promoção dos direitos da pessoa com deficiência*. Brasília: SNPD, 2012. Citado na página 45.

- BROMLEY, I. *Tetraplegia and paraplegia: a guide for physiotherapists*. S.l.: Elsevier Health Sciences, 2006. Citado na página 47.
- BURDEN, J. D. F. R. L. *Numerical Analysis*. Boston-USA: Ed. Brooks/Cole Cengage Learning, 2011. Citado na página 100.
- CAMPOS, M. F. *et al.* Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgias*, v. 35, n. 2, p. 88–93, 2008. Citado na página 43.
- CARRACA, V. *Introdução à Robótica Industrial*. São José dos Campos: Ed. INPE, 2015. Citado 5 vezes nas páginas 64, 74, 76, 81 e 83.
- CHEN, Y. *et al.* Causes of spinal cord injury. *Top Spinal Cord Injury Rehabil*, v. 19, n. 1, p. 1–8, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 27, 43 e 44.
- COBB, G. L. *Walking motion*. Google Patents, 1935. US Patent 2,010,482. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US2010482>>. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 52.
- CUNHA, M. J.; TANAKA, C. *Elaboração de um protocolo clínico para avaliação das atividades de levantar e sentar*. 51 f. Monografia (Especialização) — Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 40, 63 e 96.
- DEVIVO, M. J. Epidemiology of traumatic spinal cord injury. trends and future implications. *Spinal Cord*, v. 50, n. 5, p. 365–372, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 43 e 44.
- DOLLAR, A. M.; HERR, H. Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art. In: *10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, v. 1, n. S.n., p. 968–977, 2007. Citado na página 51.
- _____. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. In: *11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 52.
- DRILLIS, R.; CONTINI, R. Body segment parameters. *Office of Vocational Rehabilitation*, S.v., n. S.n., p. 166–173, 1966. Citado 2 vezes nas páginas 94 e 95.
- EDELSTEIN, J.; BRUCKNER, J. *Órteses: abordagem clínica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 49.
- GARBER, S. L. Wheelchair cushions: A historical review. *The American Journal of Occupational Therapy*, v. 39, n. 6/7, p. 453–459, 1985. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.
- GOULART, F. R. P.; VALLS-SOLE, J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology*, v. 110, n. S.n., p. 1634–1640, 1999. Citado na página 39.
- GREENBAUM; ANNE; CHARTIER, T. P. *Numerical methods: design, analysis, and computer implementation of algorithms*. Princeton-USA: Ed. Princeton University Press, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 91 e 99.
- HALL, S. J. *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. Citado 3 vezes nas páginas 37, 38 e 98.
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentos de Física I*. São Paulo: LTC, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 81, 83 e 89.

HAMILL, J. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Editora Manole, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 66.

HAVANAN, E. P. *A mathematical model of the human body*. Ohio: Ed. AFB, 1964. Citado na página 66.

HEIJDEN, M. M. P. V. D. *et al.* Measuring functional limitations in rising and sitting down: development of a questionnaire. *Gait and Posture*, v. 30, p. 110–114, 2009. Citado na página 39.

IBGE. *Pesquisa de Orçamentos Familiares 2008-2009: Antropometria e estado nutricional de crianças, adolescentes e adultos no Brasil*. Rio de Janeiro: IBGE, 2009. Citado na página 95.

IÓRIO, V. de M.; JUNIOR, R. I. *Equações diferenciais parciais: uma introdução*. Rio de Janeiro: IMPA, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 80 e 89.

JARDIM, B. *Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto Para Membros Inferiores*. 102 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009. Citado na página 55.

JENG, S. F. *et al.* Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. *Phys Ther.*, v. 70, n. S.n., p. 511–520, 1990. Citado na página 39.

JEONG, Y. J. *Design of Low Profile, Modular Lower Extremity Exoskeletons*. 68 f. Tese (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) — University of California, Berkeley, 2014. Citado 7 vezes nas páginas 28, 42, 44, 57, 58, 78 e 80.

JÚNIOR, G. D. L. S. *Desenvolvimento de um exoesqueleto para movimentação/reabilitação de paraplégicos*. 138 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 51, 58 e 80.

JUNIOR, G. V. *et al.* *Cinesiologia*. Ponta Grossa - PR: Ed. UEPG, 2011. Citado na página 34.

KAMANETZ, H. L. A brief history of the wheelchair. *Journal of the history of medicine and allied sciences*, v. 24, n. 2, p. 205–210, 1969. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.

KAMINSKI, P. C. *Desenvolvendo produtos com planejamento, criatividade e qualidade*. Rio de Janeiro: Ed. LTC, 2000. Citado na página 102.

LAW, A. M.; KELTON, W. D. *Simulation modeling and analysis*. New York: Ed. McGraw-Hill, 1991. Citado na página 93.

LINDQUIST, N. J. *et al.* Reliability of the performance and safety scores of the wheelchair skills test version 4.1 for manual wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 32, n. 1/2, p. 1752–1757, 2010. Citado na página 44.

LOUIE, D. R. *et al.* Gait speed using powered robotic exoskeletons after spinal cord injury: a systematic review and correlational study. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, v. 1, n. 1, p. 1–10, 2015. Citado na página 27.

MATOS, D. F. *Dispositivos Protésicos Exteriores: Estudo, Desenvolvimento, Produção, Ensaio e Certificação*. 153 f. Dissertação (Mestrado em Design Industrial) — Universidade do Porto, Porto, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 51.

- MAURER, C. L.; SPRIGLE, S. Effect of seat inclination on seated pressures of individuals with spinal cord injury. *Physical Therapy*, v. 84, n. S.n., p. 255–261, 2004. Citado na página 48.
- MEIROVICTH, L. *Methods of analytical dynamics*. New York: Ed. McGraw-Hill, 1970. Citado 3 vezes nas páginas 80, 89 e 97.
- MOORE, A. J.; NEWELL, D. W. *Neurosurgery principles and practice*. London: Ed. Springer, 2005. Citado na página 43.
- MOREIRA, B.; GODOY, J.; JUNIOR, W. *Anatomia e Cinesiologia Clínica do Aparelho Locomotor*. São Paulo: Phe Saurus., 2004. Citado 5 vezes nas páginas 34, 35, 36, 78 e 79.
- NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. Brasil: Ed. Elsevier, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.
- NEW, P. W.; CRIPPS, R. A.; BONNE-LEE, B. Global maps of non-traumatic spinal cord injury epidemiology: towards a living data repositior. *Spinal Cord*, v. 11, n. 1, p. 113–124, 2013. Citado na página 27.
- NIKU, S. *Introduction to Robotics*. New York: Editora John Wiley and Sons, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 68, 70 e 71.
- NORTON, K. M. A brief history of prosthetics. *In Motion*, v. 17, n. 7, p. 11–13, 2007. Citado na página 49.
- NORTON, R. L. *Projeto de máquinas: uma abordagem integrada*. Porto Alegre: Ed. Bookman, 2013. Citado 5 vezes nas páginas 67, 76, 77, 78 e 101.
- ORTOBRAS, INDÚSTRIA E COMÉRCIO DE ORTOPEDIA. *Manual de usuário M3: cadeiras de rodas dobráveis*. Barão-RS, 2008. 24 p. Citado na página 63.
- PALEG, G. *et al.* Position on the application of wheelchair standing devices. *Assistive Technology*, v. 10, n. 21, p. 161–168, 2009. Citado na página 28.
- PARK, U. J.; JANG, S. H. The influence of backrest inclination on buttock pressure. *Annals of Rehabilitation Medicine*, v. 44, n. 3, p. 459–466, 2011. Citado na página 48.
- QUARTERONI, A.; SALERI, F. *Cálculo científico com MATLAB e Octave*. Milan-Italia: Ed. Springer Verlag, 2008. Citado na página 94.
- QUINTERO, H. A.; FARRIS, R. J.; GOLDFAR, M. Control and implementation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE International Conference of Rehabil Robot*, v. 91, n. 1/2, p. 1–19, 2011. Citado na página 28.
- ROBINSON, P.; O'MEARA, M. J. The thomas splint: Its origins and use in trauma. *J Bone Joint Surg Br*, v. 17, n. 4, p. 540–544, 2009. Citado na página 50.
- RODRIGUES, I. O. *ORTODESIGN-Redesign de Ortótese para Paralisia do Nervo Radial*. 121 f. Dissertação (Mestrado em Design de Equipamento) — Universidade de Lisboa, Lisboa, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 49, 50 e 51.
- RODRIGUES, P. R.; ALVES, L. R. G. Tecnologia assistiva: uma revisão do tema. *Holos*, v. 6, n. 29, p. 170–180, 2013. Citado na página 45.

ROORDA, L. *et al.* Measuring functional limitations in rising and sitting down: development of a questionnaire. *Arch Phys Med Rehabil.*, v. 77, p. 663–669, 1996. Citado na página 39.

ROSÁRIO, J. M. *Princípios de Mecatrônica*. São Paulo: Editora Pearson, 2005. Citado na página 61.

RUSSI, P. C. *Estudo de um modelo dinâmico para avaliação física do corpo humano*. 84 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2002. Citado na página 88.

SANTOS, C. S. *Proposta de órtese exoesquelética baseada no mecanismo do paralelogramo para a reprodução da marcha humana*. 276 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009. Citado 4 vezes nas páginas 51, 64, 65 e 80.

SANTOS, D. P. dos. *Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores*. 135 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011. Citado 4 vezes nas páginas 56, 57, 80 e 88.

SEELEY, R. R.; STEPHENS, T. D.; TATE, P. *Anatomy and Physiology*. São Paulo: McGraw Hill, 2007. Citado na página 41.

SEYMOUR, R. *Prosthetics and Orthotics: Lower limb and spinal*. USA Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 49 e 50.

SHIH, R. H. *Parametric Modeling with Autodesk Fusion 360*. Mission-USA: Ed.SDC Publications, 2017. Citado na página 94.

SILVA, J. R. A. *Avaliação e Certificação de dispositivos Protéticos e Ortéticos para o Membro Inferior*. 72 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) — Universidade do Porto, Porto, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 48.

SILVA, M. *Apontamentos de Biomecânica articular: curso de biomecânica do movimento*. Minho: Ed. IST, 2004. Citado na página 33.

SILVA, V. R. *Cinesiologia e biomecânica*. Rio de Janeiro: SESES, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 78, 98 e 102.

SOUZA, R. R. *Anatomia Humana*. Brasil: Ed. Manole, 2001. Citado na página 42.

TARICCO A. W. POETSCHER, F. C. G. P. M. A. Traumatismo raquimedular: aspectos neurocirúrgicos. In: _____. *Pronto-socorro: condutas do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo*. 2. ed. Barueri: Manole, 2008. cap. 13, p. 586–589. Citado na página 43.

TERRA, R. M.; MINAMOTO, H.; JATENE, F. B. Intratracheal stent: prosthesis or orthosis? *J. bras. pneumol.*, v. 32, n. 6, p. 606–607, 2006. Citado na página 49.

TSUKAHARA, A.; HASEGAWA, Y.; SANKAI, Y. Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit hal. *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 211–217, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 54 e 80.

UICKER, J. J.; PENNOCK, G. R.; SHIGLEY, J. E. *Theory of Machines and Mechanisms*. New York: Ed. Oxford University Press, 2003. Citado 3 vezes nas páginas 61, 76 e 99.

VASCONCELOS, A. S. *et al.* Nursing interventions on the needs of people with spinal cord injury: an integrative review. *Online Brazilian Journal of Nursing*, v. 9, n. 2, p. 19–36, 2010. Citado na página 42.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; CONNOR, J. C. O. *Dynamics Of Human Gait*. Cape Town - South Africa: Ed. Kiboho Publishers, 1999. Citado na página 79.

VUKOBRATOVIC, M.; HRISTIC, D.; STOJILJKOVIC, Z. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and Biological Engineering*, v. 12, n. 1, p. 66–80, 1974. Citado na página 53.

WATTS, L. T. *et al.* Normobaric oxygen worsens outcome after a moderate traumatic brain injury. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, v. 35, n. 7, p. 1137–1144, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 43.

WHITTLE, D. A. *Gait analysis: an introduction*. USA Michigan: Butterworth-Heinemann, 2007. Citado 5 vezes nas páginas 35, 36, 37, 38 e 39.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement gait*. Waterloo: Editora Wiley, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 83 e 94.

YUSA, H. *et al.* 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*, v. 1, n. S.n., p. 151–158, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 56.

APÊNDICE A

SIMULAÇÃO DA TRAJETÓRIA DO DISPOSITIVO ORTÉTICO

Código A.1 – Função Medida dos Elos do dispositivo ortético.

```
function y=dis(x1,x2,y1,y2)
    y=sqrt((x2-x1)^2+(y2-y1)^2);
end
```

Código A.2 – Modelo geométrico do dispositivo ortético.

```
% medidas dos comprimentos dos elos da perna, coxa e tronco
    L1=0.48; % perna
    L2=0.41; % coxa
    L3=0.78; % tronco
    L4=L1+L3;
% Trajetoria
    th= 0:0.01:4*pi/9;
% No A3
    X3 = L2*cos(th);
    Y3 = L1+L2*sin(th);
% No A4
    X4 = L2*cos(th);
    Y4 = L1+L2+L2*sin(th);
% No A5
    X5 = L2*cos(th);
    Y5 = L1+L3+L2*sin(th);
% Trajetorias T1, T2 e T3 para os nos A3, A4 e A5
    plot(X3,Y3;X4,Y4;X5,Y5)
% Posicao dos elos quanto ao espaco de trabalho da junta do joelho
    for t= 0:0.01:4*pi/9;
        % para o elo L1
            x1 = 0;
            y1 = L1;
        % para o elo L2
            x2 = x1;
            y2 = L1+L2;
        % para o elo L3
            x3 = L2*cos(t);
            y3 = L1+L2*sin(t);
        % para o elo L4
            x4 = L2*cos(t);
            y4 = L1+L2+L2*sin(t);
            x5 = L2*cos(t);
            y5 = L1+L3+L2*sin(t);
        hold on
        axis([0,2,0,2])
% Representacao geometrica dos elos
        line([0,x2],[0,y2])
        line([x1,x3],[y1,y3])
        line([x2,x4],[y2,y4])
        line([x3,x4],[y3,y4])
        line([x4,x5],[y4,y5])
    pause(1e-1)
    clf
% Simulacao
    disp([ dis(0,x1,0,y1) dis(x1,x2,y1,y2) dis(x1,x3,y1,y3) dis(x3,x4,y3,y4)
        ) dis(x3,x5,y3,y5)])
    grid
    end
```

APÊNDICE B

**SIMULAÇÃO CINEMÁTICA DO
DIPOSITIVO ORTÉTICO**

Código B.1 – Método numérico de Runge-Kutta 4. Ordem - Parte 1.

```

clear;
clc;
%constantes cinematicas e cineticas
H=input('Entre com a medida do comprimento da altura do individuo=');
M=input('Entre com a massa do individuo=');
F=input('Entre com a carga F aplicada no sistema de transmissao=');
%comprimento dos segmentos corporais
l1=0.285*H; % comprimento da perna
l2=0.245*H; % comprimento da coxa
l3=0.470*H; % comprimento do tronco
%raios proximais dos segmentos corporais
r1=0.44*H; % raio proximal do tronco
r2=0.433*H; % raio proximal da coxa
r3=0.433*H; % raio proximal da coxa
%massas dos segmentos corporais
M1=0.060*M; % massa da perna
M2=0.097*M; % massa da coxa
M3=0.382*M; % massa do tronco
%Massas dos elos dos segmentos corporais do dispositivo ortetico
me1=0.018*M1; % massa do elo da perna
me2=0.029*M2; % massa do elo da coxa
me3=0.029*M3; % massa do elo do tronco
%Elementos para o calcular o torque do sistema de transmissao do
    dispositivo
dm=0.0225; % diametro medio do parafuso de potencia
l=0.005; % avanço da rosca
f=0.008; % resistencia de friccao da rosca
%torques do sistema de transmissao do dispositivo
TR=(F*dm/2)*((pi*f*dm+l)/(pi*dm-f*l)); % torque para levantar a carga
    corporal
TL=(F*dm/2)*((pi*f*dm-l)/(pi*dm+f*l)); % torque para baixar a carga
    corporal
g = 9.81; % Aceleracao da gravidade
%Coeficientes da EDO em relacao as massas e medidas dos elos e
    segmentos
c1=(M2+2*me2)*(l2^2+r1^2)+(M3+me3)*(l2^2+r2^2);
c2=g*((M1+me1+me2)*(l1+l2)+(M3+me3)*(l1+l3));
c3=g*(M2+2*me2+M3+me3)*l2;
R1=-c2/c1;
R2=-c3/c1;
R3=-TR/c1;
R3=-TL/c1;
  
```

Código B.2 – Método numérico de Runge-Kutta 4. Ordem - Parte 2.

```

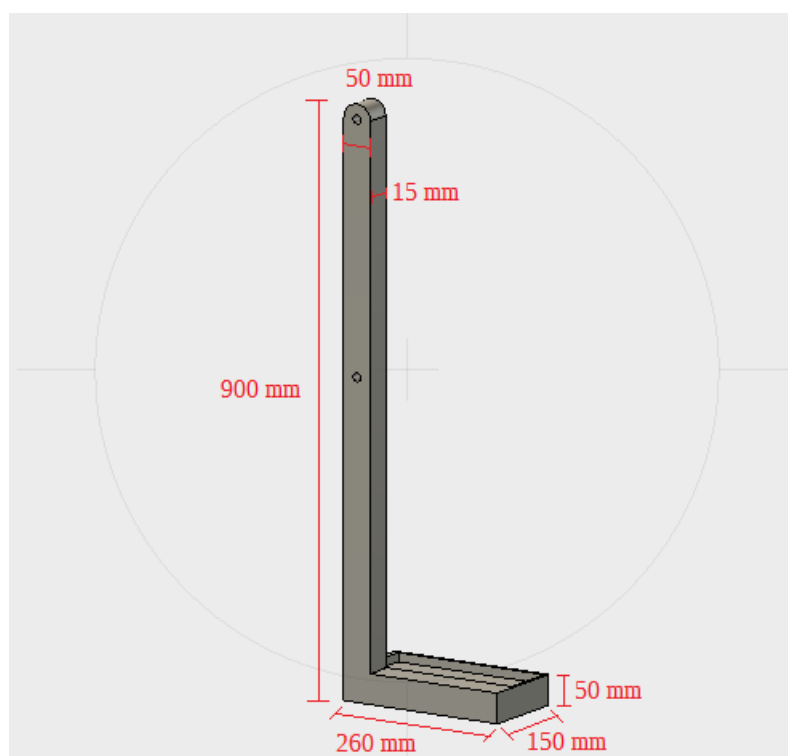
%Condicoes
N=1000;
t0=0;
tf=10;
theta0=(1/10)*pi;
omega0=(1/10)*pi;
h=(tf-t0)/N;
tt=[t0:h:tf];
ttheta=zeros(size(tt));
oomega=zeros(size(tt));
ttheta(1)=theta0;
oomega(1)=omega0;
%Metodo de Runge Kutta de 4 Ordem
for k=1:N
k1=h*(R1+R3+R2*cos(ttheta(k)));
m1=h*oomega(k);
k2=h*(R1+R3+R2*(cos(ttheta(k)+m1/2)));
m2=h*(oomega(k)+m1/2);
k3=h*(R1+R3+R2*(cos(ttheta(k)+m2/2)));
m3=h*(oomega(k)+k2/2);
k4=h*(R1+R3+R2*(cos(ttheta(k)+m3/2)));
m4=h*(oomega(k)+k3);
oomega(k+1)=oomega(k)+1/6*(k1+2*k2+2*k3+k4);
ttheta(k+1)=ttheta(k)+1/6*(m1+2*m2+2*m3+m4);
end
%Graficos
close
figure(2);
subplot(2,1,1)
plot(tt,ttheta,'-g');
title('Posicao_X_Tempo','fontsize',14)
xlabel('Tempo_(s)');
ylabel('Posicao(rad)');
grid
subplot(2,1,2)
plot(tt,oomega,'-b');
title('Velocidade_X_Tempo','fontsize',14)
xlabel('Tempo_(s)');
ylabel('Velocidade(rad/s)');
grid

```

APÊNDICE C

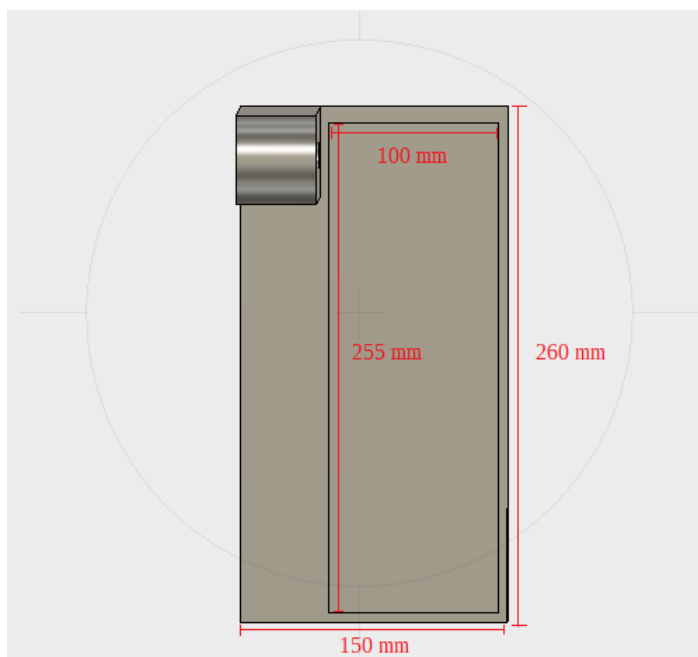
DIMENSÕES DOS ELOS DO DISPOSITIVO ORTÉTICO

Figura C.1 – Dimensões para o elo da perna do dispositivo ortético.



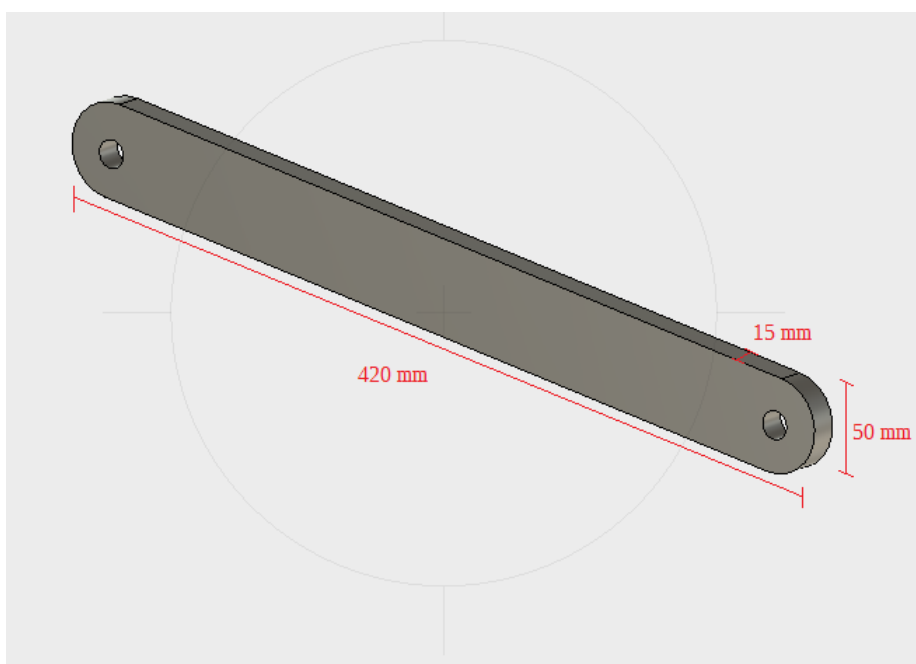
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura C.2 – Dimensões da plataforma para o pé no elo da perna do dispositivo ortético.



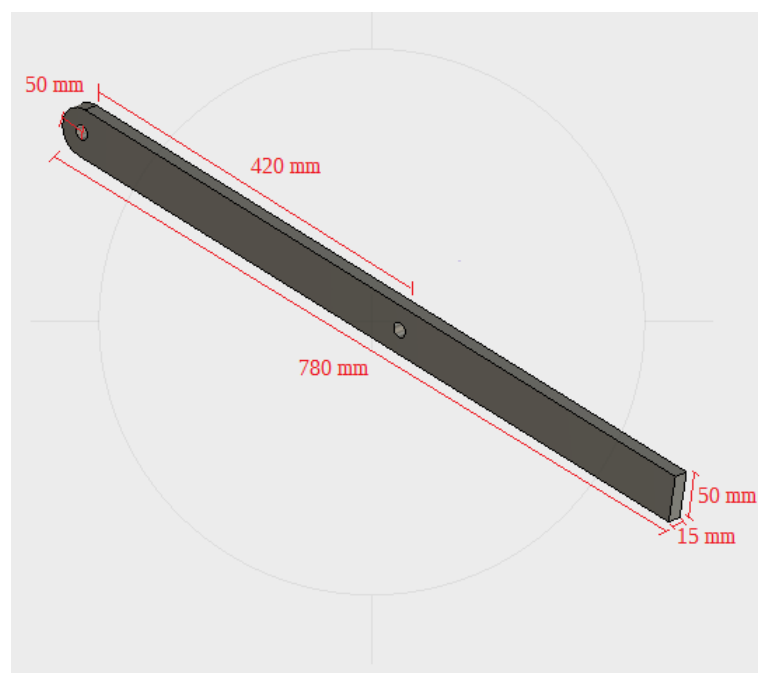
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura C.3 – Dimensões para os elos da coxa do dispositivo ortético.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura C.4 – Dimensões para o elo do tronco do dispositivo ortético.



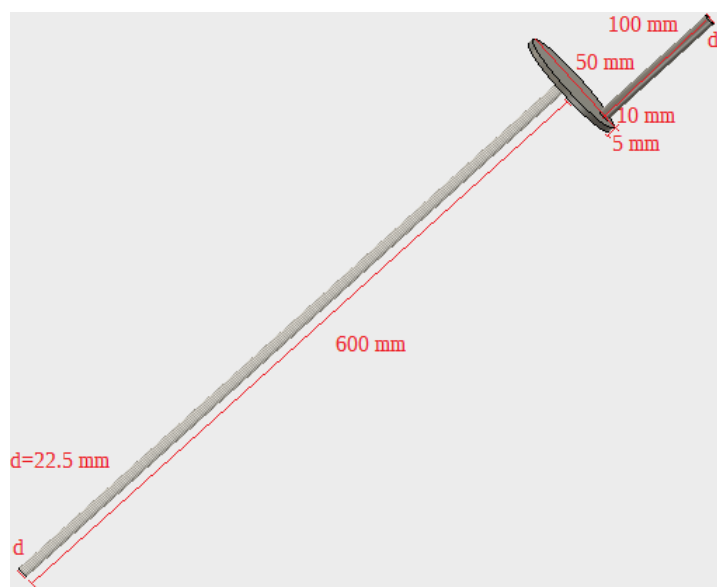
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura C.5 – Dimensões para os elos auxiliares no sistema de transmissão do dispositivo ortético.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura C.6 – Dimensões para a manivela-parafuso do dispositivo ortético.



Fonte: Elaborada pelo autor.