

**ISABELLA DE PAULA CINTRA BORGES**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA AQUÁTICO  
PARA REABILITAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR  
HUMANO**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**2018**

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

---

B732d    Borges, Isabella de Paula Cintra, 1990-  
2018    Desenvolvimento de um dispositivo de movimentação passiva contínua  
aquático para reabilitação do membro inferior humano [recurso  
eletrônico] / Isabella de Paula Cintra Borges. - 2018.

Orientador: Rogério Sales Gonçalves.

Coorientador: João Carlos Mendes Carvalho.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1210>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Pacientes - Reabilitação. 3. Robótica. 4.  
Membros inferiores - Reabilitação. I. Gonçalves, Rogério Sales, 1981-  
(Orient.). II. Carvalho, João Carlos Mendes, 1954- (Coorient.). III.  
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Mecânica. IV. Título.

---

CDU: 621

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica  
Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902  
Telefone: (34) 3239-4282 - www.posgrad.mecanica.ufu.br - secposmec@mecanica.ufu.br



## TERMO

**ALUNA:** Isabella de Paula Cintra Borges

**MATRÍCULA:** 11712EMC007

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO:** Mecânica dos Sólidos e Vibrações  
Sistemas Mecânicos

**LINHA DE PESQUISA:** Projetos de

**PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA:** NÍVEL MESTRADO

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:** "Desenvolvimento de um Dispositivo de Movimentação Passiva Contínua Aquático para Reabilitação do Membro Inferior Humano"

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada no Anfiteatro A - Bloco 50, Campus Santa Mônica, em 14 de setembro de 2018, às 14:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves (orientador) - UFU

Prof. Dr. Aldemir Ap. Cavalini Júnior - UFU

Profa. Dra. Suraya Gomes Novais Shimano - UFTM

Uberlândia, 14 de setembro de 2018



Documento assinado eletronicamente por **Rogério Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/09/2018, às 15:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Aldemir Aparecido Cavalini Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/09/2018, às 15:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Suraya Gomes Novais Shimano, Usuário Externo**, em 14/09/2018, às 15:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **0712594** e o código CRC **2A440F51**.

**ISABELLA DE PAULA CINTRA BORGES**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE MOVIMENTAÇÃO  
PASSIVA CONTÍNUA AQUÁTICO PARA REABILITAÇÃO DO  
MEMBRO INFERIOR HUMANO**

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

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

**UBERLÂNDIA – MG**

**2018**



## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus, detentor do verdadeiro conhecimento, pela graça e dom da vida, pelo suporte necessário para concluir esta dissertação.

Agradeço à minha família, grandes incentivadores para a conclusão desta dissertação. Aos meus pais e irmã, Remer, Adriana e Fernanda pelos conselhos e apoio em todas as fases de minha vida. À meu esposo Elvis, por me incentivar dando apoio e carinho, força e coragem e por não me deixar desistir.

Aos colegas do laboratório que muito colaboraram durante a execução desta dissertação.

Aos professores, em especial, ao Rogério e ao João Carlos pela paciência, dedicação, ensinamentos, auxílio e orientação durante toda à execução deste projeto.

À professora Suraya da UFTM, por me ajudar nas questões relacionadas à fisioterapia.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

À CAPES pelo apoio financeiro e a FAPEMIG.

BORGES, I. P. C. **Desenvolvimento de um dispositivo de Movimentação Passiva Contínua Aquático para reabilitação do membro inferior humano**. 2018. 127 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

## RESUMO

O ser humano sempre procurou executar suas tarefas com o mínimo de esforço possível. Assim, com o avanço da tecnologia, foram surgindo equipamentos que simplificaram a execução de várias tarefas, reduzindo o tempo necessário para cumpri-las, de modo a melhorar a qualidade de vida e facilitar processos de reabilitação/execução de tarefas. Com esse avanço, surgiram os robôs, que atualmente têm sido amplamente utilizados na área da saúde, como em cirurgias, em próteses e em estruturas que auxiliam os processos de reabilitação. Sendo assim, o resultado deste trabalho tem como intuito auxiliar tanto pacientes quanto profissionais da saúde durante sessões de reabilitação. Esta dissertação visa o desenvolvimento de um dispositivo de Movimentação Passiva Contínua (MPC) subaquático para reabilitação do membro inferior humano, a fim de proporcionar uma melhora na qualidade de vida e na autoestima de pessoas que tenham sofrido alguma lesão no membro inferior. Foi escolhido o meio aquático pelas vantagens que o mesmo apresenta como alívio do peso e segurança por parte dos pacientes e a MPC pelo fato do esforço ser externo ao paciente, possibilitando então uma reabilitação precoce. Para atingir o objetivo desta dissertação foi realizado primeiramente um estudo sobre os dispositivos de MPC existentes; sobre a água; sobre o uso de robôs na reabilitação e os dispositivos existentes para o meio aquático. Foi apresentado também um estudo sobre a cinesiologia e antropometria do membro inferior. Após isso, foi desenvolvida a modelagem matemática do dispositivo proposto nesta dissertação, construção do protótipo e, finalmente, os testes experimentais, que apresentaram pequenos erros entre o modelo numérico e modelo experimental.

---

*Palavras Chave: Robótica, Aquático, Reabilitação, Membro Inferior, Movimentação Passiva Contínua.*

**BORGES, I. P. C. Development of a Continuous Passive Motion Underwater Device for rehabilitation of the human lower limb.** 2018. 127 f. Dissertation of Master's Degree, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

## **ABSTRACT**

The human being has always sought to perform their tasks with the least possible effort. So, with the advancement of technology, devices were emerging to simplify the execution of various tasks, reducing the time required to fulfill them, in order to improve the quality of life and facilitate rehabilitation / task execution processes. With this advance, there were robots, which currently have been widely used in health care, such as surgery, prostheses and structures that assist the rehabilitation process. This work aims to develop a Continuous Passive Motion (CPM) aquatic device for rehabilitation of the human lower limb, in order to provide a better quality of life and self-esteem of people who have suffered an injury in the leg. The aquatic environment was chosen by the advantages it presents as weight relief and safety by patients. The CPM was chosen because of the effort be external to the patient, thus enabling early rehabilitation. To achieve the objective of this work was first carried out a study on the existing CPM devices, on water, on the use of robots in rehabilitation and existing devices for the aquatic environment, was also presented a study of kinesiology and anthropometry of lower limb. After it is developed a mathematical model of the mechanism proposed in this paper, the construction of the prototype and finally the experimental tests, which presented small errors between the numerical model and experimental model.

---

*Keywords: Robotics, Aquatic, Rehabilitation, Lower Limb, Continuous Passive Motion.*

## **LISTA DE FIGURAS**

FIGURA 3.1 - CORPO FLUTUANDO EM EQUILÍBRIO (ADAPTADO DE FORNAZARI, 2012). .....	11
FIGURA 3.2 - INFLUÊNCIA DA FLUTUAÇÃO NA ELIMINAÇÃO DE PESO CORPORAL (%), COM BASE EM DIFERENTES GRAUS DE IMERSÃO. AS SETAS REPRESENTAM A PRESSÃO HIDROSTÁTICA, QUE AUMENTA QUANTO MAIOR FOR A PROFUNDIDADE (CARREGARO; TOLEDO, 2008). .....	12
FIGURA 4.1 - DISPOSITIVO PROPOSTO POR SPERB (2006), COM DETALHAMENTO DO SISTEMA DE ROLDANA. .	18
FIGURA 4.2 - DISPOSITIVO DE MOVIMENTAÇÃO TERAPÊUTICA ADAPTADO DA PATENTE DE FREDERICK ET AL (1999, 2001). .....	18
FIGURA 4.3 - DISPOSITIVO MECÂNICO DO APARELHO DE MPC DE PALHARES ET AL., (2006). .....	19
FIGURA 4.4 - DISPOSITIVO DE MOVIMENTAÇÃO TERAPÊUTICA ADAPTADO DA PATENTE DE DAVID JACOFSKY ET AL., (2009, 2011). .....	20
FIGURA 4.5 - DISPOSITIVO DE MPC ADAPTADO DA PATENTE DE LAURENT BENY ET AL., (1998, 2001). .....	20
FIGURA 4.6 - SAPATILHA DE EXERCÍCIO NA ÁGUA (TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	22
FIGURA 4.7 - NADADEIRAS ZOOMERS (TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	233
FIGURA 4.8 - (A)ESTEIRA, (B)BICICLETA, (C) ESQUI AQUÁTICO E (D) HIDRO JUMP (MASTER BIKE, 2015). .....	23
FIGURA 4.9 - WET VEST (FLAG HOUSE, 2015). .....	24
FIGURA 4.10 - COLETE, CINTO E SHORT DE FLUTUAÇÃO RESPECTIVAMENTE (TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	25
FIGURA 4.11 - (A)BARRAS DE HALTERES; (B) PRANCHAS OU KICKBOARD; (C)AQUATUBUS (D) BÓIA; (E) COLAR CERVICAL (MARTINEZ; GHIORZI; LOSS, 2011). .....	25
FIGURA 4.12 - LUVAS, POLAINAS E CORDÃO DE RESISTÊNCIA (TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	25
FIGURA 4.13 - PALMAR COM CORDÃO DE RESISTÊNCIA (TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	26
FIGURA 4.14 - (A) CAVALO AQUÁTICO; (B) ESTAÇÃO DE EXERCÍCIO ( TARPINIAN; AWBREY, 2008). .....	26
FIGURA 4.15 - DISPOSITIVO RGTW (MYIOSHI ET AL., 2008). .....	28
FIGURA 5.1- EIXOS ANATÔMICOS DE REFERÊNCIA (RETIRADO DO SITE: FISIOANATOMIA, 2014). .....	33
FIGURA 5.2 - MÚSCULO RETOFEMORAL (ANTERIOR DA COXA) (ADAPTADO DE MEDEIROS, 2012). .....	34
FIGURA 5.3 - AMPLITUDES DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO DO QUADRIL (KAPANDJI, 2010). .....	35
FIGURA 5.4 - MOVIMENTOS DE EXTENSÃO DO QUADRIL (KAPANDJI, 2010). .....	36
FIGURA 5.5- (XOX') EIXO TRANSVERSO, (YOY') EIXO LONGITUDINAL DO JOELHO, (Zoz') EIXO DE REFERÊNCIA (KAPANDJI, 2010). .....	37
FIGURA 5.6 - MOVIMENTOS DE FLEXÃO DO JOELHO (KAPANDJI, 2010). .....	38
FIGURA 5.7 - EIXOS PARA ANÁLISE DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO (KAPANDJI, 2000). .....	38
FIGURA 5.8 - (A) MOVIMENTOS DE FLEXÃO PLANTAR (PONTO C) E DORSIFLEXÃO (PONTO B). (B) AMPLITUDE DOS MOVIMENTOS (KAPANDJI, 2000). .....	40
FIGURA 5.9 - AMPLITUDE DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃOPLANAR E DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO (KAPANDJI, 2000). .....	40
FIGURA 5.10 - ESTIMATIVAS DE COMPRIMENTO DAS PARTES DO CORPO EM PÉ, EM FUNÇÃO DA ESTATURA H (CONTINI E DRILLIS, 1966 – RETIRADO DE IIDA, 2005). .....	41
FIGURA 5.11- CENTROS DE MASSA RELATIVOS AO COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS CORPORAIS (RODACKI, 2004). .....	44
FIGURA 6.1 - (A) ARTICULAÇÃO DE REVOLUÇÃO; (B) ARTICULAÇÃO PRISMÁTICA (CARVALHO; IBRAHIM; COELHO, 2017). .....	48
FIGURA 6.2 - SIMULAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR NA POSIÇÃO INICIAL E SEUS RESPECTIVOS PARÂMETROS. AQUI E Q1I. ....	49
FIGURA 6.3- PARÂMETROS USADOS NA MODELAGEM MATEMÁTICA. ....	50
FIGURA 6.4 - CONFIGURAÇÃO DE SINGULARIDADE DO MECANISMO PROPOSTO. ....	52
FIGURA 6.5- CARGAS E PARÂMETROS UTILIZADOS NA MODELAGEM ESTÁTICA. ....	53
FIGURA 6.6 - DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA COXA. ....	54
FIGURA 6.7 - DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA PERNA. ....	56

FIGURA 6. 8 - SIMULAÇÃO DA FORÇA NO CABO 1 EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO QUADRIL, COM MEMBRO INFERIOR EM EXTENSÃO. ....	61
FIGURA 6. 9 - SIMULAÇÃO DA FORÇA NO CABO 1 EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO QUADRIL, COM MEMBRO INFERIOR EM FLEXÃO. ....	61
FIGURA 6. 10 - SIMULAÇÃO DA VARIAÇÃO DOS ESFORÇOS, EM FUNÇÃO DO ÂNGULO DO QUADRIL. ....	62
FIGURA 6. 11 - CONFIGURAÇÃO DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	63
FIGURA 6. 12 - CONFIGURAÇÃO DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS, AMPLIADA, COM PARÂMETROS GEOMÉTRICOS UTILIZADOS PARA MODELAGEM CINEMÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	63
FIGURA 6. 13 - PARÂMETROS UTILIZADOS PARA MODELAGEM ESTÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	64
FIGURA 6. 14 - PARÂMETROS UTILIZADOS PARA MODELAGEM ESTÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	65
FIGURA 7.1- DISPOSITIVO PROPOSTO COM MANEQUIM. ....	68
FIGURA 7.2 - DISPOSITIVO PROPOSTO. (A) EM FLEXÃO TOTAL; (B) EM FLEXÃO PARCIAL. ....	69
FIGURA 7.3 - MONTAGEM DO PRIMEIRO PROTÓTIPO. ....	69
FIGURA 7. 4- DISPOSITIVO PROPOSTO MODIFICADO. ....	70
FIGURA 7.5 - DISPOSITIVO PROPOSTO MODIFICADO, VISTO POR OUTRO ÂNGULO. ....	71
FIGURA 7.6 - PROTÓTIPO MODIFICADO. ....	71
FIGURA 7. 7 - TESTE EXPERIMENTAL DO DISPOSITIVO DE MPC AQUÁTICO. ....	72
FIGURA 7. 8 - TESTE EXPERIMENTAL DO DISPOSITIVO PROPOSTO EM UM BONECO ANTROPOMÉTRICO DO LAR. ....	73
FIGURA 7. 9 - CÉLULA DE CARGA PARA MEDIR A FORÇA. ....	74
FIGURA. 8. 1 - PEÇA PARA IMPLEMENTAÇÃO NA ESTRUTURA. ....	78
FIGURA A.1.1- SIMULAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR NA POSIÇÃO INICIAL E SEUS RESPECTIVOS PARÂMETROS. ....	89
FIGURA A.1.2 -PARÂMETROS USADOS NA MODELAGEM MATEMÁTICA. ....	90
FIGURA A.2.1 - CONFIGURAÇÃO DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	95
FIGURA A.2.2- CONFIGURAÇÃO DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS, AMPLIADA, COM PARÂMETROS GEOMÉTRICOS UTILIZADOS PARA MODELAGEM CINEMÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	96
FIGURA A.2.3-PARÂMETROS UTILIZADOS PARA MODELAGEM ESTÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO COM DOIS CABOS. ....	97
FIGURA A.2.4 -DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA COXA. ....	98
FIGURA A.2.5 - DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA PERNA Γ. ....	100

## LISTA DE SÍMBOLOS

- A = ponto de fixação da roldana  
 C = ponto de fixação do cabo q2  
 J = posição do joelho  
 Q = posição do quadril  
 B' = ponto paralelo ao ponto J, no plano horizontal da mesa  
 P = posição em que o apoio permanece em contato com a horizontal  
 P' = ponto da articulação do tornozelo  
 l1 = comprimento do segmento entre joelho e tornozelo  
 l2 = comprimento do segmento entre P e P'  
 l3 = comprimento do segmento entre ponto A e Q  
 l4 = distância entre a roldana, ponto A, e a mesa  
 l5 = distância entre a ponto P e J  
 l7 = distância de onde o cabo 2 é fixado à estrutura ao calço do pé da estrutura  
 l8 = distância do centro da polia à fixação do cabo 2 na estrutura  
 l9 = altura do centro da polia à mesa  
 l10 = distância do centro da polia ao ponto Q  
 l11 = altura de onde é fixado o cabo 2 à mesa.  
 lc = comprimentos da coxa  
 lp = comprimentos da perna  
 k3 = comprimento de  $\frac{1}{4}$  do comprimento da polia  
 q1 = variável que descreve a variação do cabo 1  
 q2 = variável que descreve a variação do cabo 2  
 $\alpha_{qi}$  = inclinação do membro inferior na posição inicial  
 $\alpha_q$  = ângulo de flexão do quadril  
 $\alpha_j$  = ângulo de flexão do joelho  
 $\alpha_3$  = ângulo formado entre segmento B'Q e AQ  
 $\beta_q$  = ângulo formado entre segmento B'J e JQ  
 $\beta_j$  = ângulo formado entre segmento B'J e JP  
 $\beta_p$  = ângulo formado entre segmento P'J e JP  
 $\gamma$  = ângulo formado entre segmento AJ e linha vertical tracejada

$W_c$  = peso da coxa

$W_p$  = peso da perna

$G_c$  = distância do centro de massa da coxa ao quadril

$G_p$  = distância do centro de massa da perna ao joelho

$W$  = peso aplicado no joelho, do lado da perna, para prever a necessidade de auxílio para o retorno do joelho à posição inicial.

$F_{F_c}$  = empuxo na coxa

$F_{F_p}$  = empuxo na perna

$\tau_Q$  = resistência de movimentação do quadril, torque resistivo.

$F_{q_1}$  = força necessária para a flexão/extensão do joelho

$F_{q_2}$  = força necessária para a extensão/flexão do joelho

$F_{Q_x}$  = força atuante no quadril na direção X

$F_{Q_y}$  = força atuante no quadril na direção Y

$F_{J_x}$  = força atuante no joelho na direção X

$F_{J_y}$  = força atuante no joelho na direção Y

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>AVE</b>	Acidente Vascular Encefálico
<b>ADM</b>	Amplitude De Movimento
<b>CF</b>	Centro de Flutuação
<b>CG</b>	Centro de Gravidade
<b>CPM</b>	<i>Continuous Passive Motion</i>
<b>CIF</b>	Classificação Internacional de Funcionalidade
<b>EMG</b>	Eletromiografia
<b>FF</b>	Força de Flutuação
<b>FG</b>	Força da Gravidade
<b>MPC</b>	Movimento Passivo Contínuo
<b>PVC</b>	Policloreto de Vinila
<b>RGTW</b>	<i>Robotic Gait Trainer Water</i>
<b>TVP</b>	Trombose Venosa Profunda



## Sumário

<b>CAPÍTULO I .....</b>	<b>1</b>
<b>Introdução .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO II .....</b>	<b>5</b>
<b>Revisão Bibliográfica de Movimentação Passiva Contínua (MPC).....</b>	<b>5</b>
2.1 Princípios da MPC .....	5
2.2 Conclusões .....	7
<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>9</b>
<b>O Ambiente Aquático Para Fins de Reabilitação .....</b>	<b>9</b>
3.1 Introdução .....	9
3.2 Conclusões .....	15
<b>CAPÍTULO IV .....</b>	<b>17</b>
<b>Aparelhos Para Reabilitação do Membro Inferior do Tipo MCP e para o Meio Aquático .....</b>	<b>17</b>
4.1 Aparelhos de MPC .....	17
4.2 Aparelhos aquáticos .....	21
4.2.1 Sapatilha .....	22
4.2.2 Nadadeira .....	22
4.2.3 Esteiras bicicletas, hidro jump e esqui aquático.....	23
4.2.4 Equipamentos de flutuação e resistência.....	23
4.2.5 Cavalos Aquáticos e estação aquática de exercício.....	26
4.2.6 Equipamentos robóticos .....	27
4.2.6.1 <i>Robotic Gait Trainer Water</i> .....	28
4.3 Conclusões .....	29
<b>CAPÍTULO V .....</b>	<b>31</b>
<b>Cinesiologia, Antropometria do Membro Inferior e a Marcha Humana.....</b>	<b>31</b>
5.1 Introdução .....	31
5.2 Conceitos da biomecânica para Análise do Movimento Humano .....	31
5.2.1 Formas de movimentos: translação (linear), rotação (angular) e movimentos combinados .....	32
5.2.2 Planos e Eixos de Movimento .....	32

5.3	Comportamento mecânico dos músculos do membro inferior .....	33
5.4	Cinesiologia do membro inferior .....	34
5.4.1	O Quadril .....	34
5.4.1.1	Flexão e Extensão .....	34
5.4.2	O Joelho .....	36
5.4.2.1	Flexão e Extensão .....	37
5.4.3	O tornozelo .....	38
5.4.3.1	Flexão plantar e dorsiflexão .....	39
5.4.3.2	Movimentos de adução/abdução .....	39
5.4.3.3	Movimentos de pronação/supinação .....	39
5.5	Antropometria do membro inferior .....	40
5.6	Conclusões .....	45
<b>CAPÍTULO VI.....</b>		<b>47</b>
<b>Modelagem Matemática do Dispositivo Aquático Aplicado a Reabilitação do Membro Inferior.....</b>		<b>47</b>
6.1	Modelagem Matemática .....	47
<b>CAPÍTULO VII.....</b>		<b>67</b>
<b>Dispositivo Proposto do Movimento Passivo Contínuo Aquático Aplicado a Reabilitação do Membro Inferior .....</b>		<b>67</b>
7.1	Dispositivo inicialmente proposto .....	67
7.2	Dispositivo modificado .....	70
7.3	Teste Experimental .....	72
7.4	Conclusões .....	75
<b>CAPÍTULO VIII.....</b>		<b>77</b>
<b>Conclusões e Sugestões Para Trabalhos Futuros .....</b>		<b>77</b>
8.1	Conclusões .....	77
8.2	Sugestões para Trabalhos Futuros .....	78
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>		<b>81</b>
<b>Apêndice 1.....</b>		<b>89</b>
<b>Apêndice 2.....</b>		<b>95</b>
<b>Apêndice 3.....</b>		<b>103</b>

# CAPÍTULO I

## Introdução

O ser humano sempre busca aperfeiçoar toda e qualquer atividade indispensável em sua vida, buscando realizá-las em curto prazo, com menor esforço, com maior qualidade de vida e máxima segurança. Com o desenvolvimento, vem surgindo cada vez mais estudos de máquinas e robôs que são capazes de realizar, parcial ou totalmente, as atividades antes realizadas pelo homem.

O uso de dispositivos robóticos para a reabilitação podem apresentar várias vantagens como o número de pacientes que podem beneficiar da terapia robótica, devido à flexibilidade dos sistemas robóticos, a vantagem de que a terapia pode ser realizada pelo paciente, sob a supervisão de um fisioterapeuta (BOVOLENTA et al., 2009).

Porém os robôs de reabilitação existentes ainda têm capacidades limitadas de personalização, além de serem demasiado caros para a maioria dos pacientes e o desempenho de muitos desses, foram demonstrados insatisfatórios. Contudo, as inovações da nova geração de robôs de reabilitação podem levar a benefícios significativos, como o fornecimento de movimento passivo a pacientes com graves paralisias (QIAN; BI, 2014).

Segundo Beasley (2012), o rápido crescimento da robótica médica é impulsionado por uma combinação de melhorias tecnológicas (motores, materiais e teoria de controle) e também pelas crescentes demandas de pessoas com deficiências e disfunções (devido a doenças, acidentes, guerras dentre outros) e pelo aumento da população idosa, uma vez que há maior expectativa de vida (QIAN; BI, 2014). O uso da robótica deve abordar e resolver problemas na área da saúde, de modo que proporcionem uma melhora significativa da qualidade de vida dos pacientes e profissionais da saúde quando comparado com os métodos tradicionais que não fazem uso da robótica.

Esses dispositivos robóticos permitem que a prática de tarefas específicas sejam reproduzidas diversas vezes, de forma controlada e confiável, e está sendo mostrado na

literatura como fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com consequente aumento da capacidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais (ARAÚJO, 2011).

A evolução dos softwares e hardwares na área da robótica têm permitido que esses dispositivos sejam construídos e aprimorados. As pesquisas nesta área estão se multiplicando comparado com o obtido nas décadas passadas, cresce exponencialmente. Para auxiliar o trabalho de profissionais da saúde e na recuperação/ reabilitação de pacientes, empresas têm investido no desenvolvimento de dispositivos robóticos permitindo a criação de novos métodos para o reaprendizado dos movimentos dos membros humanos auxiliando os profissionais da saúde (MARQUES, 2013).

Entre os métodos destaca-se o de Movimentação Passiva Contínua (MPC), do inglês *Continuous Passive Motion (CPM)*, criado por Robert Salter. Salter e Field (1960) mostraram que a imobilização de uma articulação do joelho de um coelho sob contínua compressão, proporcionada por uma compressão ou posição forçada, resultou em necrose de pressão à cartilagem. Segundo Salter e Field (1960), retirado de O'Driscoll e Giori (2000), a imobilização é obviamente insalubre para as articulações, e se o movimento intermitente é mais saudável para ambas as articulações normais e lesionados, então talvez o movimento contínuo seria ainda melhor. Por causa da fadiga do músculo esquelético, e porque um paciente não conseguia mover sua própria articulação constantemente, concluiu-se que o movimento deve ser contínuo e também passivo. Salter e Field (1960) também acreditavam que a MPC teria uma vantagem adicional, ou seja, se o movimento era razoavelmente lento e em angulação pré-definida, deveria ser possível aplicá-lo imediatamente após a lesão ou a operação sem causar dor indevida ao paciente.

Originalmente, o desenvolvimento e a pesquisa subsequente sobre MPC foi impulsionada principalmente pela teoria de que a movimentação articular iria promover a cicatrização e regeneração da cartilagem articular. O principal uso clínico de MPC hoje consiste em evitar a artrofibrose, por não ter vascularização e produção de líquido sinovial, após trauma ou cirurgia de articulações que são propensas à rigidez, tais como o joelho, o cotovelo e articulações da mão (O'DRISCOLL; GIORI, 2000).

O meio aquático tem vantagens relacionadas à melhora da função física do paciente uma vez que permite alcançar intensidades de movimento maiores que no solo devido à redução de carga e ganho de amplitude, há um aumento do ganho de força e resistência muscular e diminuição do medo de cair. Além das vantagens relacionadas ao estímulo

sensorial, que proporciona diminuição na dor e edema e melhora da propriocepção (BECKER, 2009).

Desta forma, esta dissertação propõe o desenvolvimento de um dispositivo robótico aquático que realize o Movimento Passivo Contínuo (MPC), para auxiliar na reabilitação do membro inferior.

Deve-se destacar que o equipamento proposto representa uma solução inovadora no meio aquático. O meio aquático foi escolhido, por ser um meio seguro e eficaz, reduzindo as forças de compressão nas articulações, e ao mesmo tempo, oferecendo resistência ao movimento, permitindo ao paciente que realize um maior número de repetições e com menos dor (VALTONEN et al., 2011).

Para atingir os objetivos desta dissertação, esta é dividida em:

O Capítulo I é a introdução, mostrando as justificativas e objetivos desta dissertação.

O Capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica da Movimentação Passiva Contínua (MPC).

No Capítulo III é apresentada uma revisão do ambiente aquático para fins de reabilitação.

O Capítulo IV aborda os aparelhos para reabilitação do membro inferior do tipo MPC e para o meio aquático.

No Capítulo V é apresentada a cinesiologia e antropometria do membro inferior. A modelagem do dispositivo aquático aplicado à reabilitação do membro inferior é apresentada no capítulo VI e os protótipos do dispositivo são apresentados no Capítulo VII.

O Capítulo VIII mostra os resultados e testes experimentais.

As conclusões deste trabalho e sugestões para trabalhos futuros, finalmente, serão apresentadas no Capítulo IX.



## CAPÍTULO II

### Revisão Bibliográfica de Movimentação Passiva Contínua (MPC)

Este capítulo delinea sobre os princípios da Movimentação Passiva Contínua e sobre as lesões nas quais se utiliza desta.

#### 2.1 Princípios da MPC

O movimento passivo pela definição é um movimento produzido por uma força externa, o qual é realizado numa articulação, parte do corpo, ou tecido, partindo de um espectro de completa imobilização para o movimento contínuo, ininterrupto (CALLEGARO, 2010).

Algumas das indicações para a aplicação da MPC para o membro inferior em pacientes segundo Callegaro et al.(2010) são:

- ✓ artroplastia total de joelho;
- ✓ artrotomia e drenagem para artrite séptica aguda;
- ✓ fixação rígida interna de uma osteotomia metafísica (por exemplo, artrite do joelho);
- ✓ liberação cirúrgica das contraturas extra articulares das articulações;
- ✓ reconstrução ligamentar
- ✓ limitação persistente do movimento articular;
- ✓ redução aberta e fixação rígida interna de fraturas intra-articulares com deslocamento;
- ✓ reparo cirúrgico em uma laceração aguda de um ligamento;
- ✓ rigidez articular;

Vale ressaltar que no presente estudo, o dispositivo proposto é para o meio aquático, cabendo ao profissional da saúde viabilizar o uso desse dispositivo de acordo com o trauma do paciente. Por exemplo, pacientes que tenham sofrido fratura exposta e estejam usando fixadores externos não poderão fazer esse tipo de reabilitação e também pacientes com aberturas cutâneas, pois a água pode ser um meio contaminador, além da fixação da estrutura ao paciente ficar inviabilizada.

Algumas pesquisas ainda complementam as vantagens do uso do MPC e da necessidade de iniciar exercícios controlados logo na primeira fase do pós operatório (RASHID; AHMAD; HARON, 2012).

Dispositivos de MPC são amplamente usados para reabilitação do joelho para recuperar a amplitude de movimento, para diminuir edema, melhorar na cicatrização de cartilagens e edema do joelho após lesões ou cirurgias (UMCHID e TARAPHONGPHAN, 2016). Devido a técnica da MPC permitir repetições prolongadas de movimentos, sem que haja fadiga muscular ou esforços do paciente, ela tem sido explorada para a recuperação da função motora em pacientes que tenham sofrido também Acidente Vascular Encefálico (AVE) (JARYNI et al., 2016).

Herbert et al., (2003) afirma que a MPC é uma modalidade terapêutica que, indicada corretamente e utilizada dentro de uma Amplitude De Movimento (ADM) segura, ajuda na amplitude do movimento pós-operatório e no pós-trauma de lesões articulares. Os exercícios controlados imediatamente após procedimentos cirúrgicos estimulam a produção de líquido sinovial. Esse líquido sinovial é importante na nutrição e cicatrização da cartilagem, e evita a artrose pós-traumática, prevenindo a contratura articular, sem que haja dor e estresse ao tecido em processo de cicatrização (HEBERT et al., 2003).

Karolczak (2006) relata que a imobilização do cotovelo causa alterações musculares bem como diminuição da área da fibra muscular, conseqüentemente redução da capacidade de produção de força e alteração na percentagem de fibras predominantes, levando a um aumento do número de fibras de contração rápida. Isto gera alterações funcionais das propriedades mecânicas do músculo e da capacidade deste resistir à fadiga.

Alguns estudos, tais como os de Johnson e Eastwood (1992); Colwell e Morris (1992), Jordan; Siegel; Olivo (1995), Ververeli et al., (1995), Montgomery e Eliasson (1996), apresentam outras vantagens na utilização da MPC. Estas vantagens estão relacionadas com o menor edema, com a melhora inicial mais rápida da flexão do joelho, diminuição do uso de analgésicos, diminuição do tempo de internação e conseqüentemente menores custos.



Ainda conforme O’Driscoll e Giori (2000), pode ser considerado que o principal intuito do uso da MPC está na prevenção do acúmulo de fluido no interstício periarticular, o edema.

Após cirurgia ou lesão de uma articulação, ocorrem quatro estágios progressivos do processo de cicatrização, são eles: o sangramento, edema, tecido de granulação (coagulação) e fibrose. Quando a MPC é aplicada nos dois primeiros estágios da cicatrização evita o acúmulo de sangue em torno do joelho que provoca a distensão e perda de conformidade dos tecidos periarticulares, ou seja, se esse sangue for forçado a abandonar a região, a mobilidade do joelho seria imediatamente restaurada. Pode-se então afirmar que a MPC é eficaz na prevenção de rigidez, uma vez que é aplicada imediatamente após a cirurgia e sustentada até que o edema não se forme mais (O’DRISCOLL; GIORI, 2000).

A MPC apresenta, em muitos dos artigos publicados, resultados satisfatórios, com redução do tempo de internação hospitalar (CALLEGARO, 2010) e reabilitação (FERREIRA; MARTINS, 2013).

## **2.2 Conclusões**

Este capítulo trouxe uma abordagem geral a respeito da MPC, visto que o dispositivo proposto nesta dissertação utiliza este princípio.

Esse método de reabilitação de Movimentação Passiva Continua é bastante aplicado porque a força que é exercida no membro é externa a ele, ou seja, o paciente não tem que fazer força para que o movimento seja realizado. Normalmente possuem um sistema de controle, onde o movimento é feito por motores. A MPC é bem aceita pelos pacientes, uma vez que não causa dores decorrentes do esforço físico, diminui o inchaço da articulação lesionada, proporcionando assim uma boa recuperação da articulação.

Pode-se notar que os benefícios trazidos por essas estruturas são muitos, como o início precoce no processo de reabilitação, maior conforto e mais segurança para os pacientes.

Exemplos de dispositivos de MPC são apresentados no Capítulo IV.



## **CAPÍTULO III**

### **O Ambiente Aquático Para Fins de Reabilitação**

Este capítulo traz uma breve revisão da água para fins de reabilitação. Serão abordadas algumas características da água, suas propriedades físicas e vantagens do uso da água na reabilitação.

#### **3.1 Introdução**

As melhorias na saúde e estilo de vida têm aumentado à expectativa de vida e, com isso, a atividade física tem sido frequentemente recomendada por profissionais da saúde para adiar o declínio no funcionamento físico. Segundo Santos (2016), a prática de atividades físicas, tem importante benefícios como o aumento do consumo de oxigênio, melhora do controle glicêmico, melhora da queixa de dores, aumento da taxa metabólica basal, decréscimo no trânsito gastrintestinal, melhora do perfil lipídico, incremento da massa magra, melhora da sensibilidade à insulina. Um aumento na atividade física diária pode retardar o efeito negativo do envelhecimento e prevenir a progressão de condições crônicas e incapacidades físicas. Alves (2015) relata que o exercício aquático pode melhorar a função física, porque fornece um ambiente ideal para realização de exercícios aeróbicos, em intensidades mais elevadas do que seria possível no solo, devido à redução de cargas, melhorando a capacidade aeróbica.

Quando um paciente vai iniciar o programa de reabilitação, é preciso que se faça uma avaliação completa sobre o seu quadro clínico, uma anamnese. É preciso conhecer o histórico geral desse paciente, visto que pode-se obter dados sobre a patologia, ou alguma informação do passado que tenha relação com a lesão atual. Feito isto, é preciso fazer uma avaliação física, que inclui inspeção e palpação, investigação da amplitude de movimento (goniometria), avaliação da força muscular (escala 0 a 5), escala visual analógica da dor, a

EVA, (0 a 10). As coletas dessas informações são muito importantes, visto que é a partir delas que será elaborado um plano de reabilitação e posteriormente verificar se os exercícios realizados estão adequados e dando bons resultados. Ferimentos e suturas cirúrgicas devem ser cobertos com curativos oclusivos. A frequência das sessões geralmente é de duas a cinco vezes por semana com duração de 45 minutos.

Os principais objetivos da reabilitação aquática são: diminuição da dor e do edema, ganho da amplitude de movimento (ADM) e flexibilidade, ganho de força e resistência muscular, melhora na propriocepção, e retorno às atividades cotidianas (JAKAITIS, 2007).

A hidroterapia pode ter algum benefício de curto prazo na amplitude de movimento passivo (MOOVENTHAN & NIVETHITHA, 2014). O meio aquático têm algumas características que devem ser estudadas na fisioterapia aquática, como a mecânica (física), a ótica e a química (FORNAZARI, 2012).

1) Característica mecânica: Essas características devem-se a algumas propriedades físicas da água, tais como: a viscosidade, densidade e gravidade específica, flutuação e pressão hidrostática, que provocam alterações fisiológicas em um corpo submerso.

2) Característica ótica: Dá-se pelo efeito da refração, onde a luz que passa de um meio para outro de diferentes densidades, sofre um desvio. Essa característica é importante para o profissional da saúde, pois sabe-se que a imagem observada está distorcida, o que exige uma maior atenção em relação à manutenção da postura correta durante os exercícios aquáticos.

3) Característica química: A importância na hidroterapia é em relação aos cuidados e tratamento para a manutenção da qualidade da água. Existem leis que normatizam os padrões de qualidade e estabelecem que a água da piscina deve ser filtrada 24 horas por dia, além da utilização de produtos químicos para o controle bactericida como o cloro e o ozônio (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

A característica mecânica é a que, sem dúvidas, tem maior influência nos resultados relativos aos processos de reabilitação em ambiente aquático. Assim, a fisioterapia aquática, por meio do emprego de exercícios terapêuticos e utilizando os princípios físicos da água e seus efeitos fisiológicos, pretende proporcionar a reabilitação, além da promoção da saúde. De acordo com PIENIAZEK (2015), um número crescente de indivíduos com diferentes tipos de disfunção musculoesquelética tem relatado melhora na reabilitação no meio aquático, sendo esta uma alternativa importante à reabilitação em solo.

As melhorias proporcionadas pela imersão são cientificamente comprovadas principalmente através das alterações fisiológicas que acontecem devido às propriedades

físicas da água. As principais propriedades são: pressão hidrostática, flutuação, densidade relativa e temperatura.

A viscosidade é o atrito entre as moléculas de um líquido, que causam resistência ao movimento no meio aquático.

A densidade relativa de uma substância é a relação entre a massa de um dado volume da substância e a massa do mesmo volume de água (MAZI, 2003).

Flutuação de acordo com Mazi (2003) é a força que quando um corpo está completamente ou parcialmente imerso em um líquido em repouso, ele sofre um empuxo para cima igual ao peso deslocado, ou seja, é a força que atua em sentido oposto à força da gravidade (FG). Um corpo na água está, portanto, submetido a duas forças em oposição – a gravidade, atuando através do centro de gravidade (CG), e a força de flutuação (FF), atuando através do centro de flutuação (CF), que é o centro de gravidade do líquido deslocado. Quando o peso do corpo flutuante iguala-se ao peso do líquido deslocado, e os centros de flutuação e de gravidade estão na mesma linha vertical, o corpo é mantido em equilíbrio (SKINNER; THOMSON, 1985). Devido a esta lei, os músculos relaxam e quase todos os movimentos podem ser facilmente realizados. A Figura 3.1 representa que o CG é o ponto em torno do qual a massa corporal é distribuída uniformemente e o CF é o ponto ao redor do qual a flutuação está distribuída de maneira uniforme (FORNAZARI, 2012).

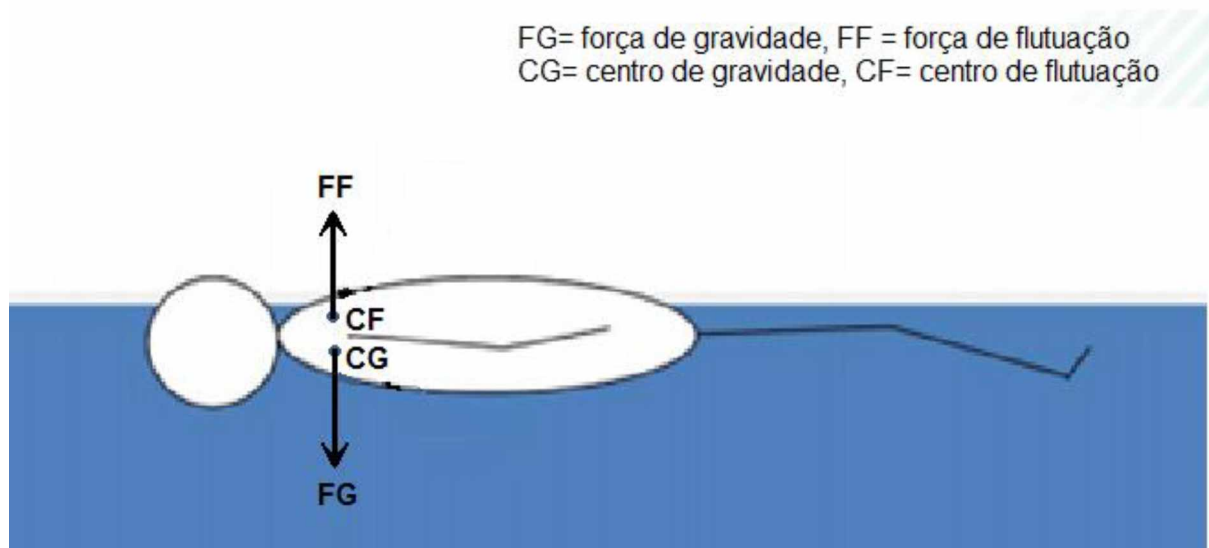


Figura 3.1 - Corpo flutuando em equilíbrio (Adaptado de Fornazari, 2012).

Pressão hidrostática é definida como a força exercida por unidade de área, onde a força por convenção é exercida igualmente sobre toda área da superfície de um corpo imerso em

repouso, a uma dada profundidade, lei de Pascal. Em outras palavras, é a pressão do líquido sobre o corpo imerso e sua unidade é expressa em Newtons por metro quadrado ( $N/m^2$ ), também conhecida como Pa (Pascal), ou milímetros de mercúrio (mmHg) (SKINNER; THOMSON, 1985).

A liberdade de movimentação em flutuação ajuda a aumentar a amplitude de movimento embora de forma mais lenta devido à resistência do atrito com a água. A flutuação também proporciona alívio do peso que é dependente da proporção do corpo abaixo do nível da água. Se somente a cabeça e pescoço estiverem fora da água, aproximadamente 90% do peso corporal é aliviado, Fig. 3.2. Isto possibilita começar a reeducação da marcha muito mais precocemente do que em terra (CARREGARO; TOLEDO, 2008).

A força da gravidade é contrabalançada pela flutuação, e por essa razão alguns exercícios se tornam muito mais fáceis de serem executados porque a flutuação auxilia o movimento. Assim, o tratamento aquático é especialmente eficiente quando os pacientes têm grande número de músculos fracos (SKINNER; THOMSON, 1985).

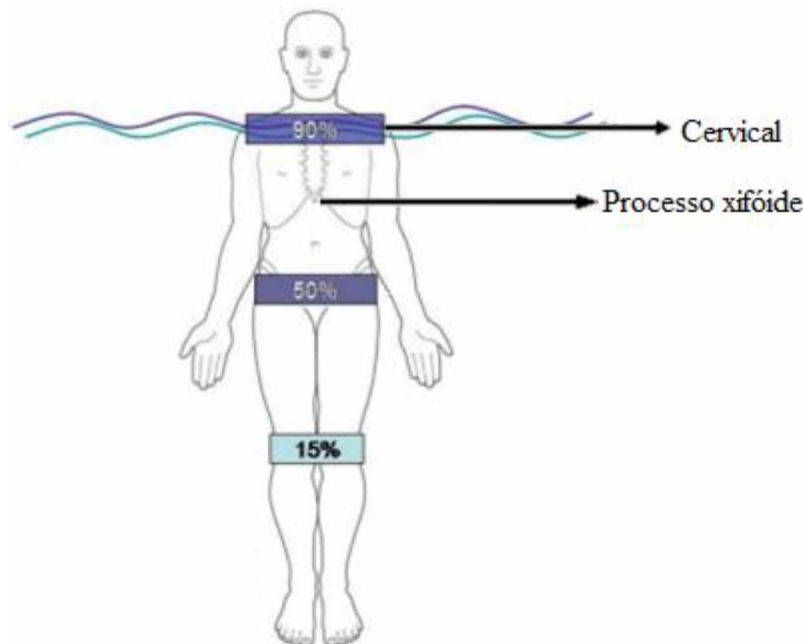


Figura 3.2 - Influência da flutuação na eliminação de peso corporal (%), com base em diferentes graus de imersão. As setas representam a pressão hidrostática, que aumenta quanto maior for a profundidade (CARREGARO; TOLEDO, 2008).

A imersão até altura do umbigo aproximadamente melhorou as classificações de recuperação física imediatamente após a imersão com redução na dor muscular em

comparação com intervenções passivas envolvendo repouso (MOOVENTHAN; NIVETHITHA, 2014).

Outro fator importante na reabilitação aquática é a temperatura. A temperatura está relacionada com as propriedades da termodinâmica de variação e condução da temperatura pela água, uma vez que ela pode ser utilizada terapeuticamente nas suas formas físicas: sólida, líquida e gasosa. Ela é crucial para fornecer os resultados desejados de terapia aquática. Os banhos frios estimulam o corpo enquanto o calor provoca relaxamento e induz a sonolência (PIENIAZEK, 2015). A Tab. 3.1 apresenta as temperaturas de imersão recomendadas para reabilitação aquática.

Tabela 3.1 - Temperaturas de imersão para problemas de reabilitação (BECKER, 2009).

Atividade	Temperatura da água				
	10-15°C	26-29,5°C	33,5-35,5°C	36-38,5°C	37,5-41°C
Exercícios para artrite			•		
Terapia Aquática			•		
Reabilitação cardíaca			•		

Piscinas ou tanques de imersão são frequentemente utilizados em recuperação de atletas, devido à diminuição de ácido lático, com temperaturas de 10 ° a 15 ° C para produzir uma diminuição da dor muscular e rápida recuperação da velocidade da lesão. A terapia aquática opera na faixa de 33,5 ° a 35,5 ° C, pois essas temperaturas permitem longa duração de imersão realizando os exercícios sem refrigeração ou superaquecimento (BECKER, 2009).

Com base nos expostos, pode-se listar uma série de vantagens para realização de exercícios terapêuticos dos movimentos do corpo humano em ambiente aquático.

Os profissionais da saúde devem procurar constantemente desenvolver programas que sejam eficientes e produzam resultados positivos em longo prazo, e a terapia aquática vem se mostrando eficaz, uma vez que os efeitos terapêuticos e fisiológicos são bastante satisfatórios (ORNELLAS et al., 2008).

Vantagens como redução do medo de cair e diminuição da dor encorajam o paciente a realizar movimentos cotidianos durante a reabilitação aquática com elevado número de repetições (VALTONEN et al., 2011). Há uma melhora na capacidade cardiorespiratória em mais de 30%. A propriedade da flutuação citada anteriormente, que é capaz de fornecer apoio

completo ao corpo, resultando em efeitos que não são possíveis em terra, o que torna o meio aquático excelente para restaurar o equilíbrio e a coordenação do paciente.

A fisioterapia aquática é um método que utiliza os efeitos físicos, fisiológicos e terapêuticos sobrevividos da atividade física em imersão para prevenção e reabilitação de alterações físicas funcionais. No ambiente aquático são possíveis exercícios lúdicos e tridimensionais, sendo este o meio ideal para realização de atividades físicas, por ser seguro e eficaz. Essa modalidade de fisioterapia pode proporcionar ganhos físicos tanto na melhora cardiorrespiratória quanto musculoesquelética, devido a estes benefícios, pode haver também um ganho funcional. Um dos objetivos da fisioterapia aquática é aprimorar a recepção de informações sensoriais para melhora postural e manutenção de equilíbrio, que possibilita a interação de diferentes sistemas sensoriais (MARQUES et al., 2015).

Os benefícios iniciam imediatamente após a entrada na água, antes mesmo de começar a rotina de exercícios. São eles: estimulação imediata da circulação periférica, “resistência” sobre a “caixa torácica”, que faz o aparelho respiratório trabalhar mais, estando a água na altura dos ombros. Durante os exercícios na água, o retorno venoso será facilitado e a resistência ao movimento dificultada, devido ao fato da pressão exercida ser aumentada nas regiões inferiores do corpo. Teremos um deslocamento do volume sanguíneo periférico para a região central do corpo, o que para alguns explica a diminuição da frequência cardíaca na água. A pressão mais a resistência da água provocam um agradável massageamento do corpo durante o seu deslocamento nas várias direções. Além de provocar um efeito relaxante sobre a musculatura, a massagem provocada pela água melhora a circulação periférica do sangue nas regiões atingidas (MOTA, 2009).

O exercício aquático pode ser uma excelente alternativa ao exercício terrestre para indivíduos que não têm confiança, têm alto risco de queda ou têm dor nas articulações. A propriedade da flutuação reduz o peso que as articulações, os ossos e os músculos têm que suportar. O calor e a pressão da água também reduzem o inchaço e reduzem a carga nas articulações dolorosas, remotamente ao relaxamento muscular. Além de ter efeitos significativos sobre o alívio da dor e medidas de resultados relacionados para doenças locomotoras. Os pacientes podem se tornar mais ativos e melhorar sua qualidade de vida como resultado de exercícios aquáticos. Exercícios baseados em água e terrestres reduziram a dor antes e depois da caminhada (MOOVENTHAN & NIVETHITHA, 2014).



A reabilitação aquática proporciona inúmeras vantagens para pacientes, portadores ou não, de independência funcional, mantendo e/ ou restaurando a Amplitude De Movimento (ADM), permitindo o início precoce do movimento, especialmente em pós-operatórios de artroscopia ou que permitam curativos oclusivos, gerando uma melhora da força muscular, da redução da dor, do condicionamento cardiorrespiratório, melhorando a circulação sanguínea, o equilíbrio, a locomoção e a coordenação, reduzindo a espasticidade, entre outros benefícios (FORNAZARI, 2012).

Hoje em dia, muitas doenças são tratadas no ambiente aquático paralelamente a outros métodos de reabilitação, embora as pesquisas científicas nesta área sejam escassas, o que prejudica o desenvolvimento de protocolos de tratamento (FORNAZARI, 2012).

As contraindicações à hidroterapia são para pacientes com: insuficiência cardíaca ou respiratória, lesões cutâneas infecciosas, pressão sanguínea alta, baixa ou descontrolada, infecção urinária, incontinência urinária/fecal e hidrofobia (CAMPION, 2000).

### **3.2 Conclusões**

Neste capítulo foi apresentada uma revisão geral das propriedades físicas da água e as vantagens e contraindicações da terapia aquática.

Foram apresentados alguns efeitos d'água, como o efeito térmico, por exemplo, onde a água pode ser utilizada para relaxamento ou reabilitação cardíaca por exemplo.

Propriedades como o empuxo mostraram que o meio aquático é uma ótima opção para a reabilitação, uma vez que este meio dá a sensação de “alívio de peso” do corpo devido à capacidade de flutuação. Também possui vantagens como as reduções do medo de cair, diminuição da dor e a maior facilidade em movimentar.

Foi possível concluir que a reabilitação na água tem inúmeros benefícios tanto no aspecto psicológico quanto no físico quando utilizada de forma adequada, mas também tem que ter cuidado quanto às contraindicações.

Portanto cabe aos profissionais de saúde se especializarem para fazer o uso correto desse tipo de terapia de modo que o paciente tenha uma melhor recuperação de forma segura.



## **CAPÍTULO IV**

### **Aparelhos Para Reabilitação do Membro Inferior do Tipo MCP e para o Meio Aquático**

Durante a revisão bibliográfica dos aparelhos de reabilitação do membro inferior não foi encontrado nenhum aparelho de MPC para o meio aquático. Portanto será apresentada uma revisão dos dispositivos existentes de MPC convencionais e demais dispositivos utilizados no meio aquático.

#### **4.1 Aparelhos de MPC**

Este item apresenta alguns dispositivos de MPC utilizados fora da água.

Como dito no capítulo II, estudos indicaram que com a MPC, pacientes tiveram um maior ângulo de flexão inicial e rápido progresso quando aplicado no pós-operatório, melhorando a flexão em curto prazo e os resultados funcionais em longo prazo. Assim sendo, Liao et al., (2016) sugerem o uso precoce de MPC após a cirurgia.

Sperb (2006) propôs um modelo funcional simplificado de movimentação passiva contínua utilizando peças disponíveis no mercado onde o dispositivo utiliza dois motores e um sistema de transmissão atuado por cabos, onde o giro do eixo do motor movimenta um cabo que está fixado em dois pontos nas extremidades das corredeiras. Desta forma, o motor ao girar no sentido anti-horário, faz o conjunto movimentar de maneira que as hastes cheguem ao ângulo de 180° (hastes na posição horizontal) e ao girar no sentido horário, o conjunto chega ao ângulo de 60°, respeitando os limites de movimento das articulações do membro inferior humano, Fig. 4.1. A partir deste dispositivo, tiramos a ideia de inserir uma roldana para auxiliar no movimento de extensão do joelho.

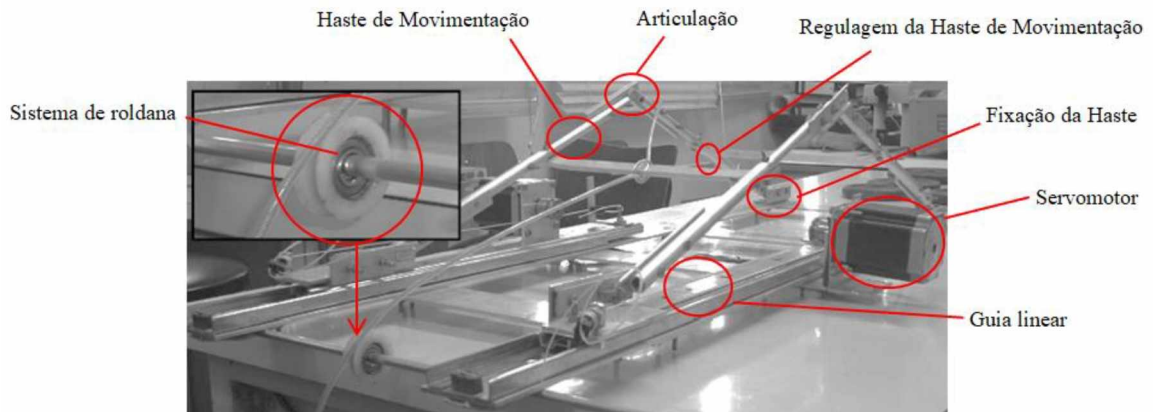


Figura 4.1 - Dispositivo proposto por Sperb (2006), com detalhamento do sistema de roldana.

Frederick et al., (1999, 2001) patentearam um dispositivo de movimentação contínua que pode ser utilizado para reabilitação de joelho de um paciente, movendo sua perna através de vários ciclos de movimento em uma única sessão de tratamento. O dispositivo inclui um "*Back Fast*" que permite que a máquina seja operada a mais de uma velocidade. Possui também a capacidade de "*soft turns*", em que o carro de sustentação da perna do paciente é desacelerado a uma taxa controlada ao longo de uma distância, a partir da velocidade operacional para zero, quando se aproxima de um limite de extensão ou de flexão, (Fig.4.2).

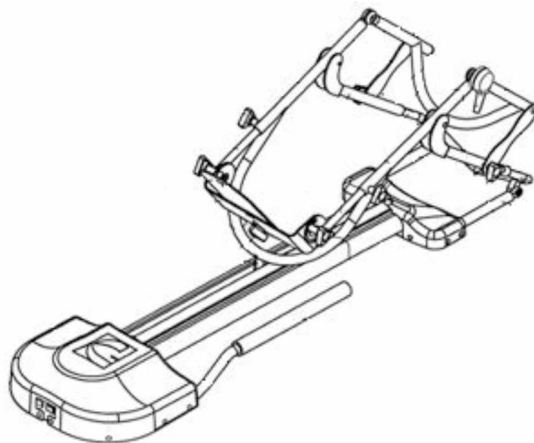


Figura 4.2 - Dispositivo de movimentação terapêutica adaptado da patente de Frederick et al (1999, 2001).

Outro dispositivo encontrado foi o de Palhares et al., (2006), cuja construção foi baseada no estudo das características e da descrição técnica dos aparelhos de MPC existentes. Basicamente o aparelho MPC é constituído por duas partes. A primeira é um suporte

mecânico formado por uma base onde foi montado o sistema articulado com hastes para fazer ajuste de acordo com o tamanho dos membros. Já a segunda é um sistema de controle eletrônico com função de controlar a velocidade e sentido de rotação do motor e também a variação da velocidade e sentido do movimento da articulação. A Fig.4.3 apresenta o dispositivo em questão.

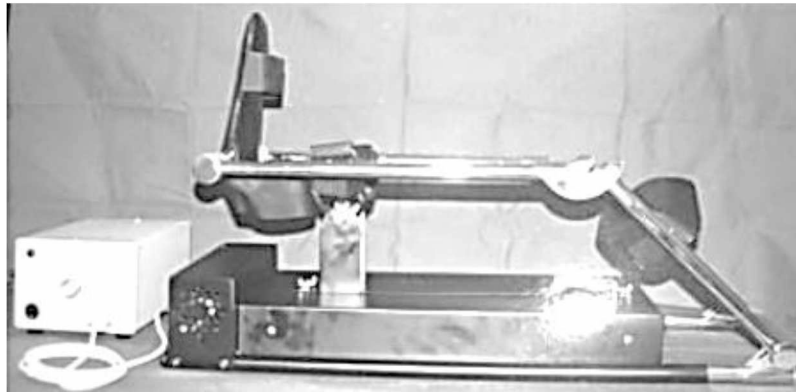


Figura 4. 3 - Dispositivo mecânico do aparelho de MPC de Palhares et al., (2006).

David Jacofsky et al., (2009, 2011) patentaram uma máquina de MPC que possui uma base, um motor, dois trilhos, um ou mais suportes de suspensão dos membros e um conjunto de rolos. O dispositivo realiza a movimentação passiva contínua simultaneamente com uma terapia profilática para trombose venosa profunda. A movimentação do motor gira o conjunto do rolo que entra em contato com o membro do paciente e realiza a MPC, bem como a terapia mecânica para a profilaxia da trombose venosa do membro, reduzindo o risco de coagulação do sangue, essa massagem que a pressão hidrostática faz, auxilia às válvulas venosas, Fig. 4.4. A partir deste dispositivo, tiramos a ideia de fazer a estrutura telescópica para ajuste da estrutura em função do tamanho do paciente e um apoio que faz a fixação dos pés.

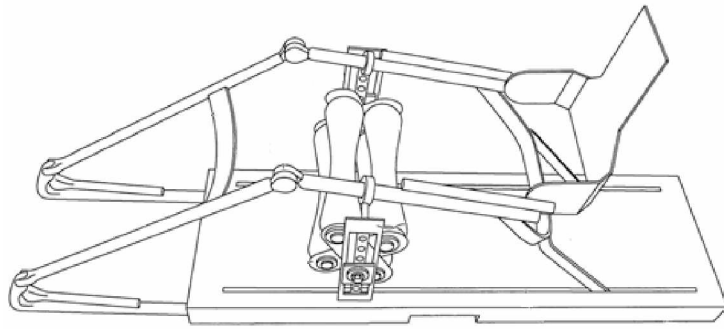


Figura 4.4 - Dispositivo de movimentação terapêutica adaptado da patente de David Jacofsky et al., (2009, 2011).

O dispositivo mostrado na Fig. 4.5 foi patentado por Laurent Beny et al., (1998, 2001) e realiza o movimento passivo contínuo para a flexão e extensão do membro inferior humano, de acordo com um ciclo predeterminado de movimento. O dispositivo inclui um elemento de acionamento capaz de mover-se para frente e para trás ao longo de uma trajetória linear definida como um elemento de base e um elemento superior e inferior capaz de suportar a perna humana, que é desnecessário em ambiente aquático.

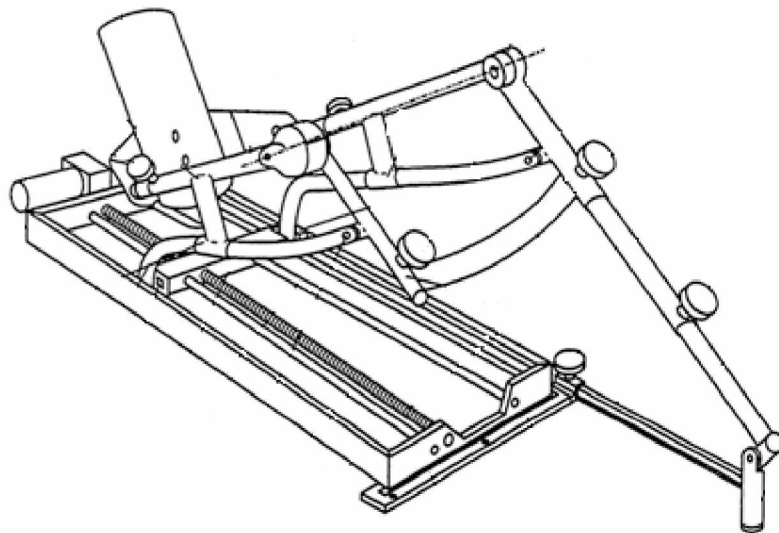


Figura 4.5 - Dispositivo de MPC adaptado da patente de Laurent Beny et al., (1998, 2001).

Baseado na estrutura física e mecanismos de funcionamentos de alguns desses dispositivos apresentados, no dispositivo proposto nesta dissertação haverá um sistema atuado por cabos, com ajuste telescópico da estrutura em função do tamanho do paciente e também um apoio que faz a fixação dos pés do paciente.

## 4.2 Aparelhos aquáticos

Neste item será apresentada uma revisão dos equipamentos para realização da reabilitação no ambiente aquático. A maioria dos equipamentos utiliza o princípio da hidrodinâmica, de turbilhamento, que proporciona resistência do movimento (quanto mais rápido é realizado o movimento, maior é a resistência que a água oferece). Além dos aparelhos para aumentar a resistência, tem-se também equipamentos para serem usados em diversos tipos de exercícios em águas, como coletes, cintos e shorts (TARPINIAN; AWBREY, 2008), com o objetivo de aumentar a capacidade de flutuação e/ou resistência.

O fortalecimento muscular e condicionamento cardiovascular são possíveis em razão da resistência oferecida pela água. Para intensificar ainda mais os benefícios do exercício na água, podem-se usar equipamentos destinados a tirar proveito das propriedades físicas da água.

Com o aumento da popularidade da terapia aquática surgiu uma nova indústria para fabricação de equipamentos destinados a essa prática (ROVEDA, 2004).

A história de equipamentos aquáticos começou, na realidade, como desenvolvimento de aparelhos projetados para treinar ou condicionar nadadores, bem como tornar mais agradável a experiência de nadar. Esses aparelhos iniciais incluíam luvas com dedos unidos por membranas (palmares), pás e boias de tração para fortalecimento isolado da braçada, juntamente com pranchas flutuadoras e pés-de-pato para ajudar no condicionamento das extremidades inferiores. Apenas a partir da década de 1980 foram desenhados e comercializados equipamentos especificamente para exercício e reabilitação no ambiente aquático, Ruoti; Morris; Cole, (2000).

Os equipamentos de reabilitação aquática são usualmente projetados para várias finalidades: oferecer suporte ao corpo do paciente, aumentar a intensidade de um exercício, adicionar variedade a um programa de treinamento ou tornar o exercício mais desafiador e agradável. Com o suporte do corpo do paciente, o profissional de saúde não é solicitado a suportar o peso completo do mesmo, facilitando o posicionamento e manipulação do paciente durante a reabilitação. Para a reabilitação podem ser usados aparelhos que desafiam o equilíbrio ou aumentam a resistência. Uma ampla gama de equipamentos é capaz de manter os participantes interessados no seu programa de exercício, bem como motivá-los a trabalhar mais intensamente (RUOTI; MORRIS; COLE, 2000).

Assim, os equipamentos aquáticos que têm sido utilizados para fisioterapia e reabilitação podem variar de uma prancha a uma grande variedade de acessórios, tais como: sapatilha, coletes, cintos, short, nadadeira, esteiras, bicicletas, esqui, hidro jump, barras de apoio, cavalo aquático, equipamento de acesso de flutuação, pesos, equipamentos de resistência e sistemas de amarração.

Durante a pesquisa, buscou-se dispositivos robóticos aplicados ao meio aquático, porém foi encontrado apenas um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação do membro inferior em água: o RGTW (*Robotic Gait Trainer Water*) desenvolvido por Miyoshi et al., (2008) que é apresentado no item 4.2.6.1.

#### 4.2.1 Sapatilha

As sapatilhas são usadas para prevenir lesões no pé. Exercícios como *step* por exemplo podem provocar impacto na ponta do pé e até mesmo o desgaste da pele. Algumas sapatilhas, como a da Fig.4.6 possuem um gancho de fixação para cordas resistentes de elástico.

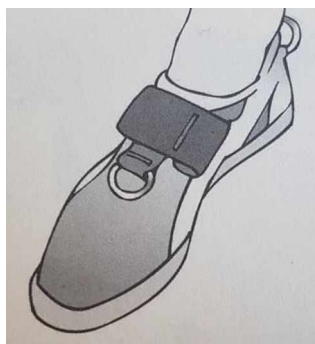


Figura 4.6 - Sapatilha de exercício na água (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

#### 4.2.2 Nadadeira

Útil para uso em água profunda, as nadadeiras fazem os músculos exercitarem com mais intensidade e ajudam na flexibilidade dos tornozelos, aumentando assim a ADM dessa articulação.



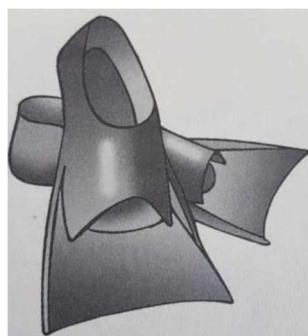


Figura 4.7 - Nadadeiras Zoomers (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

#### 4.2.3 Esteiras bicicletas, hidro jump e esqui aquático

A esteira é um aparelho no qual se faz o movimento mecânico da marcha, ou seja, realiza-se a caminhada ou corrida em ambiente simulado. As esteiras submersíveis possuem o controle sobre variáveis como velocidade e profundidade da água; Fig.4.8(a). A bicicleta ergométrica estimula um grande número de músculos: glúteos, abdominais e também os músculos dos braços e do tórax Fig.4.8(b). O esqui aquático é utilizado para atividades físicas e exercícios que necessitam de movimentos mecânicos e articulados; Fig.4.8(c). Já o hidro jump consiste de uma cama elástica para atividades físicas e exercícios aeróbicos na água; Fig.4.8(d) (RUOTI; MORRIS; COLE, 2000).

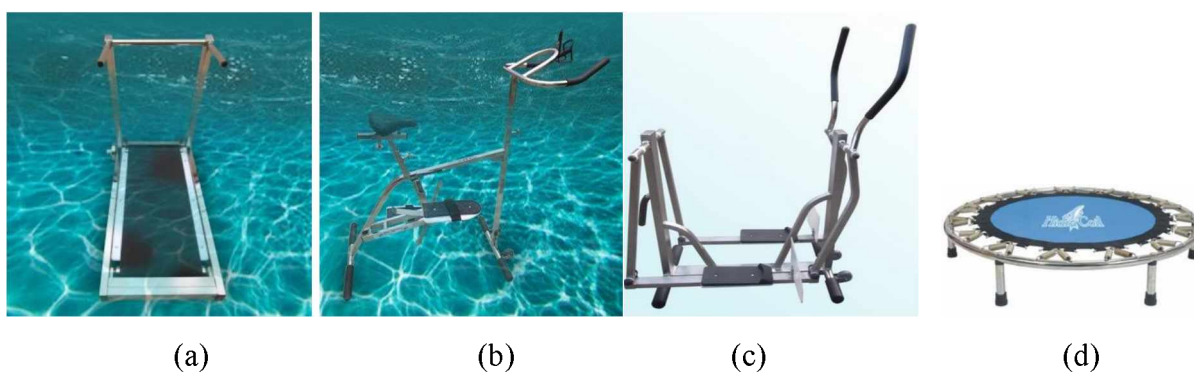


Figura 4.8 - (a)Esteira, (b)bicicleta, (c) esqui aquático e (d) hidro jump (Master Bike, 2015).

#### 4.2.4 Equipamentos de flutuação e resistência

Existem diversos aparelhos de flutuação que são destinados a manter uma pessoa flutuando ao trabalhar em água. Um exemplo é o *wet vest*, que é um colete com uma tira entre as pernas, como mostra a Fig.4.9. Há também coletes sem a tira entre as pernas, pois tem pessoas que as acham desconfortáveis, cintos e shorts conforme ilustrados na Fig.4.10. Esses

aparelhos são destinados a manter o usuário em uma posição vertical, submerso até o nível do pescoço (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

Barras de halteres flutuantes mostradas na Fig.4.11(a) podem ser usadas para equilíbrio e suporte durante treinamento de marcha em água rasa ou como ferramentas de flutuações em água funda. Elas consistem em uma barra para pega com discos de borracha fixadas em cada extremidade. Elas usam o princípio da flutuação para fornecer suporte e podem também fornecer resistência quando movidas contra a força de flutuação (RUOTI; MORRIS; COLE, 2000).

As pranchas (*kickboards*) ilustradas na Fig.4.11(b), foram originalmente projetadas como um auxílio à natação. Podem ser usadas para trabalhar tanto membros superiores quanto inferiores, além de melhorar o equilíbrio e a coordenação (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

Martínez; Ghiorzi; Loss (2011) apresentam outros aparelhos úteis de flutuação que incluem *aquatubus* Fig.4.11(c), bóia inflável Fig.4.11(d), e colar cervical, Fig.4.11(e). As bóias são muitas vezes usadas para atividades de equilíbrio e coordenação no meio aquático. O colar cervical é útil para dar conforto e segurança a uma pessoa que se encontra na posição supino na água. As bóias são aparelhos baratos de flutuação para atividades em água funda, bem como dispositivos de posicionamento para atividades de supino.

Há também as polainas, luvas de resistência, luvas e palmares.

Polainas e luvas de resistência são objetos de flutuação plásticos ou de espuma, colocados no tornozelo e pulso respectivamente. Utilizados com um cordão de elástico, fixado à piscina, esses objetos aumentam a intensidade do exercício Fig.4.12.

As luvas e palmares com uma membrana entre os dedos são usadas para aumentar a resistência dos movimentos dos braços. Normalmente são feitas de neopreme ou algum tecido macio, e existe uma versão que tem cordões de elástico de resistência, como mostra a Fig.4.13.



Figura 4.9 - Wet Vest (FLAG HOUSE, 2015).

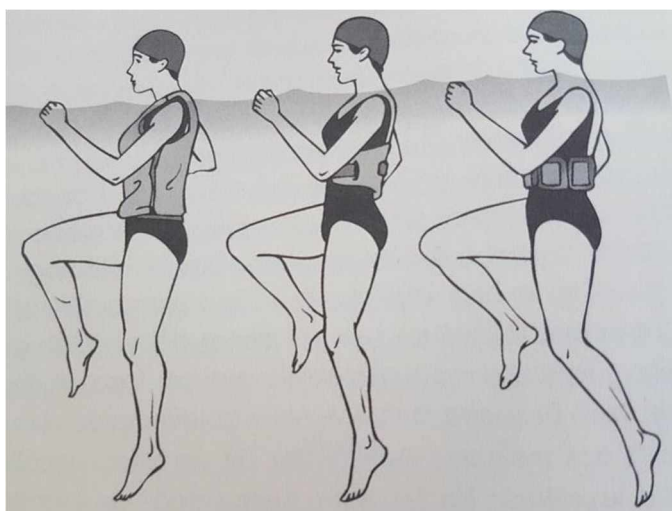


Figura 4.10 - Colete, cinto e short de flutuação respectivamente (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

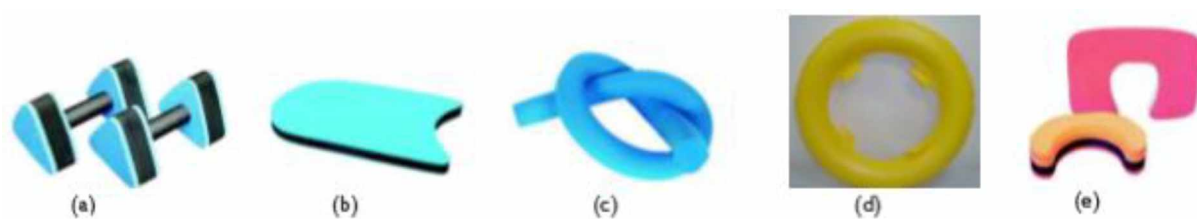


Figura 4.11 - (a) Barras de Halteres; (b) Pranchas ou Kickboard; (c) aquatubus (d) bóia; (e) colar cervical (MARTINEZ; GHIORZI; LOSS, 2011).

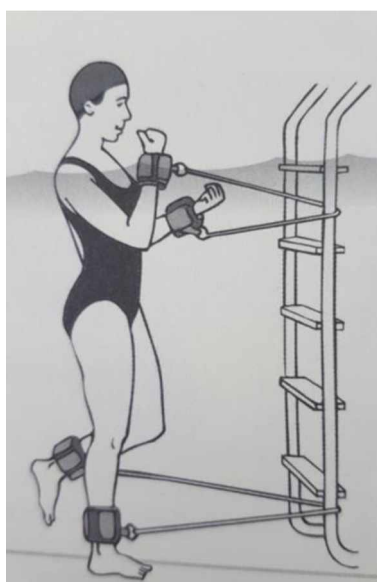


Figura 4.12 - Luvas, polainas e cordão de resistência (TARPINIAN; AWBREY, 2008).



Figura 4.13 - Palmar com cordão de resistência (TARPINIAN; AWBREY, 2008).

#### 4.2.5 Cavalo Aquático e estação aquática de exercício

Cavalo aquático é um aparelho para realização de exercícios aeróbico de degraus na água, com alça de apoio, Fig.4.14(a). Já a estação aquática de exercícios, é um equipamento feito de aço inoxidável preso à beira da piscina. Esse aparelho permite que se faça um número ilimitado de exercícios, utilizando propriedades como flutuabilidade e resistência, Fig.4.14(b).

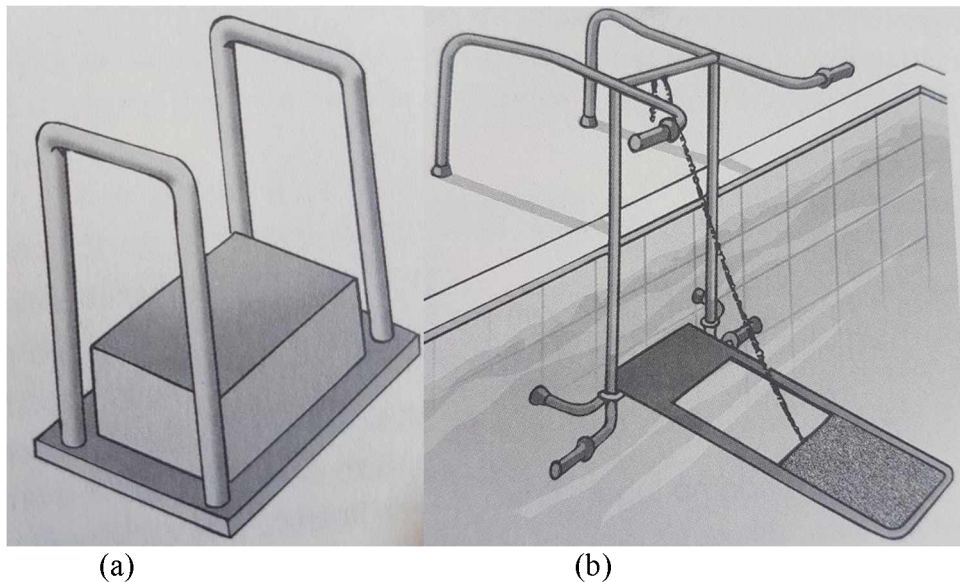


Figura 4. 14 - (a) Cavalo aquático; (b) estação de exercício ( TARPINIAN; AWBREY, 2008).

#### 4.2.6 Equipamentos robóticos

Os recentes avanços tecnológicos tornaram possível desenvolver instrumentos robóticos capazes de realizar uma intervenção de reabilitação segura e intensiva. A terapia com uso de robôs pode ser desenvolvida em diferentes direções, a fim de reduzir o enfraquecimento motor e aumentar a recuperação funcional, mesmo em pacientes afetados por deficiências moderadas ou graves, após lesões do sistema nervoso central, como no caso de AVE (BOVOLENTA et al., 2009).

Bovolenta et al.,(2009) aponta que há uma melhoria efetiva no desempenho motor depois de administrar o tratamento robótico, mesmo naqueles pacientes classificados como crônicos, ou seja estabilizado a partir de um ponto de vista de reabilitação.

O uso de robôs na reabilitação têm sido impulsionado principalmente pela crescente demanda de pessoas vulneráveis como idosos e indivíduos com deficiência.

A reabilitação é recomendada para restaurar a qualidade de vida de um paciente. Sendo que ela pode ser indicada para um paciente que tenha sofrido um acidente ou apenas apresenta algum problema médico, ajudando os pacientes a recuperar funções diárias normais através de diferentes técnicas. No entanto, é importante seguir protocolos de reabilitação cuidadosamente, de forma progressiva, sendo que a falha na sua aplicação pode causar fraqueza continuada e incapacidade funcional.

Os robôs podem fornecer tanto a controlabilidade dos movimentos como a confiabilidade da medição, o que os torna instrumentos ideais para ajudar neurologistas e terapeutas. Robôs de reabilitação usualmente possuem sensores que registram os dados de movimento, tais como a posição, força e velocidade. Geralmente são equipados de atuadores para mover o membro, e são projetados para fazer as compensações das capacidades físicas dos pacientes. Robôs de reabilitação visam beneficiar grupos de idosos, feridos, deficientes, ou mesmo as pessoas comuns (QIAN; BI, 2014).

A natureza repetitiva da terapia torna passível o uso de robôs projetados de forma correta. Um dispositivo robótico pode atuar como uma ferramenta moderna, eficaz e inovadora, que proporciona uma experiência de aprendizagem motora reprodutível, quantitativamente monitorada e adaptada ao progresso dos pacientes, e assegura a consistência no planejamento de um programa de terapia (KREBS et al., 2007).

O mercado em todo o mundo está prestes a alcançar um crescimento significativo com os robôs de reabilitação, com as próteses ativas e com os exoesqueletos usados dentro de

centros de tratamento de reabilitação e instalações desportivas que proporcionam reabilitação para todos os pacientes com lesões ou disfunções físicas. A reabilitação robótica teve um lucro de cerca 43,3 milhões de dólares em 2014 e deverá crescer dramaticamente, atingindo 1,8 bilhões de dólares em 2020. O crescimento do mercado é resultado da eficácia do tratamento robótico (RESEARCHMOZ, 2014).

Como foi dito, o uso de robôs para reabilitação têm crescido consideravelmente. Entretanto, durante a busca bibliográfica foi encontrado apenas um robô para reabilitação do membro inferior em meio aquático, que será descrito no item a seguir.

#### 4.2.6.1 *Robotic Gait Trainer Water*

O *Robotic Gait Trainer Water (RGTW)* é uma órtese quadril - joelho - tornozelo - pé com atuadores pneumáticos, sendo o *software* de controle desenvolvido com base nos movimentos angulares do quadril e joelho de um indivíduo saudável, enquanto caminhava na água. Movimentos tridimensionais e atividades eletromiográficas de superfície (EMG) foram registrados em nove voluntários saudáveis para avaliar a eficácia do uso do *RGTW*, Fig.4.15, ao andar em uma esteira na água. Concluiu-se que as atividades EMG diminuíram, proporcionando assim menos esforço no membro do paciente.

Atuadores pneumáticos foram usados para prevenir acidentes de curtos-circuitos durante a utilização subaquática.

Dispositivos robotizados oferecem várias vantagens, como o aumento da segurança, a repetição de padrões da marcha fisiológica e redução da carga de trabalho do terapeuta.



Figura 4.15 - Dispositivo RGTW (MYIOSHI et al., 2008).

### 4.3 Conclusões

Este capítulo trouxe uma abordagem geral a respeito dos dispositivos aplicados ao membro inferior, aparelhos de MPC, o uso de robôs na reabilitação e também dispositivos utilizados no meio aquático, visto que o dispositivo proposto nesta emprega estes princípios.

Os dispositivos de MPC utilizados na reabilitação do membro inferior encontrados na busca bibliográfica são todos para uso fora d'água. Esse método de reabilitação de Movimentação Passiva Contínua é bastante aplicado porque a força que é exercida no membro é externa a ele, ou seja, o paciente não tem que fazer força para que o movimento seja realizado. Normalmente possuem um sistema de controle, onde o movimento é feito por atuadores. A MPC é bem aceita pelos pacientes, uma vez que não causa dores decorrentes do esforço físico, diminui o inchaço da articulação lesionada, proporcionando assim uma boa recuperação da articulação. As estruturas de MPC possuem características muito boas, são de fácil transporte e possuem baixo custo de construção comparados com outras estruturas robóticas, tornando-as favoráveis para aplicações de reabilitação.

Os dispositivos robóticos são capazes de realizar uma intervenção de reabilitação segura e intensiva, monitorada e adaptada aos pacientes, sendo o seu avanço estimulado pelo aumento de pessoas idosas e deficientes.

Já os aparelhos mais utilizados na reabilitação aquática são estruturas simples como os halteres. Têm também dispositivos mais elaborados como a esteira e a bicicleta, porém essas estruturas precisam da aplicação da força do paciente, que é ativa, ou seja, o paciente que deve realizar o movimento. Diferente do movimento passivo, que a força exercida é externa ao paciente.

Neste capítulo, foram apresentados diversos tipos de dispositivos de MPC e também dispositivos destinados à reabilitação aquática. Os benefícios trazidos pelos dispositivos aliados ao meio aquático são muitos, como o início mais rápido no processo de reabilitação, maior conforto e segurança tanto para os profissionais quanto para os pacientes.

Portanto nesta dissertação propõe-se aliar os benefícios da MPC com o meio aquático, ou seja, será desenvolvido um dispositivo robótico de MPC aquático para reabilitação do membro inferior, visando à reabilitação das articulações do quadril, joelho e tornozelo.





# **CAPÍTULO V**

## **Cinesiologia, Antropometria do Membro Inferior e a Marcha Humana**

### **5.1 Introdução**

Este Capítulo visa descrever o membro inferior humano. O entendimento sobre os movimentos relacionados ao membro inferior, bem como sua amplitude de alcance e as dimensões de cada segmento se fazem necessários para a parte de modelagem matemática e simulação da estrutura proposta nesta dissertação. Desta forma é apresentado um detalhamento sobre o membro inferior contemplando ângulos, massas e dimensões.

A partir deste estudo, pode-se determinar o tamanho geométrico que o dispositivo proposto deve ter, de modo que seja possível sua utilização para a maioria dos pacientes.

As articulações estudadas a seguir serão do quadril, do joelho e do tornozelo.

### **5.2 Conceitos da biomecânica para Análise do Movimento Humano**

De Hall (2000), descreve que a cinesiologia é o estudo do movimento humano e a biomecânica do movimento humano é uma de suas subdisciplinas. Biomecânica, é o termo para descrever a ciência dedicada ao estudo dos sistemas biológicos visto de uma perspectiva mecânica.

Na biomecânica são utilizados conceitos da mecânica, que é o ramo da física que envolve a análise das ações e forças, para estudar os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos. Sabendo disto, tomaremos conhecimento de alguns conceitos mecânicos. Estática é o estudo dos sistemas que se encontram em repouso ou movimentando-se com uma velocidade constante. A dinâmica é o estudo dos sistemas nos quais existe aceleração. A

cinemática descreve o aspecto do movimento, já a cinética é o estudo das forças associadas com o movimento (HALL, 2000).

O estudo da biomecânica humana pode incluir questões destinadas a esclarecer se a quantidade de força que os músculos estão produzindo é suficiente para a finalidade pretendida do movimento. Fatores antropométricos, incluindo formato, tamanho e peso dos segmentos corporais, são outras considerações importantes para a análise cinética (HALL, 2000).

### 5.2.1 Formas de movimentos: translação (linear), rotação (angular) e movimentos combinados

Para este capítulo é importante os conceitos de translação e rotação. A translação descreve um movimento linear, onde todas as partes de um corpo se movem paralelamente a todas as outras e na mesma direção. Já a rotação é definida como o movimento em que um corpo rígido se move de forma circular ao redor de um pivô central, chamado de eixo de rotação para o movimento angular (SILVA, 2015).

### 5.2.2 Planos e Eixos de Movimento

De acordo com Silva (2015), o movimento dos segmentos corporais ocorre em três planos anatômicos:

- Plano sagital: corre paralelamente à sutura sagital do crânio e, divide o corpo em direito e esquerdo;

- Plano frontal (ou coronal) – segue paralelamente à sutura coronária do crânio e, divide o crânio em anterior e posterior;

- Plano transversal (ou horizontal) divide o corpo nas porções superiores (superiores) e inferior (inferior).

Para se projetar um dispositivo ou elaborar um programa de exercícios eficazes, deve-se compreender os planos e os eixos do corpo humano. O eixo principal para o movimento das articulações do corpo é chamado eixo de rotação. Os eixos são denominados como: eixo transversal o eixo horizontal contido no plano frontal do corpo humano, já o eixo anteroposterior é o eixo perpendicular a este mesmo plano, e o eixo vertical o eixo contido no plano frontal, Fig.5.1.

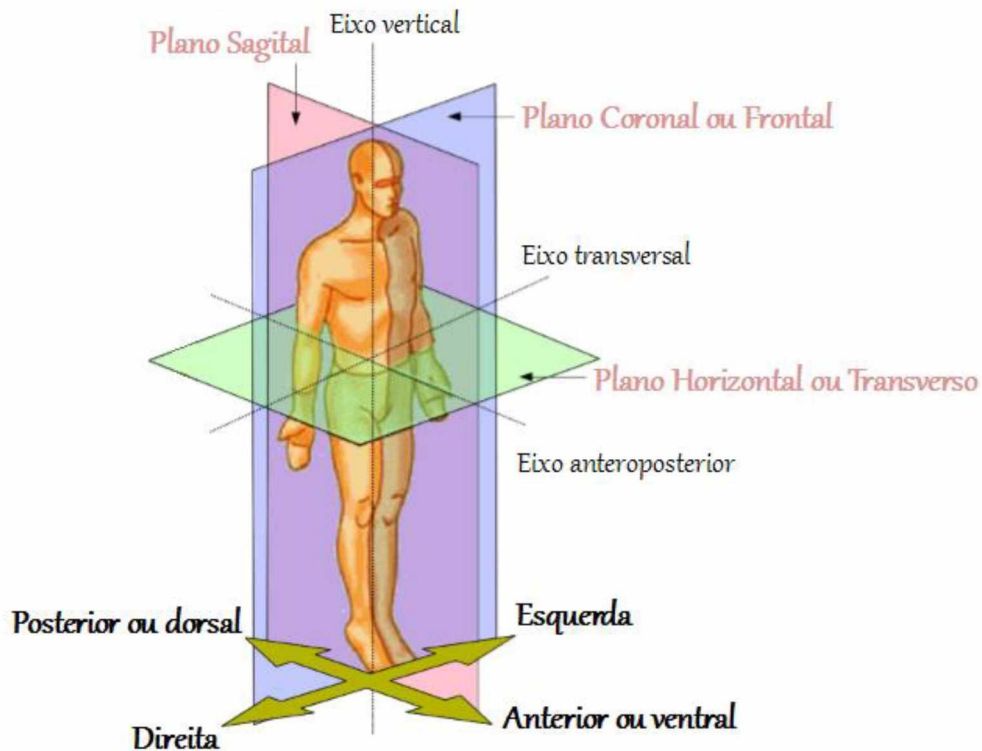


Figura 5. 1- Eixos anatômicos de Referência (Retirado do site: FISIOANATOMIA, 2014).

### 5.3 Comportamento mecânico dos músculos do membro inferior

A ação muscular pode ser definida, como a capacidade de um músculo em provocar um torque em uma determinada direção e plano de rotação. A ação muscular se baseia na nomenclatura definida como, extensão, flexão no plano sagital, abdução e adução no plano frontal (SILVA, 2015).

Na maioria das vezes, um músculo promove o movimento de apenas um segmento (monoarticular), ou seja, daquele onde o músculo atravessa a articulação. Os músculos biarticulares fogem a esta regra, comumente atravessam mais de uma articulação, possibilitando mais de um tipo de movimentos que ocorrem de modo opostos entre si (SILVA, 2015). Por exemplo, o músculo retofemoral realiza duas ações diferentes em duas articulações: promovem a flexão do quadril e a extensão do joelho, como mostra a Fig.5.2. Assim como os músculos do quadril sartório e retofemoral, o gastrocnêmio medial e lateral da perna também são biarticulares.

Os músculos monoarticulares em geral cruzam apenas uma articulação, são produtores de força, são responsáveis pela estabilização articular e pelo controle do movimento. Já os

biarticulares são músculos longos, responsáveis pelo controle e direcionamento de grandes amplitudes de movimento e são mais propensos a sofrerem lesões (CARPES, 2009).

Com base nesta teoria, justifica-se o desenvolvimento de um dispositivo de MPC, que movimentará as articulações do membro inferior simultaneamente.

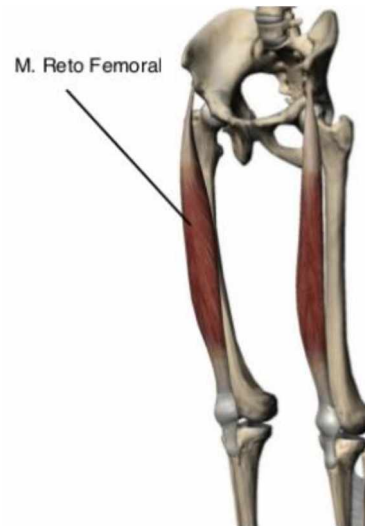


Figura 5.2 - Músculo retofemoral (anterior da coxa) (adaptado de MEDEIROS, 2012).

## 5.4 Cinesiologia do membro inferior

### 5.4.1 O Quadril

Conforme Kapandji (2010), o quadril é a articulação do membro inferior responsável pela locomoção do indivíduo e pela sustentação de seu corpo. O quadril possui três graus de liberdade, permitindo a movimentação da perna em três direções diferentes, o que faz com que esta junta do corpo humano seja semelhante a uma articulação mecânica esférica, levando em consideração as restrições de amplitude de cada movimento.

#### 5.4.1.1 Flexão e Extensão

O movimento de flexão-extensão é composto por duas fases distintas. Sendo o deslocamento da perna em torno do eixo transversal, de modo que o movimento ocorra no plano sagital, Fig.5.1.

Durante a fase de flexão, a perna se desarticula para frente, possibilitando o contato entre coxa e tronco e promovendo a distensão dos ligamentos de modo seguro para não luxar. A amplitude deste movimento se modifica conforme a posição do joelho. No conjunto, a flexão ativa do quadril é menos ampla que a flexão passiva. Quando o joelho está em extensão como mostra a Fig.5.3(a), a flexão é de  $90^\circ$ , em relação à posição anatômica, enquanto que quando o joelho está fletido, Fig.5.3(b), a amplitude atinge ou ultrapassa  $120^\circ$ .

Já na flexão passiva, a amplitude é sempre superior a  $120^\circ$ . Nota-se que se o joelho está em extensão, Fig.5.3(c), a flexão é bem menor que quando está fletido, Fig.5.3(d); sendo que neste caso a amplitude é superior a  $140^\circ$ .

Quando ocorre de os dois quadris serem fletidos passivamente e simultaneamente, Fig.5.3(e), a face anterior da coxa encosta quase que totalmente no tronco.

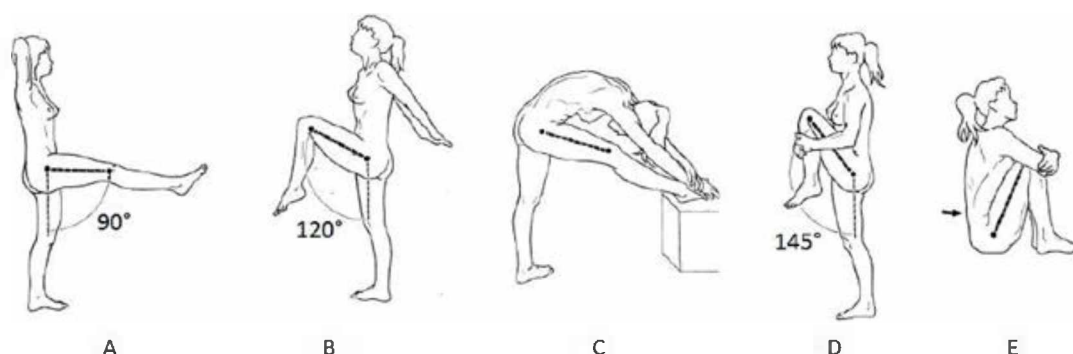


Figura 5.3 - Amplitudes dos movimentos de flexão do quadril (KAPANDJI, 2000).

Na fase da extensão, o membro inferior se desloca para trás, gerando uma tensão nos ligamentos.

A extensão ativa tem menor amplitude do que a extensão passiva. Quando o joelho está estendido Fig.5.4 (a) a extensão é mais ampla  $20^\circ$  do que quando está fletido Fig.5.4 (b). A extensão passiva é de apenas  $20^\circ$  na abertura para diante Fig.5.4 (c). Ela atinge  $30^\circ$  quando o membro inferior é fortemente puxado para trás Fig.5.4 (d).

Vale ressaltar que essas amplitudes são para indivíduos “normais”, que não realizam treinos. Por adaptação ao esporte ou dança, ginastas, bailarinas, por exemplo, podem ter essas amplitudes aumentadas mesmo sem apoio no solo (KAPANDJI, 2000).

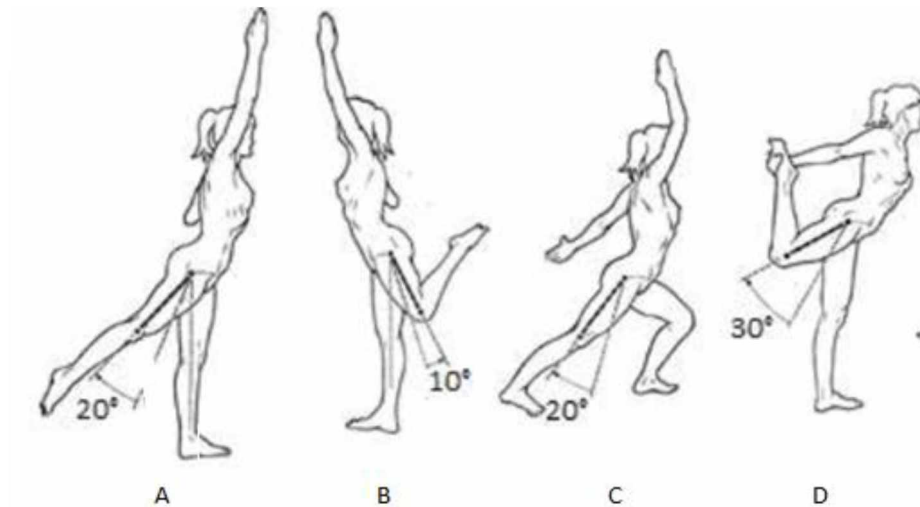


Figura 5.4 - Movimentos de extensão do quadril (KAPANDJI, 2000).

A Tab.5.1 mostra os ângulos de movimentação segura da articulação do quadril utilizados para confecção da estrutura MPC proposta nesta dissertação, onde a flexão ativa do quadril varia de 90° a 120° e a extensão varia de 10° a 20°.

Tabela 5.1- Valores dos ângulos de movimentação da articulação do quadril a partir da posição e referência.

Condição	Joelho estendido	Joelho flexionado
Flexão ativa	90°	120°
Extensão ativa	20°	10°

#### 5.4.2 O Joelho

O joelho é a articulação que une o membro inferior, sendo que esta articulação possui 1 grau de liberdade, flexão e extensão, possibilitando o ajuste da distância do corpo em relação ao solo. Entretanto, a articulação do joelho possui um segundo grau de liberdade, a rotação sobre o eixo longitudinal da perna, sendo que esta só existe quando a mesma está flexionada. Devido a essa rotação quando o joelho encontra-se fletido, o pé deverá ficar apoiado na estrutura proposta, uma vez que se ficar livre e a pessoa rodar o joelho, pode terminar de romper uma estrutura deste.

Na Fig.5.5 esses eixos de referência estão indicados para ilustrar os movimentos que ocorrem no joelho.

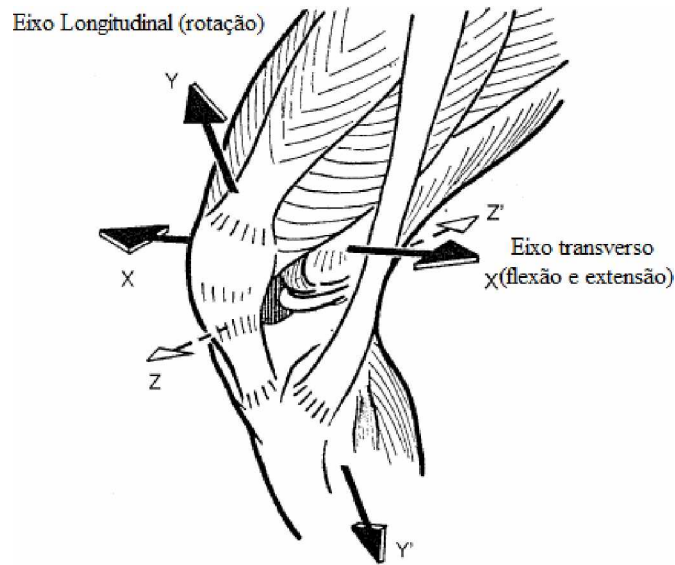


Figura 5.5- (XOX') Eixo transverso, (YOY') eixo longitudinal do joelho, (ZOZ') eixo de referência (KAPANDJI, 2000).

#### 5.4.2.1 Flexão e Extensão

Flexão e extensão é o principal movimento do joelho, e a amplitude é medida a partir da posição de referência definida a começar do eixo da perna que localiza-se no prolongamento do eixo da coxa, indicado como eixo ZOZ', Fig.5.5.

Já a extensão do joelho é definida como o afastamento da face posterior da perna da face posterior da coxa. Este movimento ocorre principalmente de forma passiva, variando de 5° a 10° a partir da posição de referência, Fig.5.6(c).

O movimento de flexão do joelho pode ser dividido em dois tipos: flexão absoluta e flexão relativa. A flexão de forma absoluta ou ativa atinge 140° caso o quadril se encontre previamente flexionado, como mostra a Fig.5.6(d), e pode chegar a 120° somente se o quadril estiver em extensão, Fig.5.6(f).

A flexão relativa ou passiva pode chegar a uma amplitude de 160°, Fig.5.6(e), fazendo que o calcanhar seja capaz de tocar os glúteos nesta situação.

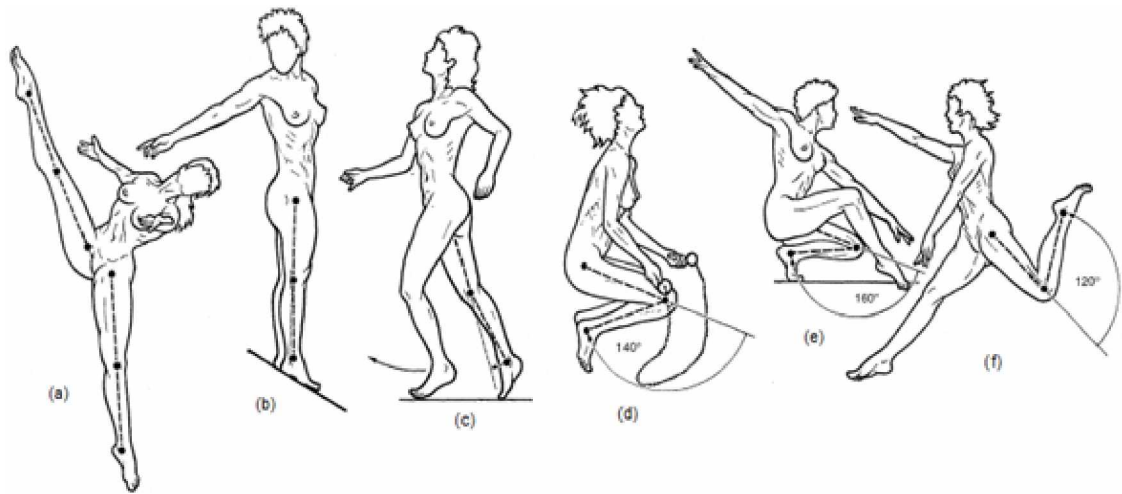


Figura 5.6 - Movimentos de flexão do joelho (KAPANDJI, 2000).

#### 5.4.3 O tornozelo

De acordo com Kapandji (2000), a articulação do tornozelo é uma articulação distal do membro inferior, que proporciona os movimentos da perna em relação ao pé no plano sagital, e possui apenas um grau de liberdade, sendo de extrema importância para a marcha.

Todavia, o conjunto de articulações existentes no pé, auxiliado pela rotação axial do joelho, tem funções similares à de uma articulação mecânica esférica com 3 graus de liberdade (gdl), admitindo que a orientação da abóbada plantar se dê em todas as direções, tornando possível sua adaptação aos diversos tipos de terreno, Fig.5.7.

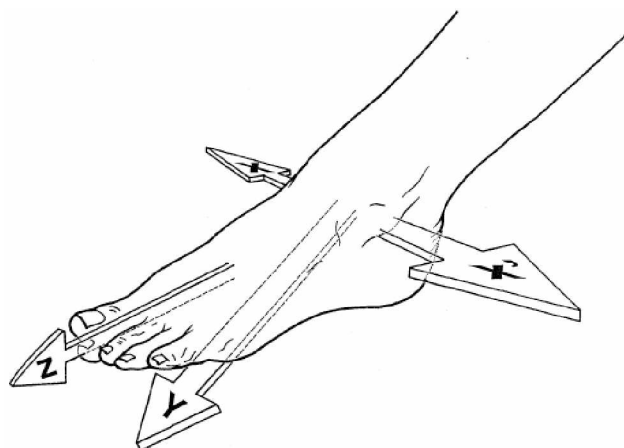


Figura 5.7 - Eixos para análise da articulação do tornozelo (KAPANDJI, 2000).



#### 5.4.3.1 Flexão plantar e dorsiflexão

Ocorrem em torno do eixo transversal  $XX'$  da articulação do tornozelo, compreendido no plano frontal, condicionando os movimentos no plano sagital, Fig.5.7.

Flexão dorsal ou dorsiflexão é o movimento que aproxima o dorso do pé à face anterior da perna, ponto  $B$ . Ou seja, definida a posição de referência, o ponto  $A$ , pode-se afirmar que a flexão do tornozelo é a aproximação do ponto  $A$  ao ponto  $B$  como mostra a Fig.5.8 (a).

A extensão da articulação do tornozelo, ou flexão plantar, é o movimento que afasta o dorso do pé da face anterior da perna, na Fig.5.8 (a) ponto  $C$ .

Como mostra a Fig.5.8 (b), a amplitude da flexão plantar do tornozelo é consideravelmente maior em comparação à amplitude da dorsiflexão. No movimento de dorsiflexão, a amplitude é entre  $20^\circ$  e  $30^\circ$ . Já no movimento de flexão plantar, a amplitude varia entre  $30^\circ$  e  $50^\circ$ . A área sombreada na Fig.5.8 (b) ilustra as variações individuais.

As amplitudes totais dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão são de  $70^\circ$  a  $80^\circ$ , sendo determinada pelo desenvolvimento das superfícies articulares, mostrada na Fig.5.9.

#### 5.4.3.2 Movimentos de adução/abdução

Ocorrem em torno do eixo longitudinal  $Y$  da perna, que se alinha ao eixo vertical e pertence ao plano transversal (Fig.5.7).

#### 5.4.3.3 Movimentos de pronação/supinação

Ocorrem no eixo longitudinal  $Z$  do pé, condicionando a orientação da planta do pé, tanto para baixo quanto para fora ou para dentro. O eixo é horizontal e pertence ao plano sagital (Fig.5.7).

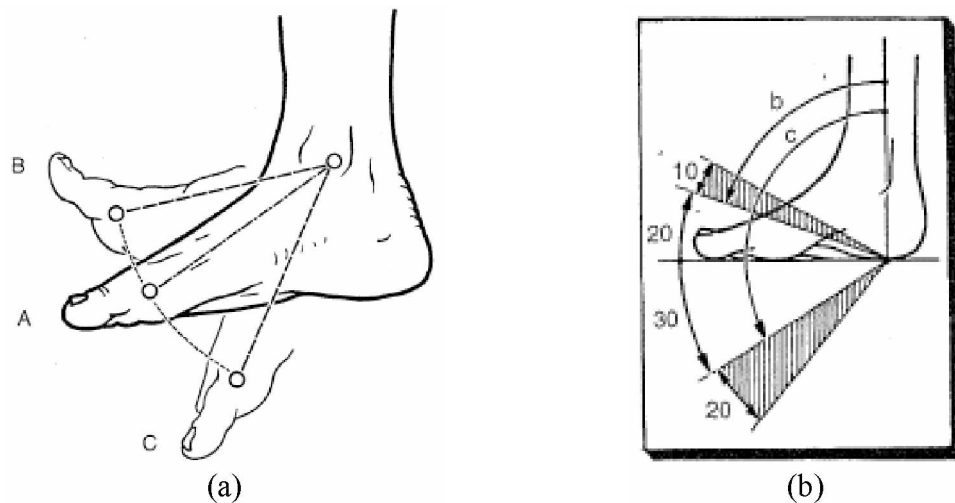


Figura 5.8 - (a) Movimentos de flexão plantar (ponto C) e dorsiflexão (ponto B). (b) Amplitude dos movimentos (KAPANDJI, 2000).

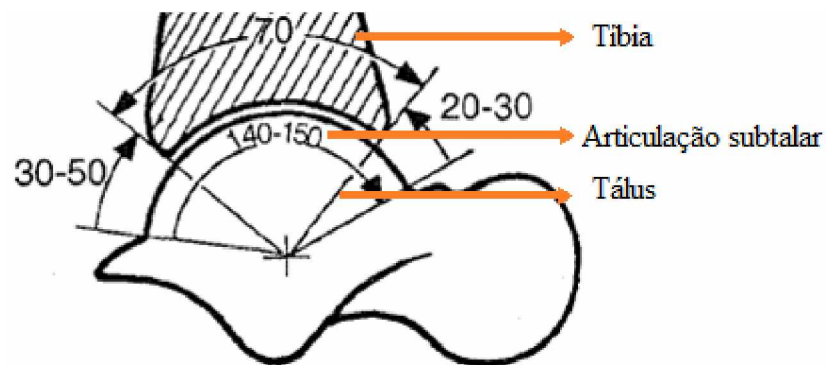


Figura 5.9 - Amplitude dos movimentos de flexão planar e dorsiflexão do tornozelo (KAPANDJI, 2000).

### 5.5 Antropometria do membro inferior

Segundo Lida (2005), a antropometria aborda as medidas físicas do corpo humano. Porém, obter essas medidas não é uma tarefa trivial, uma vez que obter medidas representativas e confiáveis de uma população formada por indivíduos dos mais diversos tipos e dimensões não se dá de maneira fácil, visto que vários fatores podem exercer influência, como a postura do indivíduo por exemplo, se o mesmo se encontra de roupa ou sem, com sapato ou descalço, idade, sexo, variações étnicas, dentre outros.

Variações interindividuais ocorrem durante a vida de uma pessoa, uma vez que o ser humano sofre contínuas mudanças físicas ao longo de toda a vida. Assim, a idade do indivíduo influencia diretamente nas suas proporções físicas (IIDA, 2005). O estudo de

Contini e Drillis (1966) apresenta fórmulas para calcular 21 medidas lineares do corpo em pé, a partir de uma única medida, a da estatura  $H$  (altura do indivíduo), Fig.5.10. Portanto, neste estudo, serão usadas as medidas de um indivíduo adulto em função de  $H$ , a partir dos trabalhos de Iida (2005) e Contini e Drillis (1966).

Embora exista na bibliografia citada uma inconsistência nos dados (na soma da posição do punho em relação à base e à cabeça, Fig.5.10, nesse trabalho serão utilizadas as medidas com relação à base e direcionado aos membros inferiores). Dessa forma, a inconsistência dos valores citados não afetam os resultados do trabalho.

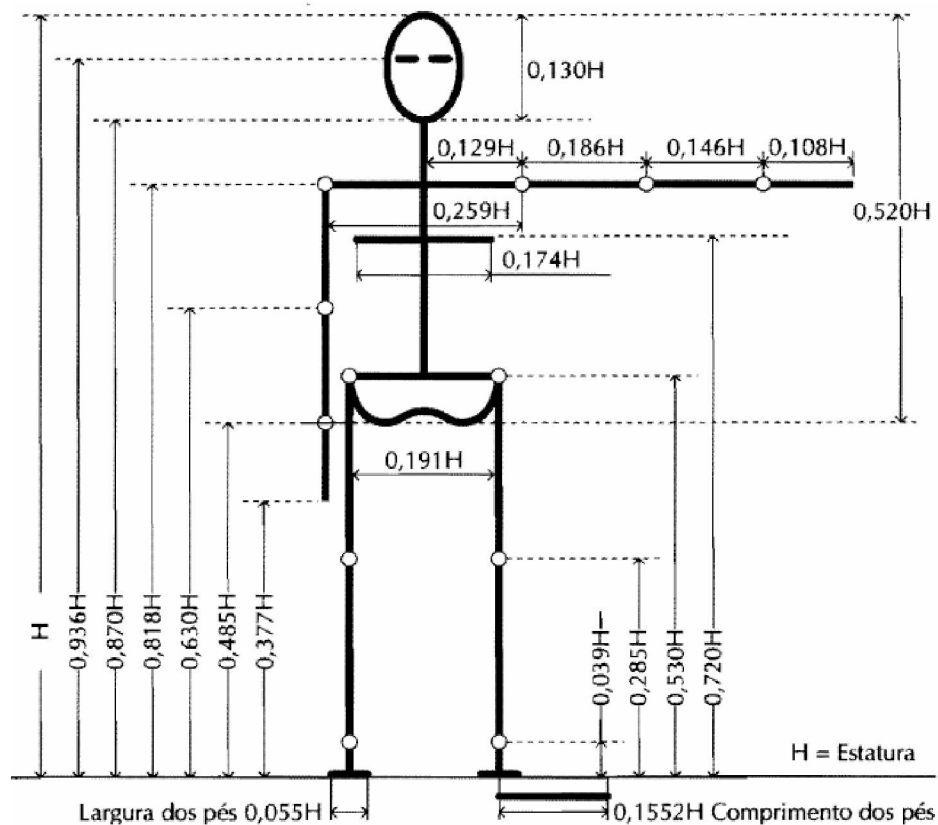


Figura 5.10 - Estimativas de comprimento das partes do corpo em pé, em função da estatura  $H$  (Contini e Drillis, 1966 – retirado de IIDA, 2005).

Os valores encontrados nas tabelas a seguir serão utilizados neste trabalho em simulações relacionados com o movimento do membro inferior. Portanto, tendo o conhecimento da altura de um indivíduo, é possível determinar várias medidas do corpo humano, especialmente o membro inferior, foco de estudo desta dissertação. Para um indivíduo com estatura de 1,80 m, escolhido para realização dos cálculos utilizados nesta dissertação, os comprimentos do solo até o ponto de referência são mostrados na Tab.5.2.

Tabela 5.2 - Distâncias entre articulações e entre articulações ao solo.

<b>Distância</b>	<b>Proporção da Altura [%]</b>	<b>Indivíduo com 1,80 m [m]</b>
Quadril ao Joelho	24,5	0,441
Quadril ao Solo	53	0,954
Joelho ao Tornozelo	24,6	0,443
Joelho ao Solo	28,5	0,513
Tornozelo ao Solo	3,9	0,070

Quanto à massa do corpo humano, Iida (2005) apresenta a variação dos valores da massa de cada parte do corpo humano em relação à massa total do indivíduo. Sabe-se que há diferenças entre tipo físico, sexo e influências étnicas, portanto não é possível definir um valor fixo para cada parte. Assim, a Tab.5.3, mostra a distribuição da massa do corpo humano para cada parte do corpo.

Tabela 5.3 - Proporção de massa de cada parte do corpo humano (IIDA, 2005).

<b>Parte do Corpo</b>	<b>Proporção em relação à massa total [%]</b>
Cabeça	6 a 8%
Tronco	40 a 46%
Membros superiores	11 a 14%
Membros Inferiores	33 a 40%

Sendo o membro inferior o foco deste trabalho, é importante detalhar a distribuição de massa para cada parte do membro inferior, assim como a distribuição do centro de massa de cada segmento, pois esses valores serão utilizados na modelagem matemática deste trabalho.

Rodacki (2004), apresenta uma distribuição percentual da massa dos segmentos do membro inferior em função da massa corporal total do indivíduo, mostrado na Tab. 5.4, de acordo com vários autores.

Tabela 5.4 - Detalhamento da distribuição de massa no membro inferior (RODACKI, 2004).

Segmento Corporal	Massa Relativa [%]			
	Fischer (1906)	Clouser (1969)	Dempster via Miller & Nelson (1955)	Média
Pé	2,10	1,50	1,45	1,68
Perna	4,50	4,40	4,65	4,52
Coxa	11,00	10,50	10,00	10,50
Pé e perna	6,60	5,90	6,10	6,20
Membro inferior	17,60	16,40	16,10	16,69

Os valores do centro de massa de cada segmento são necessários para conhecer o efeito da ação da força gravitacional sobre as articulações (RODACKI, 2004). Deste modo, é possível determinar os valores de força e momento estáticos aplicados em cada articulação em qualquer posição. Tais valores são usados na modelagem estática do membro inferior e determinação da força aplicada no cabo fixado para movimentação do MPC proposto.

Rodacki (2004) apresenta a localização dos centros de massa de cada segmento do corpo humano em função de seu comprimento, como mostrado na Fig.5.11.

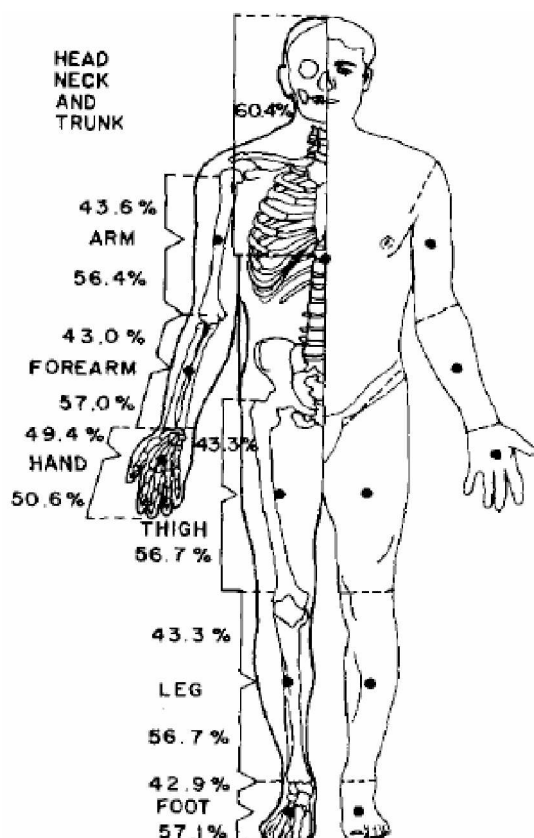


Figura 5.11- Centros de massa relativos ao comprimento dos segmentos corporais (RODAKI, 2004).

Pode-se construir a Tab.5.5 com os valores dos centros de massa referentes a cada segmento, onde a medida dada em função da extremidade proximal representa a distância da articulação até o centro de massa do indivíduo, enquanto a distal representa a distância do centro de massa até o fim do segmento.

Tabela 5.5- Localização percentual dos centros de massa em função do comprimento dos segmentos corporais em relação às extremidades proximais e distais (WINTER, 2005).

Segmento Corporal	Proximal [%]	Distal [%]
Pé	50,0	50,0
Perna	43,3	56,7
Coxa	43,3	56,7
Pé e perna	60,6	39,4
Membro inferior	44,7	55,3

## **5.6 Conclusões**

Foi apresentada neste capítulo uma revisão dos movimentos realizados pelo membro inferior humano. Tais movimentos servirão como base para determinar a modelagem matemática proposta nesta dissertação. Foi apresentada também uma estimativa de comprimento das partes do corpo em pé, em função da estatura  $H$ , viabilizando que se faça um dispositivo com tamanho do membro inferior ajustável para diferentes pacientes.





## **CAPÍTULO VI**

### **Modelagem Matemática do Dispositivo Aquático Aplicado a Reabilitação do Membro Inferior**

Este capítulo apresenta a modelagem matemática do dispositivo proposto nesta dissertação para determinar a posição e a orientação da estrutura.

Essa modelagem foi feita para determinar as dimensões da estrutura considerando a posição e a orientação do membro inferior do paciente.

São apresentadas duas configurações diferentes do dispositivo proposto. Na primeira é utilizado um cabo para atuação do mecanismo. Na segunda são utilizados dois cabos.

Para o cálculo da mesma utilizou-se princípios da trigonometria e de sistemas multicorpos.

#### **6.1 Modelagem Matemática**

Segundo Bassanezi (2004) a modelagem matemática é um processo dinâmico utilizado para a obtenção e validação de modelos matemáticos. É uma forma de abstração e generalização com a finalidade de previsão de tendências. A modelagem consiste, essencialmente, na arte de transformar situações da realidade em problemas matemáticos cujas soluções devem ser interpretadas na linguagem usual.

Antes de iniciar a modelagem é importante que se conheça alguns conceitos da cinemática de mecanismos.

Segundo Carvalho; Ibrahim; Coelho (2017), máquina é um dispositivo utilizado para alterar, transmitir e direcionar forças para atingir objetivos específicos. Mecanismo é uma parte da máquina que tem a função de transferir movimento(s) e força(s) de uma fonte de potência para uma saída. Articulação ou par cinemático correspondem aos diferentes tipos

possíveis de conexões entre corpos, sendo que sua forma geométrica define os deslocamentos permitidos ou graus de liberdades (CARVALHO; IBRAHIM; COELHO, 2017).

A Fig.6.1 mostra a representação simplificada para as articulações de revolução e prismática que serão utilizadas neste trabalho para o desenvolvimento do dispositivo proposto.

As articulações podem ser passivas e ativas. As articulações ativas são articulações atuadas (que possuem um atuador para promover o movimento relativo entre os corpos), já as passivas são articulações que não são atuadas.

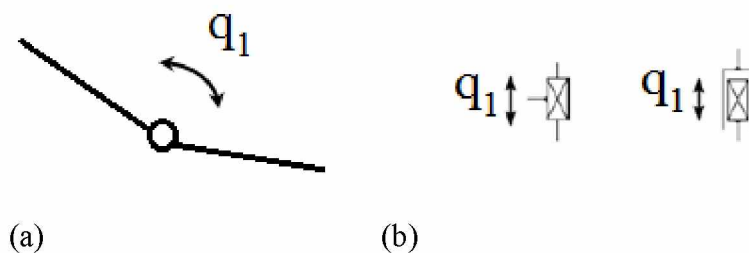


Figura 6.1 - (a) Articulação de revolução; (b) Articulação prismática (CARVALHO; IBRAHIM; COELHO, 2017).

#### 6.1.1 Modelagem cinemática para utilização de um cabo e um peso W

A modelagem cinemática inversa permite relacionar o deslocamento  $q_1$  com os parâmetros de movimentação do quadril, definido por  $\alpha_q$ , e de movimentação do joelho, definido por  $\alpha_j$ . A solução pode ser obtida usando relações trigonométricas e os parâmetros definidos na Fig.6.2. O detalhamento do desenvolvimento das Equações apresentadas neste item pode ser encontradas no Apêndice 1.

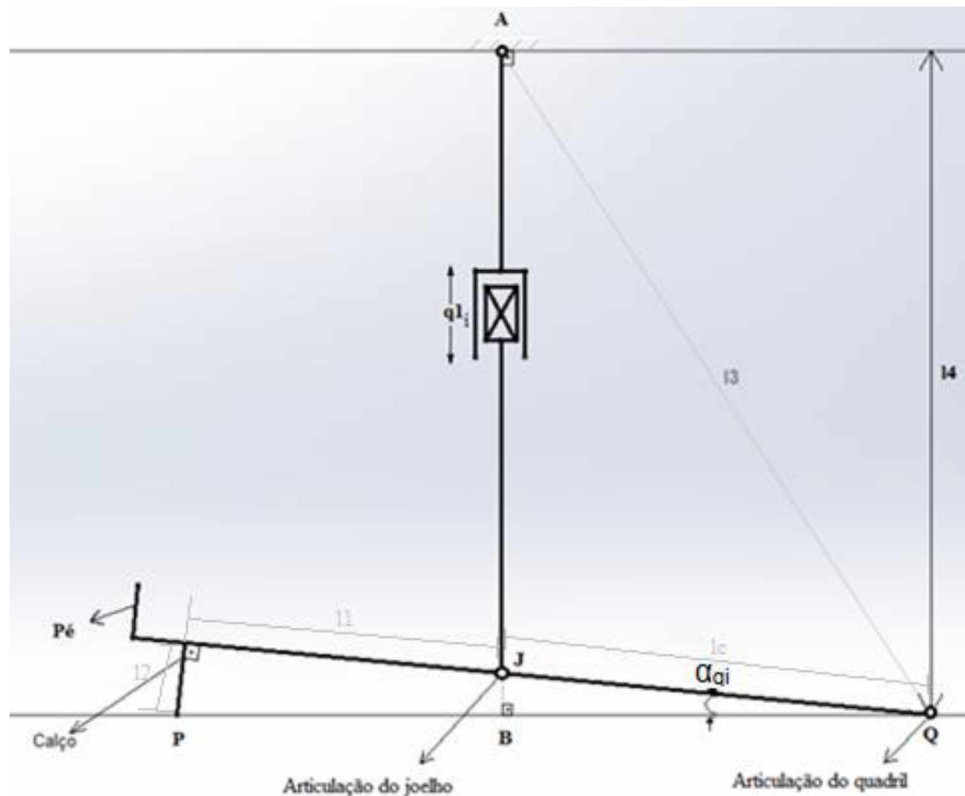


Figura 6.2 - Simulação do membro inferior na posição inicial e seus respectivos parâmetros.  $\alpha_{qi}$  e  $q_{1i}$

A distância entre a roldana, ponto  $A$ , e a mesa é constante e definida por  $l_4$ , assim como a posição do calço em relação ao joelho,  $l_1$ . Os comprimentos da coxa,  $l_c$ , e da perna,  $l_p$ , são constantes para um mesmo paciente, Fig.6.3.

Das Fig.6.2 e 6.3 pode-se verificar que a perna mais a coxa na posição inicial possui uma inclinação dada por  $\alpha_{qi}$ , que é definida por  $l_c$ ,  $l_1$ , e  $l_2$  a saber:

$$\alpha_{qi} = \arctg \left( \frac{l_2}{l_c + l_1} \right) \quad (6.1)$$

Ainda na posição inicial pode-se calcular o comprimento do cabo de acionamento  $q_{1i}$  a partir da relação:

$$q_{1i} = l_4 - l_c \cdot \text{sen} (\alpha_{qi}) \quad (6.2)$$

e a distância entre a roldana, ponto  $A$ , e o quadril, ponto  $Q$ , definida por  $l_3$ , e o ângulo  $\alpha_3$  que ela faz com a horizontal, podem ser obtidos por:

$$l_3 = \sqrt{l_4^2 + (l_c \cdot \cos \alpha_{qi})^2} \quad (6.3)$$

$$\alpha_3 = \arctg \left( \frac{l_4}{l_c \cdot \cos \alpha_{qi}} \right) \quad (6.4)$$

Para uma flexão definida do quadril, dada por  $\Delta\alpha_q = \alpha_q - \alpha_{qi}$ , pode-se verificar a variação de cabo de acionamento, dado por  $\Delta q_1 = q_1 - q_{1i}$ , bem como a flexão do joelho, definido por  $\alpha_j$ .

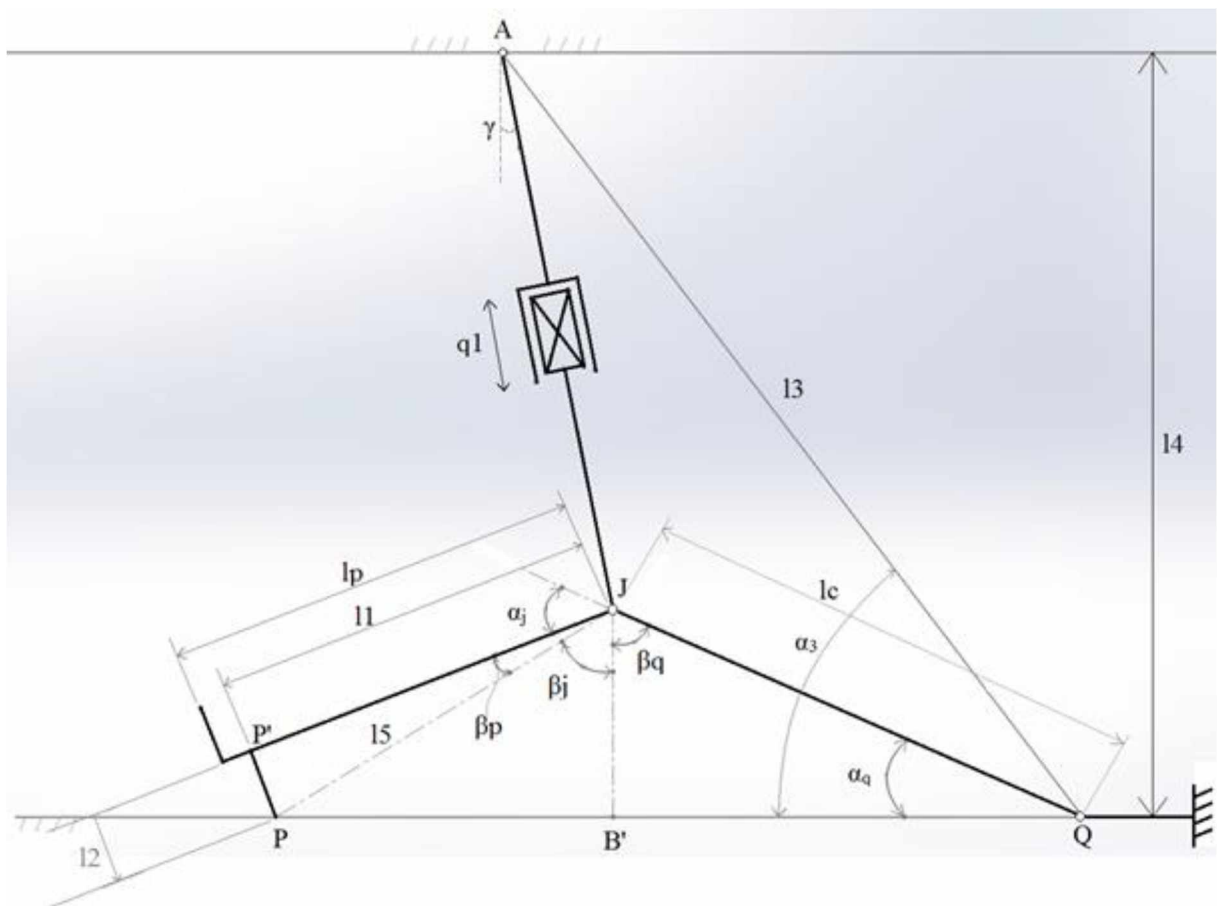


Figura 6.3- Parâmetros usados na modelagem matemática.

A partir da Fig.6.3 que representa a flexão do quadril e do joelho, baseado no Teorema de Carnot, pode-se obter do  $\Delta JQA$  o comprimento  $q_1$  do cabo de acionamento:

$$q_1 = \sqrt{l_c^2 + l_3^2 - 2 \cdot l_c \cdot l_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_q)} \quad (6.5)$$

Das relações trigonométricas nos triângulos QJB', PJB' e PJP', pode-se obter o ângulo de flexão do joelho,  $\alpha_j$ , e a inclinação do cabo de acionamento,  $\gamma$ .

$$\alpha_j = 180^\circ - \beta_q - \beta_j - \beta_p \quad (6.6)$$

Ou ainda,

$$\alpha_j = 90^\circ + \alpha_q - \beta_j - \beta_p \quad (6.7)$$

$$\gamma = \text{arc tg} \left[ \frac{l_c (\cos \alpha_{q_i} - \cos \alpha_q)}{l_4 - l_c \cdot \text{sen} \alpha_q} \right] \quad (6.8)$$

Sendo

$$\beta_j = \cos^{-1} \left( \frac{l_c \cdot \text{sen} \alpha_q}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}} \right) \quad (6.9)$$

$$\beta_p = \tan^{-1} \left( \frac{l_2}{l_1} \right) \quad (6.10)$$

O modelo cinemático direto também pode ser obtido, ou seja, sendo conhecida a variação do comprimento do cabo,  $\Delta q_1 = q_1 - q_{1_i}$ , pode-se obter a variação angular do quadril,  $\Delta \alpha_q = \alpha_q - \alpha_{q_i}$ .

A partir da Eq.(6.5) obtém-se:

$$\alpha_q = \alpha_3 - \cos^{-1} \left( \frac{l_c^2 + l_3^2 - q_1^2}{2 \cdot l_c \cdot l_3} \right) \quad (6.11)$$

E o ângulo de flexão do joelho,  $\alpha_j$ , pode ser obtido pela Eq. (6.6).

Caso seja necessário trabalhar com o ângulo de flexão do joelho,  $\alpha_j$ , como dado de entrada na modelagem pode-se, a partir da Eq.(6.6), obter o ângulo  $(\beta_q + \beta_j)$  e aplicar as leis do seno e do cosseno no  $\Delta P J Q$  para obter  $\alpha_q$ . Posteriormente, utiliza-se a Eq.(6.5) para obter  $q_1$ , ou seja:

$$\beta_q + \beta_j = -\alpha_j - \beta_p + 180^\circ \quad (6.12)$$

$$\overline{PQ} = \sqrt{l_5^2 + l_c^2 - 2 \cdot l_5 \cdot l_c \cdot \cos(\beta_q + \beta_j)} \quad (6.13)$$

$$\alpha_q = \sin^{-1} \left[ \frac{l_5}{\overline{PQ}} \cdot \sin(\beta_q + \beta_j) \right] \quad (6.14)$$

Deve-se destacar que o dispositivo proposto possui uma configuração de singularidade quando o cabo fica alinhado com a coxa do usuário, Fig.6.4. Esta configuração acontece próximo do ângulo de  $\alpha_q = 55^\circ$ . Assim, para as simulações numéricas e testes experimentais será limitado o movimento do ângulo até  $\alpha_q = 50^\circ$ . Esse é um dispositivo para ganho funcional para marcha normal e não para ganho de ADM extrema.

Destaca-se também que não foi objetivo desta dissertação a otimização do mecanismo proposto para maximizar os limites de movimentação do quadril e joelho em função dos limites possíveis de movimentação destes.

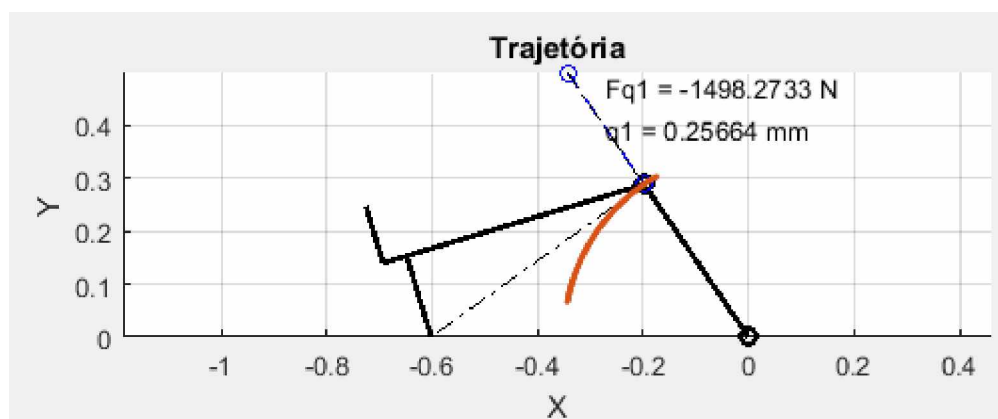


Figura 6. 4 - Configuração de singularidade do mecanismo proposto.

### 6.1.2 Modelo estático para utilização de um cabo e um peso $W$

Nesta dissertação está sendo proposto o desenvolvimento de um dispositivo MPC para reabilitação. Como os movimentos de reabilitação a serem realizados ocorrem à baixa velocidade será utilizado um modelo estático para o cálculo dos esforços atuantes na estrutura.

A Figura 6.5 representa o membro inferior com as devidas cargas e parâmetros dimensionais para escrever o modelo estático.

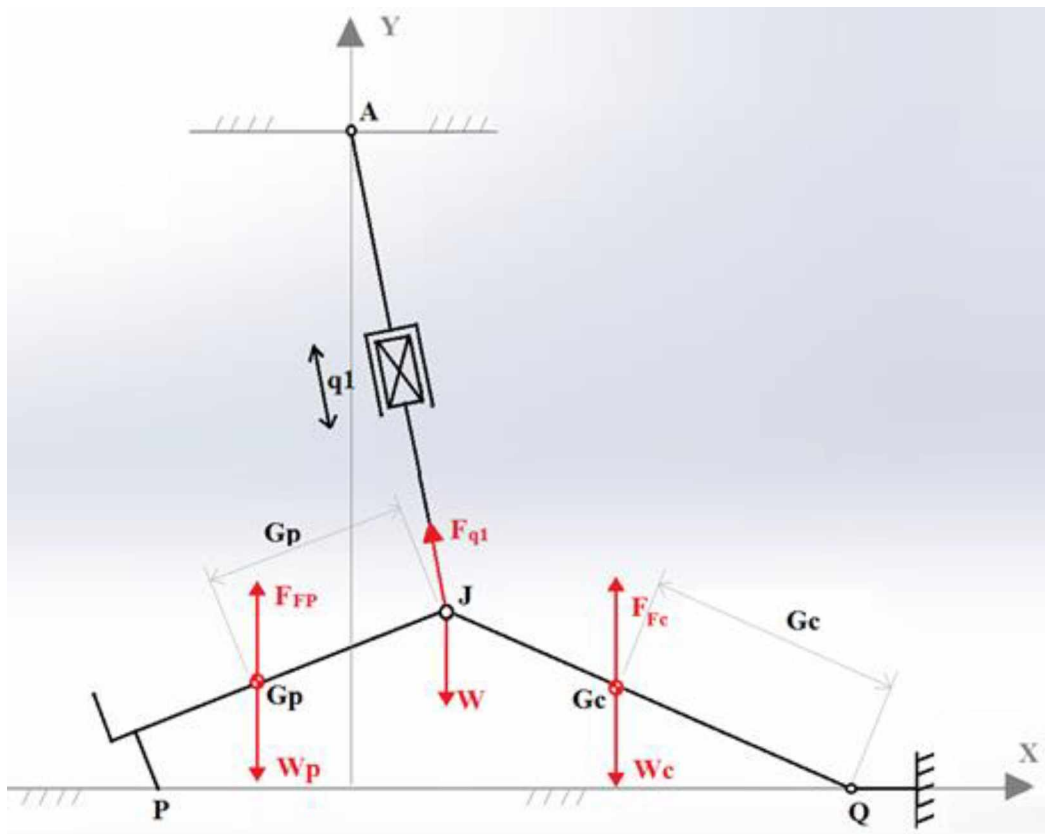


Figura 6.5- Cargas e parâmetros utilizados na modelagem estática.

$Q$  representa a posição do quadril,  $J$  o joelho,  $P$  a posição em que o apoio permanece em contato com a horizontal e  $q1$  a variável que descreve o movimento do joelho, conforme descrito no modelo cinemático.

O peso da coxa  $W_c$  e da perna  $W_p$  estão sobre seus centros de massa  $G_c$  e  $G_p$ , respectivamente, posicionados a uma distância  $G_c$  do quadril, e a uma distância  $G_p$  do joelho, respectivamente. O peso do calço, por ser pequeno quando comparado com o peso da perna, foi desprezado.

Foi considerado um peso extra,  $W$ , aplicado no joelho, do lado da perna, para prever a necessidade de auxílio para o retorno do joelho à posição inicial. Caso este peso fique dentro da água é necessário considerar o empuxo sobre ele. Então, pode-se considerar que  $W$  seja o “peso efetivo” ou seja, a diferença entre o peso e o empuxo.

O empuxo na coxa,  $F_{Fc}$ , e na perna,  $F_{Fp}$ , são considerados agindo nos centros de massa da coxa e da perna, respectivamente.

Considerando ainda que o quadril do paciente possa apresentar certa resistência de movimentação, é considerado um torque resistivo  $\bar{\tau}_Q$ .

Com as considerações dos esforços atuantes, a força necessária para a flexão do joelho é dada por  $F_{q_1}$ .

Cabe salientar que o peso do pé está sendo considerado junto com o da perna.

Os esforços atuantes no quadril, no joelho, no ponto de apoio do calço e a força necessária para flexão do joelho podem ser obtidos fazendo o diagrama de corpo livre da coxa e da perna, e escrevendo as equações do equilíbrio estático, conforme descrito a seguir.

Fazendo o diagrama de corpo livre da coxa, conforme a Fig.6.6, tem-se:

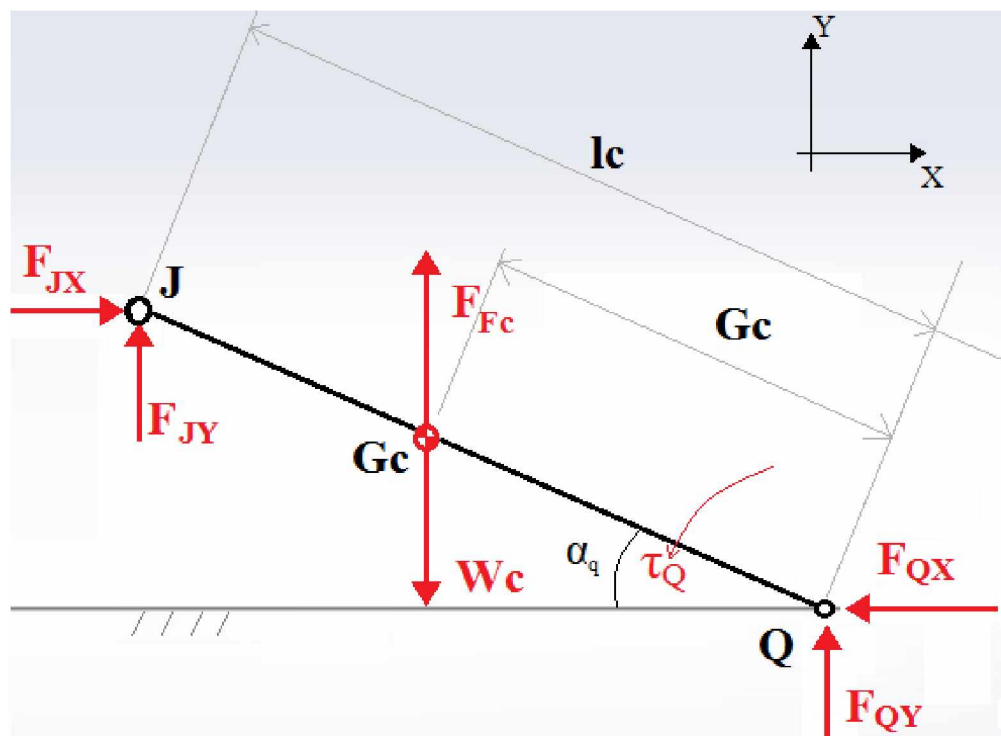


Figura 6.6 - Diagrama de corpo livre da coxa.

$F_{Qx}$  e  $F_{Qy}$  são as forças atuantes no quadril nas direções X e Y, respectivamente, e



$F_{J_x}$  e  $F_{J_y}$  as forças atuantes no joelho nas direções X e Y, respectivamente. Nos cálculos os momentos foram considerados positivos para o sentido anti-horário.

Resolvendo as condições do equilíbrio estático, Fig.6.5, tem-se:

$$\sum \vec{F} = 0$$

$$(F_{J_x} - F_{Q_x})\vec{i} + (F_{J_y} + F_{Q_y} + F_{F_c} - W_c)\vec{j} = 0 \quad (6.15)$$

Logo:

$$F_{J_x} - F_{Q_x} = 0 \quad (6.16)$$

$$(F_{J_y} + F_{Q_y} + F_{F_c} - W_c) = 0 \quad (6.17)$$

$$\sum \vec{M}_Q = 0$$

$$(\tau_q + W_c \cdot G_c \cdot \cos \alpha_q - F_{F_c} \cdot G_c \cos \alpha_q - F_{J_y} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - F_{J_x} \cdot l_c \cdot \sin \alpha_q) \vec{k} = 0 \quad (6.18)$$

Logo:

$$\tau_q + W_c \cdot G_c \cdot \cos \alpha_q - F_{F_c} \cdot G_c \cos \alpha_q - F_{J_y} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - F_{J_x} \cdot l_c \cdot \sin \alpha_q = 0 \quad (6.19)$$

O calço onde o pé está apoiado pode deslizar livremente na horizontal. Portanto, pode-se considerar somente uma reação na direção vertical  $F_{P_y}$ , conforme Fig.6.7 onde está representado o diagrama de corpo livre da perna.

As equações do equilíbrio estático aplicadas à perna permitem obter:

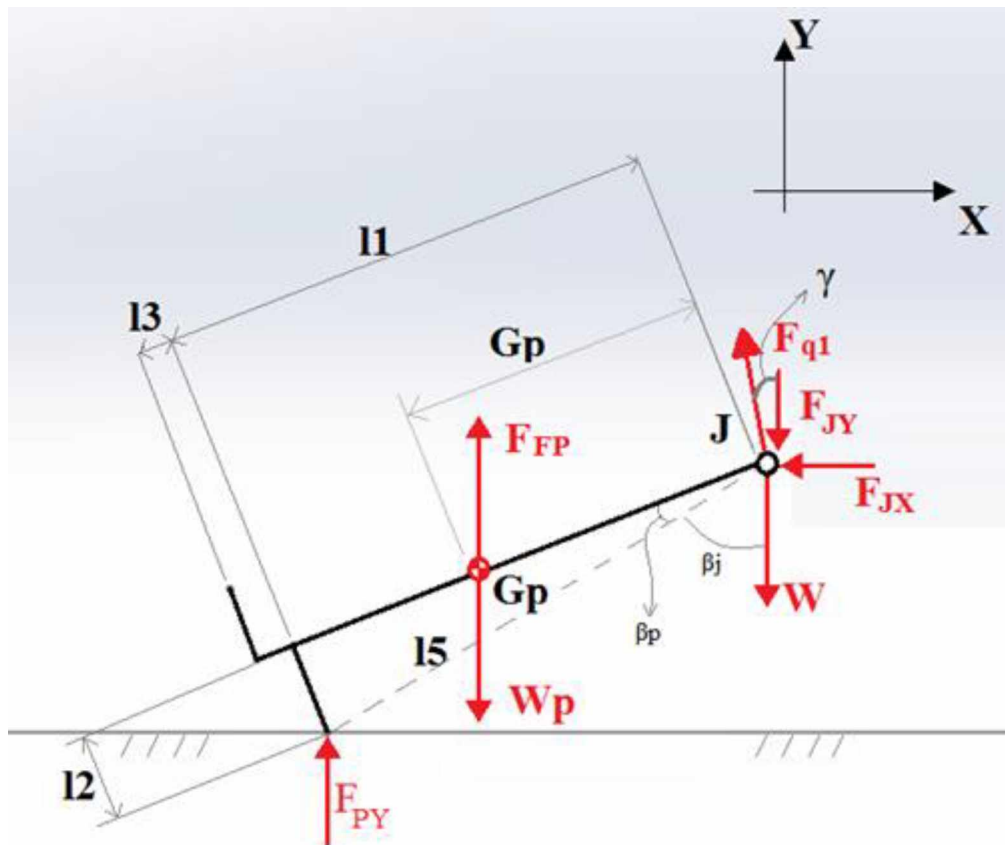


Figura 6.7 - Diagrama de corpo livre da perna.

$$\sum \vec{F} = 0$$

$$(-F_{Jx} - F_{q1} \cdot \text{sen } \gamma) \vec{i} + (F_{q1} \cdot \text{cos } \gamma + F_{FP} + F_{Py} - W_p - W - F_{Jy}) \vec{j} = 0 \quad (6.20)$$

Então;

$$-F_{Jx} - F_{q1} \cdot \text{sen } \gamma = 0 \quad (6.21)$$

$$F_{q1} \cdot \text{cos } \gamma + F_{FP} + F_{Py} - W_p - W - F_{Jy} = 0 \quad (6.22)$$

$$\sum \vec{M}_J = 0$$

$$[W_p \cdot Gp \cdot \text{cos}(90^\circ - \beta_j - \beta_p) - F_{FP} \cdot Gp \cdot \text{cos}(90^\circ - \beta_j - \beta_p) - F_{Py} \cdot l_5 \cdot \text{cos}(90^\circ - \beta_j)] \vec{k} = 0 \quad (6.23)$$

Logo,

$$W_p \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{F_p} \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{P_y} \cdot l_5 \cdot \text{sen} \beta_J = 0 \quad (6.24)$$

Resolvendo as Eqs.6.16) à (6.24), obtém-se a força necessária para a movimentação do joelho e as reações no quadril, no joelho e no apoio do pé.

Para encontrar  $F_{q_1}$  parte-se da Eq.(6.24), onde:

$$F_{P_y} \cdot l_5 \cdot \text{sen} \beta_J = W_p \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{F_p} \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) \quad (6.25)$$

$$F_{P_y} = \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} \quad (6.26)$$

Substituindo a Eq.(6.26) na Eq.(6.22):

$$F_{q_1} \cdot \cos \gamma + F_{F_p} + \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} - W_p - W - F_{J_y} = 0 \quad (6.27)$$

$$F_{J_y} = F_{q_1} \cdot \cos \gamma + F_{F_p} + \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} - W_p - W \quad (6.28)$$

Da Eq.(6.21), tem-se:

$$F_{J_x} = - F_{q_1} \cdot \text{sen} \gamma \quad (6.29)$$

Substituindo as Eq. (6.28) e (6.29) na Eq.(6.19), obtém-se o valor da força no cabo:

$$\tau_q + W_c \cdot Gc \cdot \cos \alpha_q - F_{F_c} \cdot Gc \cdot \cos \alpha_q - \left[ F_{q_1} \cdot \cos \gamma + F_{F_p} + \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} - W_p - W \right] \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - (-F_{q_1} \cdot \text{sen} \gamma) \cdot l_c \cdot \text{sen} \alpha_q = 0 \quad (6.30)$$

$$\tau_q + (W_c - F_{F_c}) Gc \cdot \cos \alpha_q - F_{q_1} \cdot l_c \cdot \cos \gamma \cdot \cos \alpha_q - \left[ -W_p + F_{F_p} + \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} - W \right] \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q + F_{q_1} \cdot l_c \cdot \text{sen} \gamma \cdot \text{sen} \alpha_q = 0 \quad (6.31)$$

$$\tau_q + (W_c - F_{F_c})Gc \cdot \cos \alpha_q + \left[ (W_p - F_{F_p}) + W - \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} \right] \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - F_{q_1} \cdot l_c \cdot (\cos \gamma \cdot \cos \alpha_q - \text{sen} \gamma \cdot \text{sen} \alpha_q) = 0 \quad (6.32)$$

Onde:

$$(\cos \gamma \cdot \cos \alpha_q - \text{sen} \gamma \cdot \text{sen} \alpha_q) = \cos(\gamma + \alpha_q) \quad (6.33)$$

$$\tau_q + (W_c - F_{F_c}) \cdot Gc \cdot \cos \alpha_q - F_{q_1} \cdot l_c \cdot \cos(\gamma + \alpha_q) + \left\{ \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot [l_5 \cdot \text{sen} \beta_J - Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)]}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} + W \right\} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q = 0 \quad (6.34)$$

$$F_{q_1} \cdot l_c \cdot \cos(\gamma + \alpha_q) = \tau_q + (W_c - F_{F_c}) \cdot Gc \cdot \cos \alpha_q + \left\{ \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot [l_5 \cdot \text{sen} \beta_J - Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)]}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} + W \right\} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q \quad (6.35)$$

Tem-se, finalmente:

$$F_{q_1} = \frac{1}{l_c \cdot \cos(\gamma + \alpha_q)} \left\{ \tau_q + (W_c - F_{F_c}) \cdot Gc \cdot \cos \alpha_q + W \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q + (W_p - F_{F_p}) \cdot [l_5 \cdot \text{sen} \beta_J - Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)] \frac{l_c \cdot \cos \alpha_q}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} \right\} \quad (6.36)$$

As reações no joelho, no quadril e no apoio do pé são dadas por:

$$\text{Da Eq. (6.29): } F_{J_x} = -F_{q_1} \cdot \text{sen} \gamma$$

e

Simplificando a Eq. (6.28), tem-se:

$$F_{J_y} = F_{q_1} \cdot \cos \gamma - \frac{(W_p - F_{F_p}) \cdot [l_5 \cdot \text{sen} \beta_J + Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P)]}{l_5 \cdot \text{sen} \beta_J} - W \quad (6.37)$$

Da Eq. 6.36 pode-se concluir que  $\cos(\gamma + \alpha_q) \neq 0$

Logo, para que o sistema tenha solução é necessário que:

$$\gamma + \alpha_q \neq 0 \quad (6.38)$$

o que significa que a coxa e o cabo de acionamento não podem estar alinhados. De fato, nesta situação o cabo estaria tracionando diretamente a coxa.

Para fazer uma simulação da força necessária para a movimentação, foi considerada que não será utilizada a carga  $W$  para retorno do joelho à sua posição inicial,  $W=0$ , e que não existe resistência motora no quadril,  $\tau_q=0$ .

Assim, considerando as medidas do boneco antropométricos sendo 1,80 m de altura e 25 Kg, tem-se os seguintes parâmetros, onde  $W_p$  e  $W_c$ ,  $l_c$  e  $l_p$  medidos do boneco e  $G_c$  e  $G_p$  proximal da Tab.5.5.  $V_c$  e  $V_p$  correspondem ao volume da coxa e perna, respectivamente e são calculados pelas Eqs. 6.39 e 6.40.

Tabela 6.1- Parâmetros utilizados na simulação com medidas do Boneco antropométrico.

COXA		PERNA	
$W_c$	13,28 N	$W_p$	10,24 N
$l_c$	0,41 m	$l_p$	0,49 m
$G_c$	$43,3\% \cdot 0,41 = 0,1775\text{m}$	$G_p$	$43,3\% \cdot 0,49 = 0,2122\text{ m}$
$V_c$	$0,0004247\text{ m}^3$	$V_p$	$0,0003276\text{ m}^3$

Sabe-se que a massa de uma substância é a quantidade de matéria que ela compreende e o peso de uma substância é a força com a qual ela é atraída no sentido do centro da Terra. A densidade de uma substância é a relação entre sua massa e seu volume.

Então para o boneco com massa de 25kg, foi mensurado com uma balança a massa da perna, a massa da coxa e a massa do inclinômetro (fixado na coxa do boneca para mensurar a variação angular desta):

$$M_p = 1,045$$

$$M_c = 1,120 + 0,235 \text{ Kg do inclinômetro}$$

Para o cálculo do empuxo, visto que não foi encontrado na literatura os volumes dos membros inferiores, foi estimado a partir dos pesos obtidos pela Tab.6.1 e considerando a densidade média para a madeira Pinus com 7 anos foi encontrado na literatura a densidade de  $0,319 \text{ g/cm}^3$  (HIGA, 1973).

Substituindo  $M_p$  e  $M_c$  tem-se:

$$V_c = \frac{M_c}{\text{densidade}} = \frac{1,355}{0,319 \cdot 10^3} = 0,0004247 \text{ m}^3 \quad (6.39)$$

$$V_p = \frac{M_p}{\text{densidade}} = \frac{1,045}{0,319 \cdot 10^3} = 0,0003276 \text{ m}^3 \quad (6.40)$$

Com a aceleração gravitacional  $g = 9,8 \text{ m/s}^2$ , pode-se calcular os empuxos pelas relações:

$$F_{F_c} = \rho \cdot V_c \cdot g = 13,2926 \text{ N} \quad (6.41)$$

$$F_{F_p} = \rho \cdot V_p \cdot g = 10,2515 \text{ N} \quad (6.42)$$

Assim, substituindo nas Eqs. 6.16, 6.17, 6.24, 6.29 e 6.37 obtém-se a variação dos esforços conforme representado nas Fig 6.8 a 6.10.

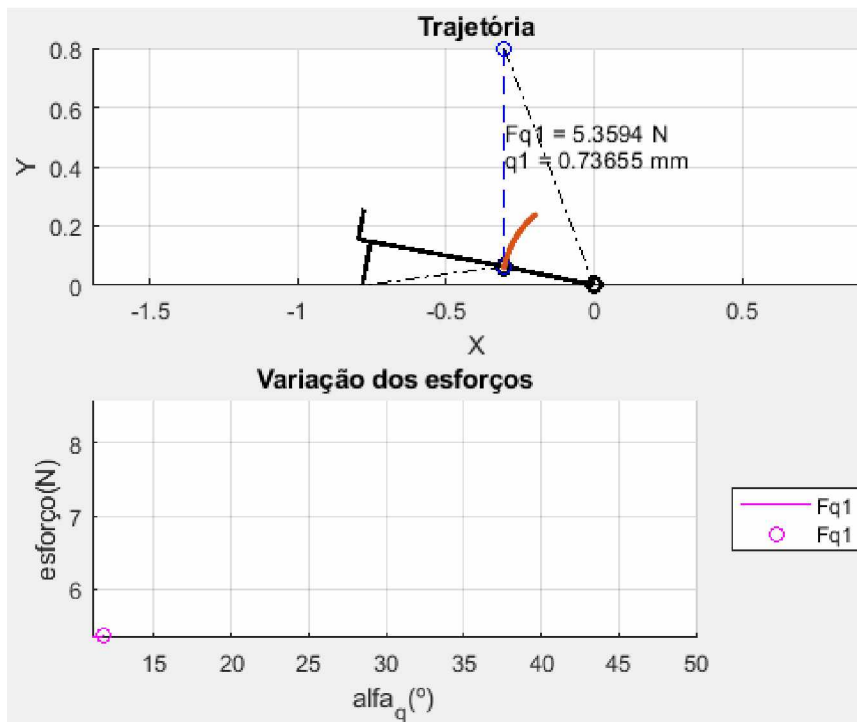


Figura 6. 8 - Simulação da Força no cabo 1 em função da variação do ângulo do quadril, com membro inferior em extensão.

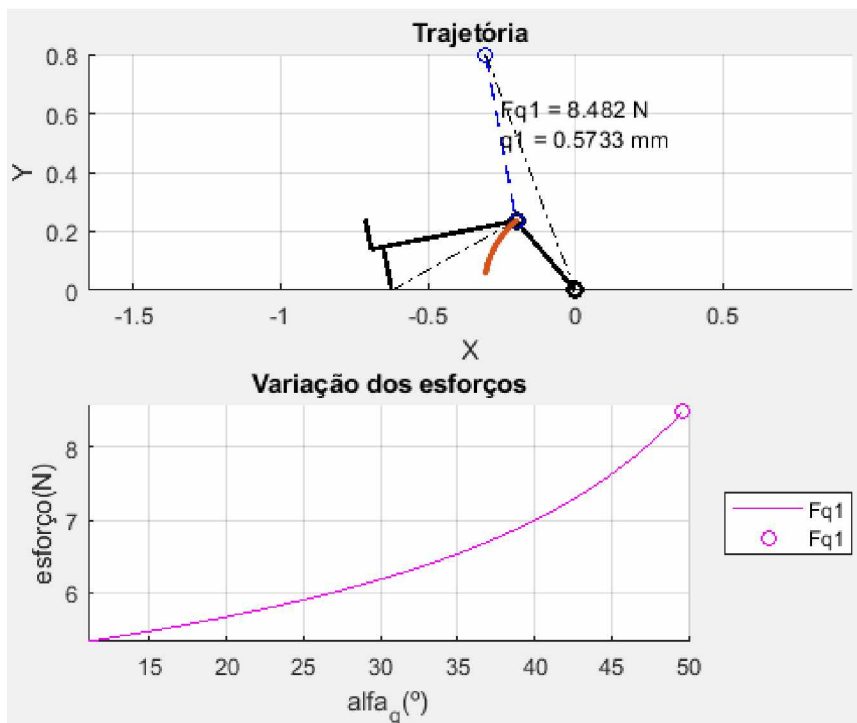


Figura 6. 9 - Simulação da Força no cabo 1 em função da variação do ângulo do quadril, com membro inferior em flexão.

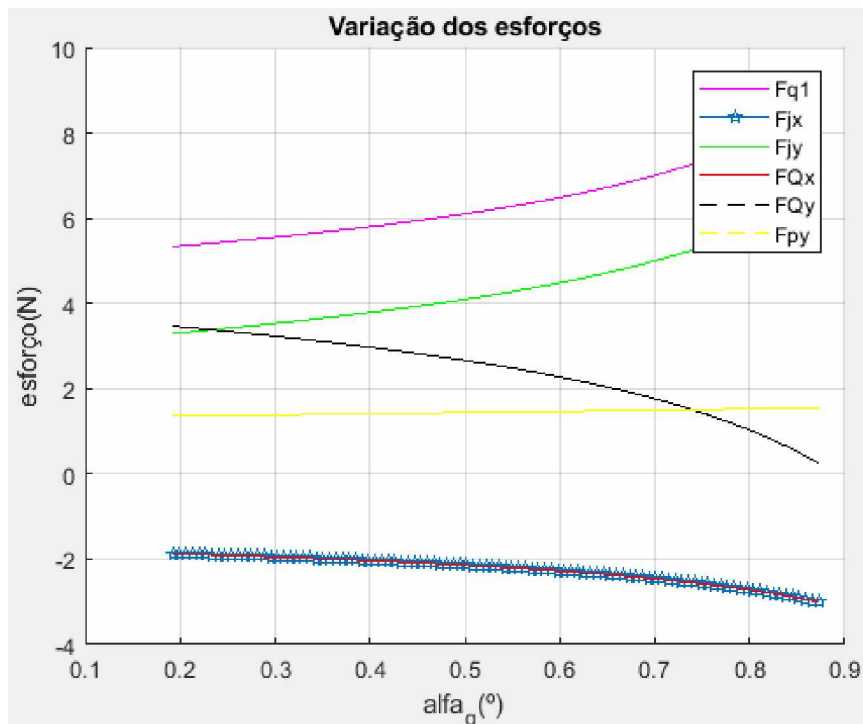


Figura 6. 10 - Simulação da variação dos esforços, em função do ângulo do quadril.

Pelo baixo valor de  $F_{q1}$  pode-se concluir que, sob as condições apresentadas, qualquer pequena resistência motora que o paciente apresentar, o joelho terá dificuldades de retornar à sua posição inicial. Neste caso é necessário colocar o peso  $W$  e/ou prever um acionamento para puxar o carro onde o pé está apoiado, isto é utilizar um segundo cabo.

### 6.1.3 Modelagem cinemática e estática para dois cabos.

Inserindo um segundo cabo  $q2$ , tem-se o esquema da Fig. 6.11 para realizar a modelagem cinemática. A Fig. 6.12 apresenta os parâmetros específicos utilizados para a obtenção do comprimento do segundo cabo. As Fig. 6.13 e 6.14 apresentam os esquemas necessários para obtenção da força atuando no segundo cabo.



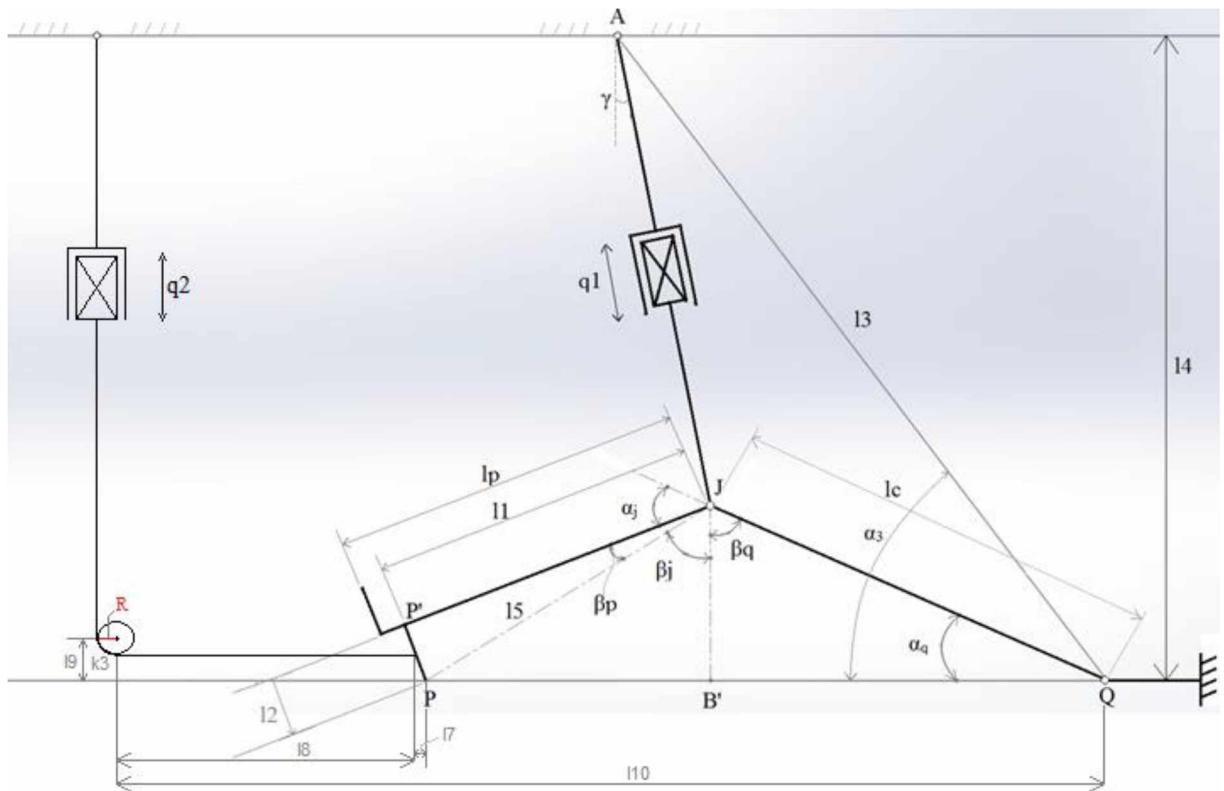


Figura 6. 11 - Configuração do dispositivo proposto com dois cabos.

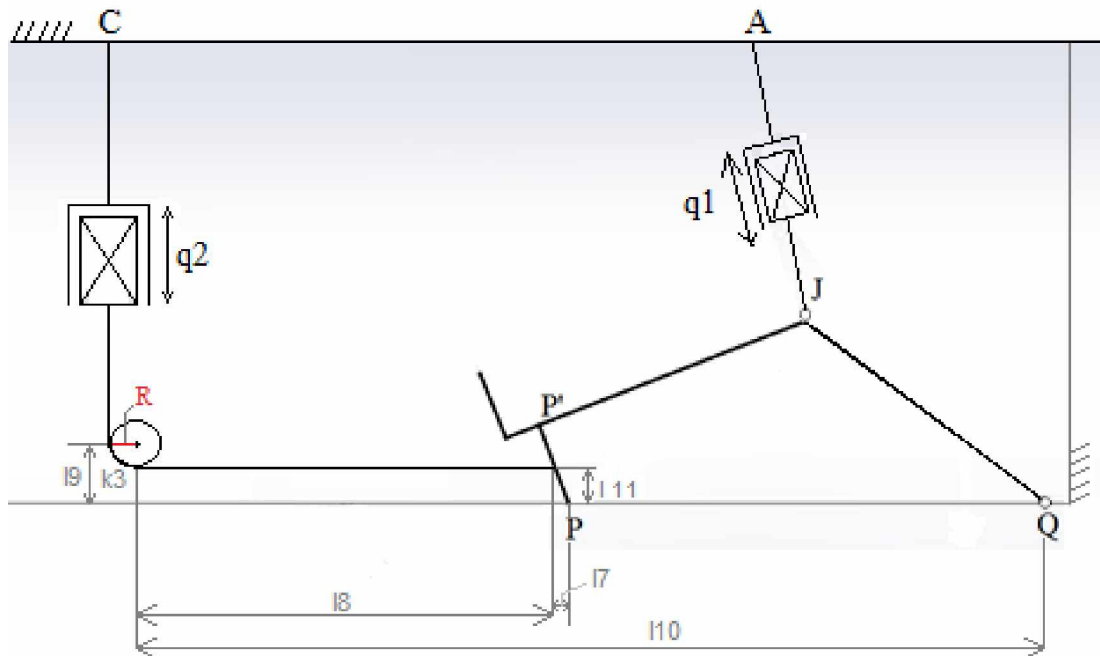


Figura 6. 12 - Configuração do dispositivo proposto com dois cabos, para retorno do joelho, ampliada, com parâmetros geométricos utilizados para modelagem cinemática do dispositivo proposto com dois cabos.

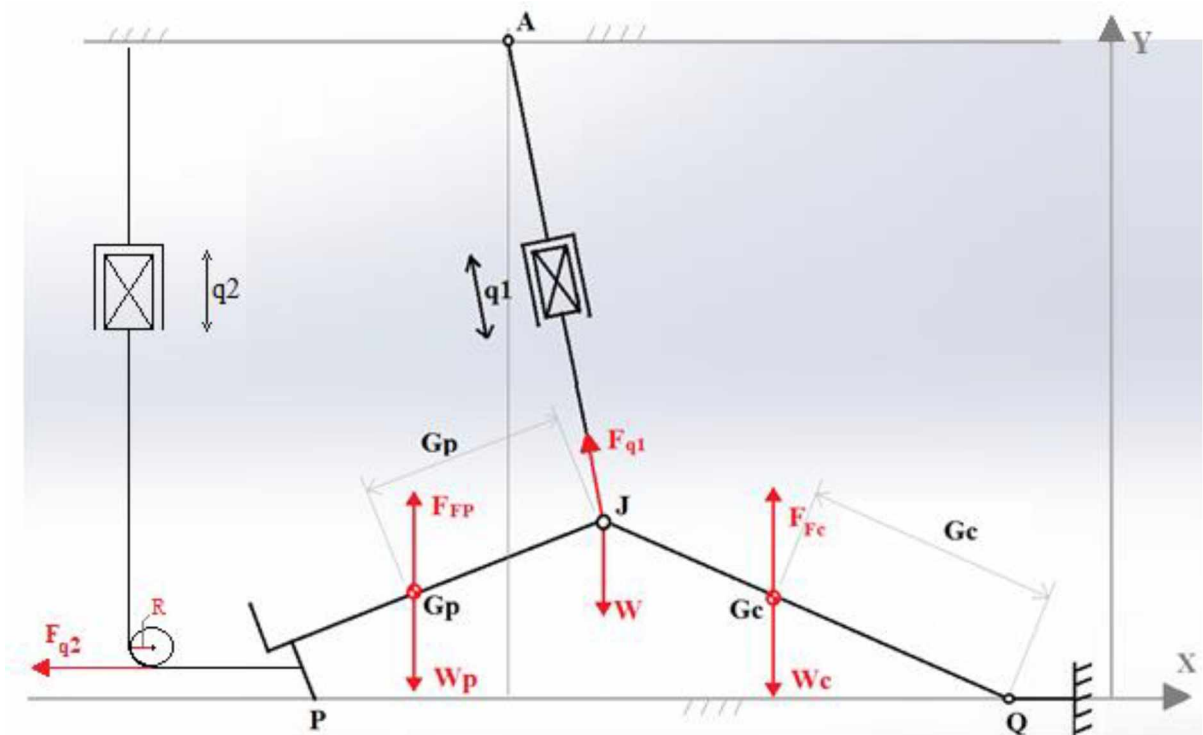


Figura 6. 13 - Parâmetros utilizados para modelagem estática do dispositivo proposto com dois cabos.





## **CAPÍTULO VII**

### **Dispositivo Proposto do Movimento Passivo Contínuo Aquático Aplicado a Reabilitação do Membro Inferior**

Este capítulo apresenta o dispositivo MPC subaquático proposto nesta dissertação aplicado à reabilitação do membro inferior.

#### **7.1 Dispositivo inicialmente proposto**

O objetivo desta dissertação consiste em desenvolver um dispositivo subaquático para reabilitação de pessoas com disfunções que envolvam perda de ADM articular em quadril, joelho ou tornozelo, de modo que estes recuperem a função e assim reflita em melhora da qualidade de vida, sendo o meio aquático um facilitador do movimento.

Assim, propõe-se a utilização de uma estrutura de movimento passivo contínuo (MPC) que realizará movimentos de flexão e extensão para promover ganho na amplitude de movimento (ADM) da articulação do joelho do paciente.

Para o dispositivo proposto nesta dissertação não será feito o sistema de controle. Os testes serão realizados com cabos simulando a movimentação.

Quando o sistema de controle for finalizado o dispositivo será capaz de atender pessoas de ambos os sexos, tamanhos e idades, podendo trabalhar em diversas velocidades e angulações, sendo esses escolhidos pelo profissional da saúde que estiver utilizando a estrutura no paciente.

Suas peças serão desenvolvidas em PVC (Policloreto de Vinila) e polietileno, devido ao baixo custo e a ausência de corrosão em meio aquático. O custo com a fabricação do protótipo foi de aproximadamente R\$ 400,00 com os materiais, serviços de usinagem e tapeçaria. As vantagens relacionadas a esses materiais estão relacionadas ao conforto, custo-benefício, peso leve, fácil ajuste, além do baixo custo com manutenção e facilidade de acesso a peças para substituição.

O ajuste da estrutura é feito em relação ao tamanho do membro inferior do paciente, constituído por um sistema de dois tubos, sendo um dentro do outro possibilitando movimentação telescópica para aumentar ou diminuir os comprimentos da estrutura. Para travamento será utilizado um sistema com uma mola e dois pinos de polietileno de forma que quando pressionados eles entram no tubo e são travados ao encontrarem o próximo furo no tubo externo.

A Figura 7.1 representa o dispositivo proposto adaptado ao membro inferior de um manequim. O membro inferior será apoiado em um tecido e fixado por velcros e o pé será fixado a um apoio. Para a realização do movimento de flexão e extensão, propõe-se a utilização de um sistema atuado por cabos onde será utilizado um motor, o qual ficará fora do meio aquático fixado a um suporte. O motor é utilizado para enrolar e desenrolar o cabo à medida que o movimento vai sendo realizado, fazendo assim o movimento de flexão do membro inferior. O movimento de subida da estrutura se dará por meio do cabo que, ligado ao motor fará com que o mesmo enrole possibilitando a subida do membro inferior, e uma roda presente na estrutura deslizará por um trilho, fixado na base da estrutura, diminuindo o esforço exercido pelo motor para a flexão do membro. No movimento de extensão, será utilizado o próprio peso do membro inferior com o auxílio da roda pela qual deslizará um cabo que quando o motor 2 for acionado, enrolará o cabo, fazendo o movimento de extensão do joelho e com isso o membro inferior retornará para posição inicial.

Na Figura 7.2 são apresentadas vistas laterais do dispositivo com diferentes angulações.

A Figura 7.3 mostra a montagem do protótipo baseado na simulação da Fig.7.1 e 7.2.

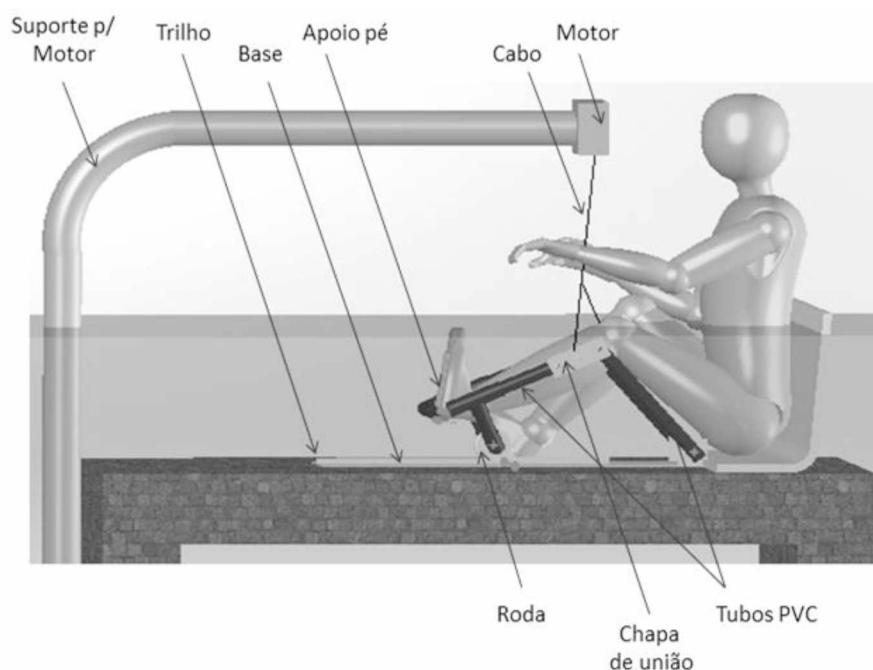


Figura 7.1- Dispositivo proposto com manequim.

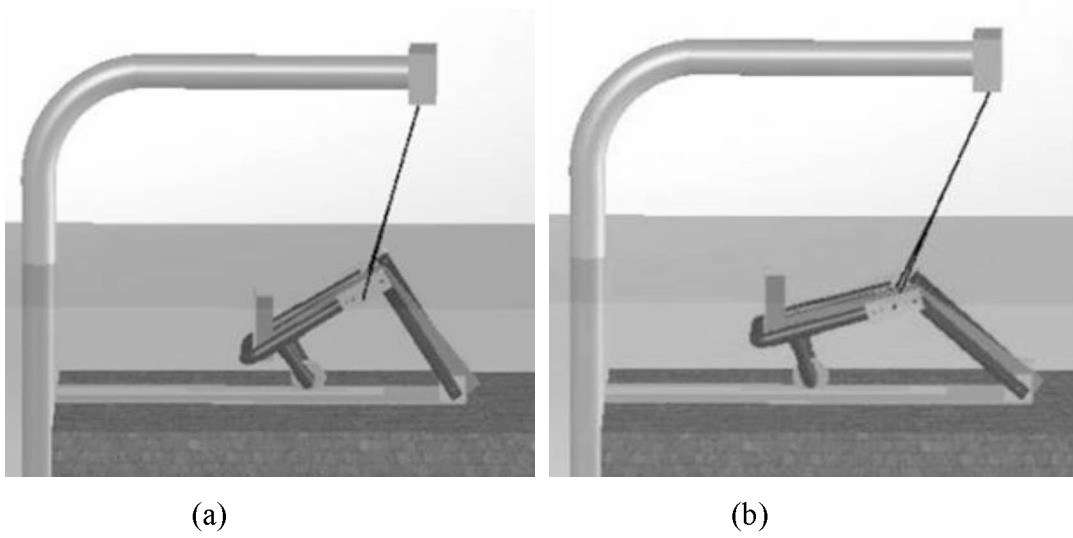


Figura 7.2 - Dispositivo proposto. (a) em flexão total; (b) em flexão parcial.

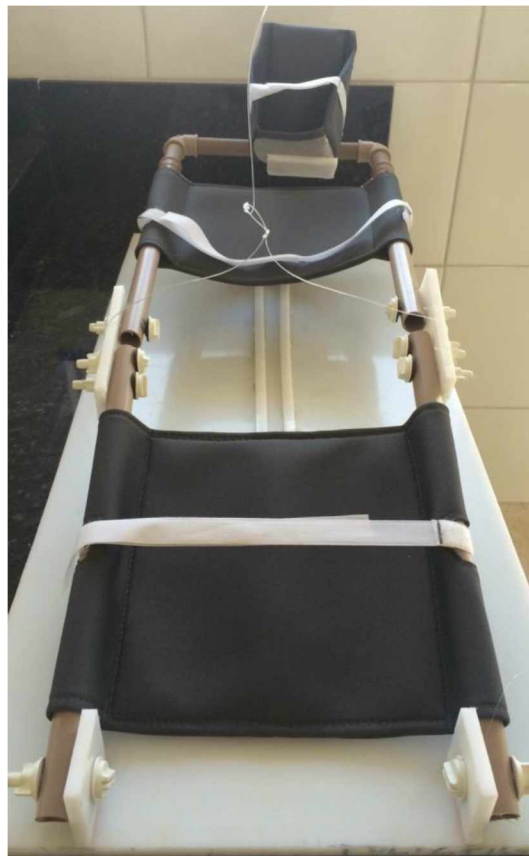


Figura 7.3 - Montagem do primeiro protótipo.

## 7.2 Dispositivo modificado

O dispositivo inicialmente proposto apresentou algumas falhas, quando submetido a testes. Então foram feitas modificações no protótipo, a fim de solucionar as falhas descritas a seguir.

O sistema atuado por um cabo não foi suficiente para o funcionamento correto da estrutura, pois o motor era capaz de puxar o membro inferior realizando o movimento de flexão, porém apenas o peso do membro não era suficiente para que o mesmo realizasse a extensão. Desta forma foi necessário a colocação de um peso no membro inferior, conforme modelagem matemática do Cap. 6.

Outra solução adotada foi a utilização de dois cabos e dois motores que podem ser notados na Fig.7.4.

Houve também um problema relacionado à roda. Devido à estrutura estar submersa na água, ela tende a boiar. Foi o que aconteceu, como o eixo da roda não estava preso ao trilho a parte da estrutura que se fixa ao membro inferior estava flutuando. Foi preciso modificar esse sistema para um trilho telescópico conforme a Fig.7.5.

E por fim, foi também verificado que com o peso do membro inferior na estrutura, os tubos de PVC responsáveis pela sustentação do membro, estavam deformando, então fez-se necessário a colocação de uma parte para reforço da estrutura. A Figura 7.5 indica esse reforço.

A Figura 7.6 apresenta o protótipo modificado.

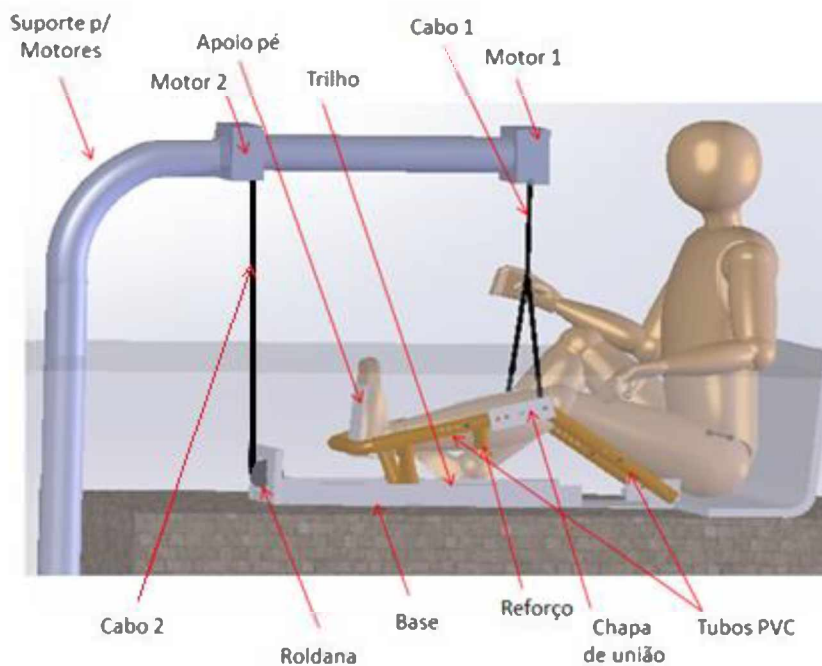


Figura 7. 4- Dispositivo proposto modificado.



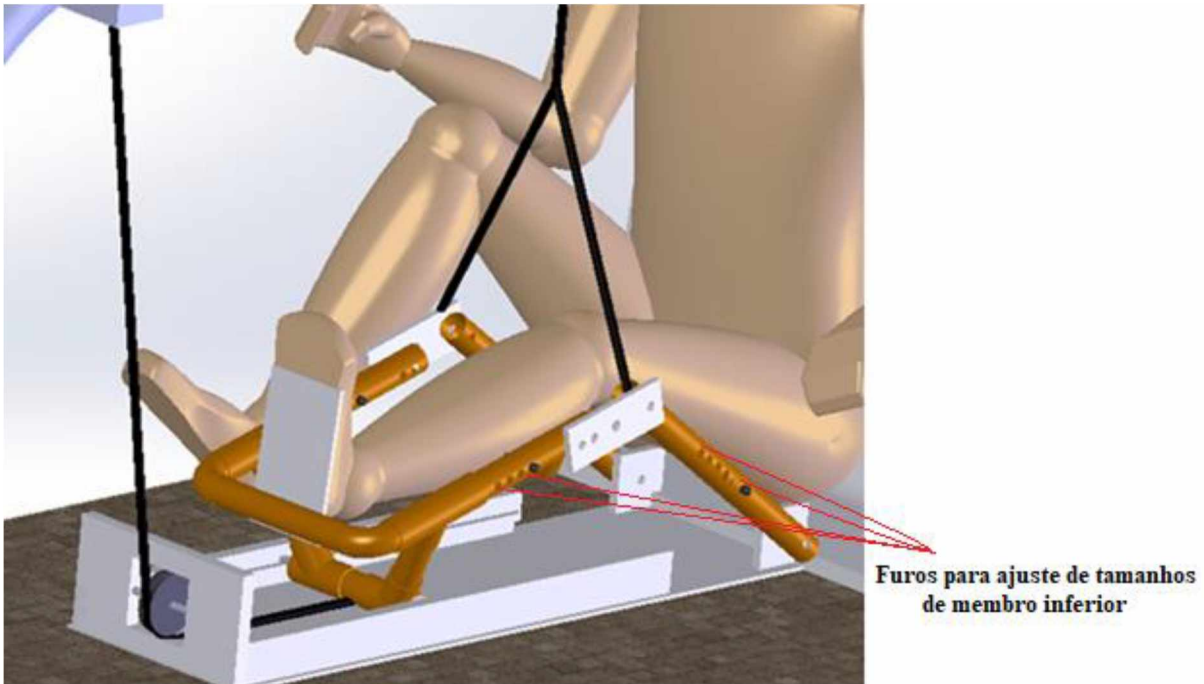


Figura 7.5 - Dispositivo proposto modificado, visto por outro ângulo.



Figura 7.6 - Protótipo modificado.

Deve-se destacar que a articulação do tornozelo no dispositivo proposto possui movimentação livre realizada por uma articulação de revolução passiva, não limitando a movimentação desta.

### 7.3 Teste Experimental

A fim de verificar se o dispositivo/protótipo proposto nesta dissertação permite o movimento de reabilitação foram realizados testes experimentais com diferentes angulações para os movimentos de flexão e extensão nas articulações do membro inferior em meio aquático. O teste foi feito com uma pessoa do sexo masculino sem nenhum problema nas articulações do membro inferior, Fig. 7.7.

Para realização dos movimentos de extensão e flexão, a proposta é que sejam utilizados dois motores ligados à estrutura através de cabos, conforme ilustrado na Fig.7.4. No movimento de flexão, quando o motor 1 é acionado, o cabo dele começa a ser enrolado e o motor 2 permanece desenergizado, liberando o cabo de modo que a estrutura realize o movimento. Já no movimento de extensão, quando o motor 2 é acionado, o cabo conectado a ele é enrolado e simultaneamente o motor 1 é energizado de forma que ao desenrolar o cabo conectado a ele, o mesmo não desenrole rapidamente, sendo liberado a medida que o motor 2 enrola o cabo que está conectado nele. Entretanto como dito anteriormente, neste trabalho não foi desenvolvido o sistema de controle, portanto os testes experimentais foram feitos por duas pessoas realizando/simulando os movimentos dos dois motores.

Na realização dos testes experimentais em meio aquático a estrutura foi fixada ao paciente com velcros na perna e no pé. Durante a simulação do sistema de controle, uma das pessoas puxava o cabo 1 para fazer o movimento de flexão do membro inferior, como visto na Fig.7.7(a), e a outra puxava o outro cabo, cabo 2, para fazer o movimento de extensão como mostra a Fig.7.7(b).

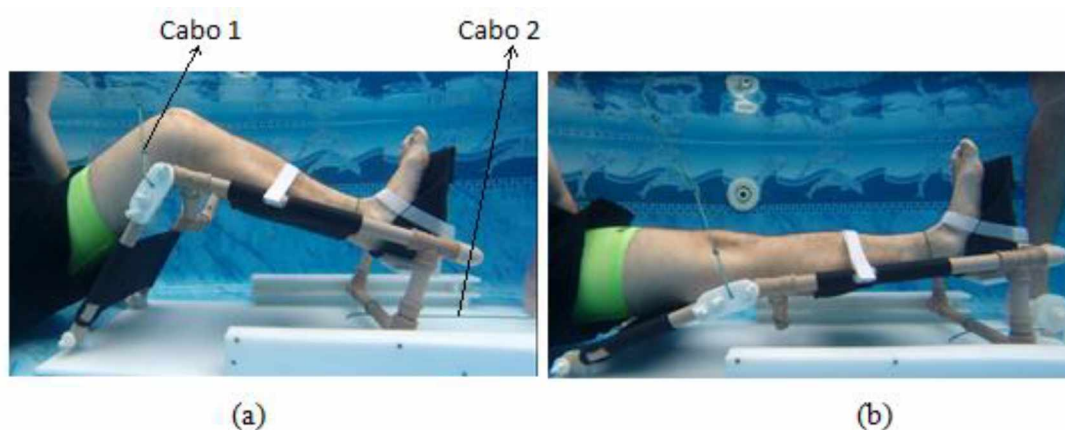


Figura 7. 7 - Teste experimental do dispositivo de MPC subaquático.

O teste para validação do dispositivo proposto nesta dissertação, conforme a modelagem matemática apresentada no capítulo VI, foi realizado em um boneco de madeira antropométrico, Fig. 7.8 e realizado fora do ambiente aquático e os valores foram medidos com uma célula de carga, com capacidade de 20 kg, mostrada na Fig.7.9 com sua descrição/modelo. Os testes foram realizados no Laboratório de Automação e Robótica (LAR) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

Tendo em vista que o teste foi realizado fora da água, o empuxo foi desprezado.

As medições da força  $F_{q1}$  foram feitas utilizando uma célula de carga, acoplada ao cabo 1, variando o ângulo  $\alpha_q$  com o inclinômetro a cada 10 graus. Foram feitas vinte medidas para  $\alpha_q$  medindo  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$  e  $40^\circ$ . Os resultados medidos estão apresentados na Tab.7.1. A partir desses valores, foram calculados a média para cada  $\alpha_q$  e foram comparados aos resultados encontrados na simulação do software MatLab, Tab.7.1. O programa desenvolvido no Matlab está no Apêndice 3.

Os valores experimentais comparados com os numéricos obtidos, Tab.7.1, a partir do modelo matemático apresentado no Capítulo VI, apresentam pequenos erros, excetuando-se a medida para  $20^\circ$ , permitindo validar o modelo. Os erros entre os valores numéricos e experimentais são devidos a diferentes fatores, sendo o principal a dificuldade de manter o cabo tensionado manualmente durante a medida da força. Espera-se com a confecção do sistema de controle, em um trabalho futuro, validar os valores das forças  $F_{q1}$  e  $F_{q2}$ .

As dimensões do protótipo construído e do boneco estão apresentadas no Apêndice 3.

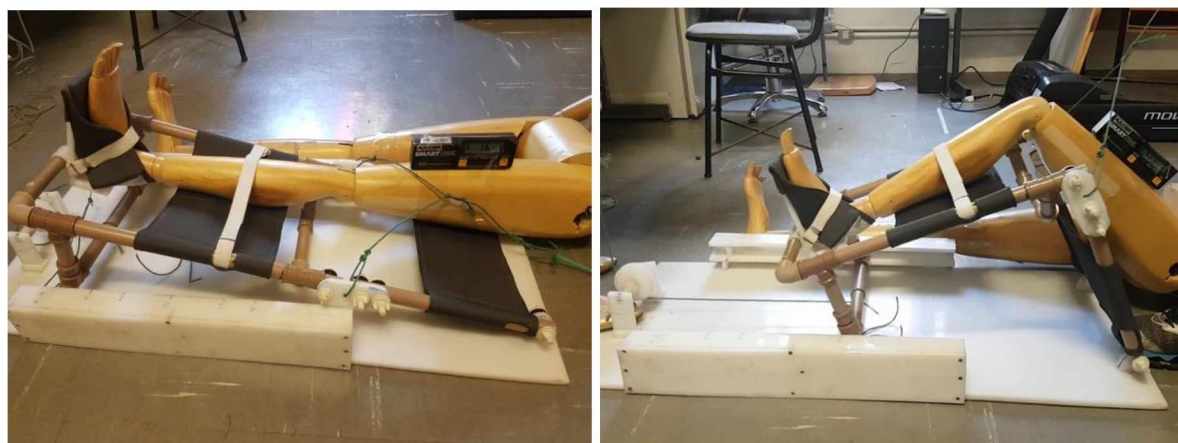


Figura 7. 8 - Teste experimental do dispositivo proposto em um Boneco Antropométrico do LAR.



Figura 7. 9 - Célula de carga para medir a força.

Tabela 7. 1 - Medidas Estáticas de Fq1.

$\alpha$	Fq1_m1	Fq1_m2	Fq1_m3	Fq1_m4	Fq1_m5	Fq1_m6	Fq1_m7	Fq1_m8	Fq1_m9	Fq1_m10
10°	2,3494	1,6037	0,9109	1,7773	1,1041	1,8417	1,3924	2,1836	2,089	1,9726
20°	2,5451	1,7399	2,6832	1,2723	3,0799	1,4045	1,7504	1,624	2,7074	2,6533
30°	3,6242	2,5979	2,7023	2,4776	3,1932	1,7174	1,6243	1,0931	2,3842	2,8282
40°	3,2846	3,3676	3,4273	3,1039	4,0325	3,1775	4,5893	2,7689	3,2326	5,1342

$\alpha$	Fq1_m11	Fq1_m12	Fq1_m13	Fq1_m14	Fq1_m15	Fq1_m16	Fq1_m17	Fq1_m18	Fq1_m19	Fq1_m20
10°	1,6637	2,6468	1,0432	1,0432	2,7614	2,0523	2,8042	1,1465	1,2565	0,7745
20°	2,6024	1,9968	1,5408	1,5408	2,7689	2,662	2,2692	2,1948	2,3867	1,3652
30°	2,7959	1,7829	1,8699	1,8699	2,8787	2,3644	0,8686	2,1476	2,7513	1,9316
40°	3,1505	2,349	2,5816	2,5816	3,6974	1,0991	2,4063	3,0451	2,5828	3,2092

	SOMA TOTAL Fq1	MÉDIA Fq1	Desviopadrão _Fq1
10°	34,417	1,7208	0,6690
20°	42,7876	2,1393	0,4900
30°	45,5032	2,2751	0,7221
40°	62,821	3,1410	0,9753

$\alpha$	Fq1_média_ em N
10°	16,8643
20°	20,9659
30°	22,2965
40°	30,7822

$\alpha$ matlab	Fq1_matlab em N	Erro
10,8855°	15,36	9,79%
20°	17,44	20,22%
30°	21,31	4,63%
40°	30,55	0,76%

## 7.4 Conclusões

Este capítulo apresentou o dispositivo de MPC projetado e construído. Inicialmente a estrutura projetada e construída foi testada em um boneco de madeira fora d'água e a mesma apresentou algumas falhas, sendo necessário readequar o projeto e modificar o protótipo.

O dispositivo proposto nesta dissertação pode atuar combinando o movimento das articulações do quadril e do joelho simultaneamente, sendo esta uma ferramenta versátil para auxiliar os profissionais da saúde na terapia de pacientes que sofreram algum tipo de lesão.

Após a primeira modificação do protótipo foram realizados novos testes experimentais dentro de uma piscina, onde o paciente foi um homem de 80 kg saudável. A movimentação realizada dentro d'água foi satisfatória uma vez que a estrutura conseguiu realizar os movimentos de flexão e extensão proporcionando ao paciente conforto e segurança.

No teste realizado em um boneco com medidas antropométricas, no LAR, foi possível verificar a coerência entre o modelo numérico e o modelo experimental.



# CAPÍTULO VIII

## Conclusões e Sugestões Para Trabalhos Futuros

### 8.1 Conclusões

O dispositivo proposto nesta dissertação poderá ser utilizado para reabilitação do membro inferior do corpo humano e prevenção secundária de agravos como Trombose Venosa Profunda (TVP) e fibrose capsular, atuando nas articulações do quadril e do joelho, ajudando o profissional da saúde durante as sessões de terapia aquática, minimizando esforços e trazendo mais conforto e segurança aos profissionais da saúde e pacientes.

Esta dissertação teve como intuito proporcionar uma contribuição da robótica na área da saúde, buscando sempre o bem estar do ser humano, de modo a aumentar os benefícios à saúde tanto dos profissionais quanto dos pacientes. Assim, este trabalho abre caminhos para novos estudos e aplicações da tecnologia não apenas em indústrias, mas também aplicações na área médica, em prol da saúde do ser humano.

A revisão bibliográfica dos diferentes dispositivos robóticos aplicados à reabilitação do membro inferior humano mostrou a aplicabilidade de robôs em sessões de terapia e recuperação de movimentos. Através deste estudo, foi possível determinar o modelo de estrutura utilizado nesta dissertação, que visa à reabilitação das articulações do quadril e do joelho.

A partir do estudo da fisiologia do membro inferior, pode-se determinar os tipos de movimento que o dispositivo proposto deve ser capaz de reproduzir durante sessões de reabilitação. A obtenção dos valores de comprimento é necessária para solução do modelo matemático do dispositivo proposto.

Simulações realizadas em um boneco antropomórfico e antropométrico em software serviram para comparar ao protótipo desenvolvido. Os resultados indicam uma boa aproximação entre os dois modelos.

Assim, o dispositivo robótico de MPC para o meio aquático proposto nesta dissertação poderá ser capaz de auxiliar nos movimentos de reabilitação do membro inferior humano. Testes complementares futuros em seres humanos com alguma lesão devem ser feitos, sob orientação e supervisão de profissionais da área, para comprovar sua aplicabilidade e mensurar sua eficiência.

## 8.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, sugere-se que seja feito o sistema de controle. Sugere-se também após aprovação do Comitê de Ética, que sejam feitos testes com pacientes que tenham sofrido lesões no membro inferior, auxiliados por um profissional da saúde especializado em reabilitação aquática.

Devido à rotação que ocorre quando o joelho encontra-se fletido, o pé deverá ficar apoiado na estrutura proposta, de modo que não ocorra movimentação do tornozelo, uma vez que se ficar livre e a pessoa rodar o joelho, pode terminar de romper uma estrutura deste. Portanto outra sugestão para trabalhos futuros é que faça a colocação de uma peça de polietileno, no apoio para os pés dos dois lados, assim como a colocação de um encosto para apoio do paciente com cinto para fixação do paciente, conforme a Fig. 8.1.

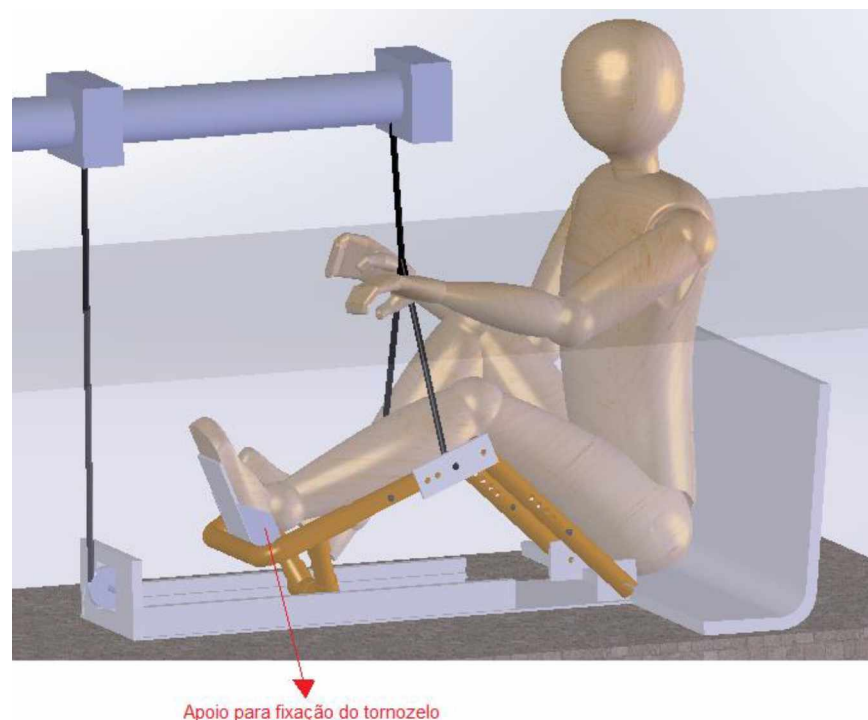


Fig. 8. 2 - Peça para implementação na estrutura



Outra sugestão para trabalhos futuros, onde haverá a realização de teste em pacientes, é utilizar a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Ela permite acompanhar a evolução dos pacientes, avaliar as diversas terapias, mensurar a incapacidade ocasionada pelos diferentes níveis de cada doença ou lesão, enfim, relacionar doenças à qualidade de vida do paciente (BUCHALLA, 2003).

Pode utilizar a CIF para classificar estruturas relacionadas ao movimento, avaliação da dor pós-operatória, dentre outras aplicações. Para estruturas do membro inferior, a classificação da CIF é “s750”. Para qualificar a gravidade são utilizados a classificação da Tab.8.1. Por exemplo, o paciente que se encaixar em estruturas do movimento do membro inferior “grave”, usará a classificação s750.3 de acordo com a tabela a seguir (LEITÃO, 2004).

Tabela 8. 1 - Classificação da CIF (LEITÃO, 2004).

<b>Classificação</b>	<b>Grau do problema</b>	<b>Descrição</b>	<b>Porcentagem</b>
xxx.0	Não há problema	(nenhum, ausente, insignificante)	0 – 4%
xxx.1	Problema Ligeiro	(leve, pequeno,...)	5 – 24%
xxx.2	Problema Moderado	(médio, regular, ...)	25 – 49%
xxx.3	Problema Grave	(grande, extremo, ...)	50 – 95%
xxx.4	Problema Completo	(total,...)	96 – 100%
xxx.8	Não Especificado		
xxx.9	Não aplicável		



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, V. C. Eficácia da Hidroterapia na Redução da Dor e na Melhora da Função Física em Indivíduos com Lombalgia. Monografia da Universidade Federal de Minas Gerais, 2015.

ARAÚJO, R. C. Desenvolvimento e avaliação de um sistema de auxílio à reabilitação motora do membro superior após acidente vascular encefálico. 117 f. Tese de Doutorado em Bioengenharia. Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

ARANTES, M. Método de reconhecimento da marcha humana por meio da fusão das características do movimento global. 121 f. Tese de Doutorado. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

BASSANEZI, Rodney Carlos. Ensino-aprendizagem com Modelagem Matemática. São Paulo: Ed. Contexto, 389 páginas, 2004.

BEASLEY, R. A. Medical Robots: Current Systems and Research Directions. Journal of Robotics. Volume 2012 (2012), Article ID 401613, 14 pages. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1155/2012/401613>>. Acesso em: 5 jun. 2017.

BECKER, B. E. Aquatic Therapy: Scientific Foundations and Clinical Rehabilitation Applications. American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 1, 859-872, September 2009. DOI:10.1016/j.pmrj.2009.05.017.

BOVOLENTA, F.; GOLDONI, M.; CLERICE, P.; AGOSTI, M.; FRANCESCHINI, M. Robot therapy for functional recovery of the upper limbs: a pilot study on patients after stroke. Journal Compilation, 2009. Foundation of Rehabilitation Information. ISSN 1650-1977.

BUCHALLA, C. M. A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. Acta Fisiátrica 10(1): 29-31, 2003.

CALLEGARO, A. M. Desenvolvimento de um equipamento computadorizado de movimentação passiva contínua para cotovelo e antebraço. Dissertação de Mestrado em Engenharia de Produção. Universidade Federal de Santa Maria, 2010.

CALLEGARO, A. M.; SILVA, A. D. GONÇALVES, M, P., LIMBERGER, I, F. Aplicação da Movimentação Passiva Contínua (CPM) na reabilitação do cotovelo: uma revisão da literatura. O Mundo da Saúde, São Paulo: 2010;34(2):268-275, 2010.

CAMPION, M. R. Hidroterapia: princípios e práticas. Ed. Manole, São Paulo, 2000.

CARPES, F, P. – Biomecânica de tendões, ligamentos e músculos esqueléticos – Universidade Federal do Pampa - 2009. Disponível em : <<https://pt.slideshare.net/felipecarpes/aula-9-biomec-musculos-e-ossos-parte-2>>. Acesso em: 8 de fev. 2018.

CARVALHO, J. C. M. Análise de sistemas multicorpos. Universidade Federal de Uberlândia, 2016.

CARVALHO, J. C. M.; IBRAHIM, R. C.; COELHO, T. A. H. Mecanismos, Máquinas e Robôs, Ed. Elsevier 1ª ed. 2017.

CARREGARO, L. R.; TOLEDO, M. A. Efeitos fisiológicos e evidências científicas da eficácia da fisioterapia aquática, Revista Movimenta; Vol 1, N 1, 2008.

COLWELL, C. W. JR.; MORRIS, B. A. The influence of continuous passive motion on the results of total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1992 Mar;(276):225-8.

FERREIRA, A. C. M.; MARTINS, H. O. Movimentação Passiva Contínua: conceito e aplicação. Departamento de sistemas biomédicos – FATEC. Volume 01, número 01. Bauru, 2013.

FISIOANATOMIA. Disponível em: <<http://fisionatomia.blogspot.com.br/2014/01/plano-e-eixos-do-corpo-humano-agora-que.html>>. Acesso em: 2 mar. 2018.

FLAG HOUSE. Disponível em: <[http://products.flaghouse.com/wet\\_vest\\_109401280.php](http://products.flaghouse.com/wet_vest_109401280.php)>. Acesso em: 22 jan. 2015.

FORNAZARI, L. P. Fisioterapia Aquática E-book - Ciências da Saúde. Universidade Estadual do Centro-Oeste Unicentro, 2012.

HALL, S. J. Biomecânica Básica. 3º ed. Editora Guanabara Koogan S.A. Rio de Janeiro 2000.

HEBERT, S.; FILHO, T. E. P. B.; XAVIER, R.; JÚNIOR, A. G. P. Ortopedia e traumatologia: princípios e prática. 3. Ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 34 e 1631p.

HIGA, A. R.; KAGEVAMA, P. Y.; FERREIRA, M.; Variação da densidade básica da madeira de *P. elliotii* VAR. *elliotii* E P. taeda. IPEF n.7, p.79-91, 1973.

IIDA, I. Ergonomia Projeto e Produção, 2ª Edição Revista e Ampliada, Editora Edgard Blücher, 2005.

JAKAITIS, F. Reabilitação e terapia aquática: aspectos clínicos e práticos. São Paulo: Roca 2007.

JARYANI, H. M.; CARRIGAN, W.; NOTHNAGLE, C.; WIJESUNDARA, J. B. M. Sensorized soft robotic glove for continuous passive motion therapy. 6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) June 26-29, 2016.

JORDAN, L. R.; SIEGEL, J. L.; OLIVO, J. L. Early flexion routine. An alternative method of continuous passive motion. Clin Orthop Relat Res. (315):231-3. Jun 1995.

JOHNSON, D. P.; EASTWOOD. Beneficial effects of continuous passive motion after total condylar knee arthroplasty. *Ann R Coll Surg Engl.* 74(6): 412–416. Nov 1992.

KAPANDJI, A. I. *Fisiologia Articular - esquemas comentados de mecânica humana – membro inferior*, Vol. 2, 5ª edição, Editorial Médica Panamericana, 2000.

KAROLCZAK, A. P. B. *Propriedades mecânicas e elétricas dos músculos do cotovelo após imobilização*, RS. 2006. 158 p. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

KREBS, I. H.; VOLPE, T. B.; WILLIAMS, D.; CELESTINO, J.; CHARLES, K. S.; LYNCH, D.; HOGAN, N. Robot-Aided Neurorehabilitation: A robot for wrist rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*; 15(3): 327–335. 2007.

LEITÃO, A. *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde - Organização Mundial da Saúde, Direção-geral da Saúde*. Lisboa 2004.

LIAO, D. C.; Huang, C. Y.; Lin, F. L.; Chiu, S. Y.; Tsai, C. J.; Chen, L. C.; Liou, H. T. Continuous passive motion and its effects on knee flexion after total knee arthroplasty in patients with knee osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24:2578–2586. 2016.

MARQUES, A. B. *Desenvolvimento de um dispositivo robótico atuado por cabos para reabilitação do membro inferior humano*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Uberlândia, 2013.

MARQUES, M. M.; Neto, J. C.; Oliveira, N. M. L.; Oliveira, C. C. E.; Ruas, G.; Shimano, S, G. N. Effects of aquatic therapy on visual impairment: a case study. *Revista Neurociências (Online)*, v. 23, p. 136-142, 2015.

Matheus Marques e Marques<sup>1</sup>, Jorge Cutlac Neto<sup>1</sup>, Nuno Miguel Lopes Oliveira<sup>3</sup>, Carla Cristina Esteves Oliveira<sup>2</sup>, Gualberto Ruas<sup>4</sup>, Suraya Gomes Novais Shimano<sup>3</sup>

MARTINEZ, F. G.; Ghiorzi, V.; Loss, J. F. Caracterização das cargas de Flutuação de Implementos de hidroginástica e hidroterapia. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte* – 10(1):64-75, 2011.

MASTER BIKE, Aparelhos aquáticos. Disponível em: <<http://www.masterbike.com.br>>. Acesso em: 22 jan. 2015.

MAZI, D. Hidro: Propriedades físicas e aspectos fisiológicos. *Sprint*, 2<sup>a</sup> ed. 2003.

MEDEIROS, F. Miologia e anatomia funcional. Universidade de Brasília, 2012. Disponível em: <<https://pt.slideshare.net/AdrianoPires/miologia-e-anatomia-funcional>>. Acesso em: 08 fev. 2018.

MINISTÉRIO DA SAÚDE – Vigilância e controle da qualidade da água para consumo humano, 2006. Brasília – DF.

MIYOSHI, T.; HIRAMATSU, K.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Robotic gait trainer in water: Development of an underwater gait-training orthosis, 2008.

MONTGOMERY, F.; ELIASSON, M. Continuous passive motion compared to active physical therapy after knee arthroplasty: similar hospitalization times in a randomized study of 68 patients. *Acta Orthop Scand* ;67(1):7-9. Feb 1996.

MOOVENTHAN, A.; NIVETHITHA, L. Scientific Evidence-Based Effects of Hydrotherapy on Various Systems of the Body. *North American Journal of Medical Sciences* | May 2014 | Volume 6 | Issue 5 | 199. June 15, 2014, IP: 186.220.167.153

MOTA, E. F. R. Atividade de hidroginástica: A terceira idade socialmente ativa. Universidade Federal do Amazonas, Manaus 2009.

O'DRISCOLL, S.; GIORI, N. J. Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application. *Journal of rehabilitation research and development*. 37(2), 179-183, 2000.

ORNELLAS, E.; MACHADO, B. B. X.; NÉRIL, A. D.; MAZETTO, A. A.; NAVARRO, F. M. A influência da terapia aquática na reabilitação de um portador de síndrome pós-poliomielite - relato de caso. Arq. Ciênc. Saúde Unipar, Umuarama, v. 12, n. 1, p. 55-59, abr. 2008.

PALHARES. D. C.; CUNHA, R. G.; LÉO, J. A.; ZÂNGARO, R. A. Projeto e Desenvolvimento de um Sistema de Movimentação Passiva Contínua (MPC) - Universidade de Uberaba, 2006.

PIENIAZEK, M. Collegium Medicum, Jagiellonian University, Cracow, Poland. Arch Physiother Glob Res; 19(1): 35-41. 2015.

QIAN, Z.; Bi, Z. Recent development of rehabilitation robots. Hindawi publishing corporation. Advances in Mechanical Engineering. Article ID 563062. School of Mechanical and Power Engineering, 2014.

RASHID, R. M.; AHMAD, N. I.; HARON, R. treatment effectiveness of continuous passive motion machine during post-operative treatment of anterior cruciate ligament patients. IEEE Symposium on Humanities, Science and Engineering Research, 2012.

RESEARCHMOZ. Rehabilitation robots, active prostheses, and exoskeletons: market shares, strategies, and forecasts, worldwide, 2014 to 2020. Jan 08, 2014.

RODACKI, A. L. F. Análise dos Fatores Antropométricos em Biomecânica, 2004. Disponível em: [http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica\\_arquivos/Parametros%20antropom%20em%20Biomecanica.pdf](http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica_arquivos/Parametros%20antropom%20em%20Biomecanica.pdf). Acesso em: 7 mar. 2015.

ROVEDA, P. O. Artefatos para fisioterapia aquática: posicionador cervical e prancha para propriocepção e estímulo tátil. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal de Santa Maria, 2004

RUOTI, G. R.; MORRIS, M. D.; COLE, J. A. Reabilitação Aquática, 2000.



SANTOS, A. S. Os Benefícios do Exercício Físico na Qualidade de Vida do Idoso. Pós-graduação em Fisiologia do Exercício – Faculdade FASERRA. 2016.

SILVA, V. R. Cinesiologia e Biomecânica - Estácio. 1ª edição SESES Rio de Janeiro, 2015.

SKINNER, T. A.; THOMSON, M. A. Duffield: Exercícios na água, 1985.

SPERB, D. Q. Ergonomia e Tecnologia: projeto de dispositivo programável de movimento passivo contínuo para membros inferiores. Universidade Federal de Santa Maria. Dissertação de Mestrado, 2006.

TALLEY, L. D.; PICKARD, G. L.; EMERY, W. J.; SWIFT, J. H. Descriptive Physical Oceanography: An Introduction. Editora Elsevier, 6ªed. P.38. 2011.

TARPINIAN, S.; AWBREY, B. J. Hidroginástica: um guia para condicionamento, treinamento e aprimoramento de desempenho na água. São Paulo: Gaia, 2008.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. Frederick W. et al. Continuous passive motion device that accelerates through the non-working range of motion. US6221033 B1, 9 nov. 1999, 24 apr. 2001.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. Laurent Beny et al. Device for producing continuous passive motion. US63255770, 27 feb. 1998, 4 dec. 2001.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. David Jacofsky. et al. Passive motion machine with integrated mechanical DVT prophylactic therapy. 20110077560 A1, 28 sep. 2009, 31 mar. 2009.

UMCHID, S.; TARAPHONGPHAN, P. Design and Development of a Smart Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation. Biomedical Engineering International Conference, 2016.

VALTONEN, A.; POYHONEN, T.; SIPILA, S.; HEINNONEM, A. Maintenance of aquatic training- induced benefits on mobility and lower-extremity muscles among persons with unilateral knee replacement. Arch Phys Med Rehabil Vol 92. December 2011.

VERVERELI, P. A.; SUTTON, D. C.; HEARN, S. L.; BOOTH, R. E. JR.; HOZACK, W. J.; ROTHMAN, R. R. Continuous passive motion after total knee arthroplasty. Analysis of cost and benefits. Clin Orthop Relat Res 321):208-15. Dec 1995.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement, Third Edition, John Wiley & Sons, Inc., 2005.

# Apêndice 1

## Modelo Matemático

Neste apêndice são apresentados os desenvolvimentos completos para a obtenção dos modelos cinemático inverso e direto da estrutura proposta.

As Figuras A.1.1 e A.1.2 foram repetidas a seguir para facilitar o desenvolvimento detalhado das equações.

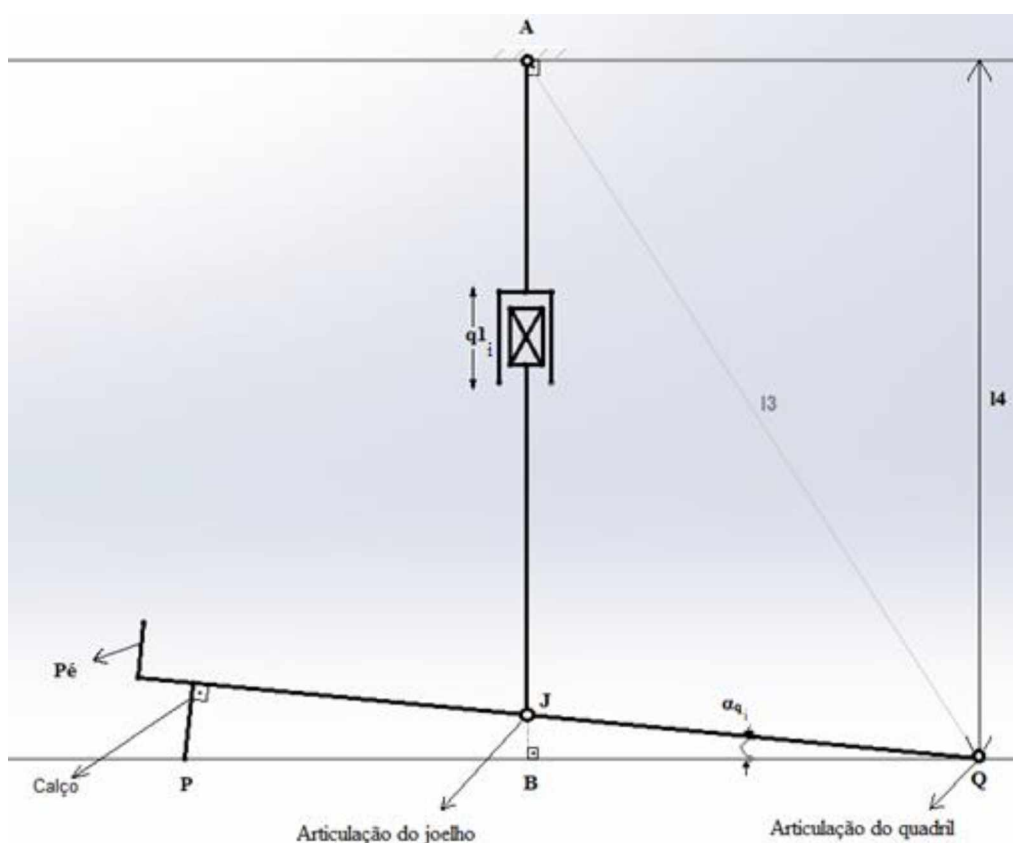


Figura A.1.1- Simulação do membro inferior na posição inicial e seus respectivos parâmetros.



$$q_{1_i} = l_4 - l_c \cdot \sin \alpha_{q_i} \quad (\text{A.1.5})$$

$$l_3^2 = l_4^2 + (\overline{BQ})^2 = l_4^2 + (l_c \cdot \cos \alpha_{q_i})^2 \quad (\text{A.1.6})$$

$$l_3 = \sqrt{l_4^2 + (l_c \cdot \cos \alpha_{q_i})^2} \quad (\text{A.1.7})$$

$$\tan \alpha_3 = \left( \frac{l_4}{l_c \cos \alpha_{q_i}} \right) \quad (\text{A.1.8})$$

$$\alpha_3 = \tan^{-1} \left( \frac{l_4}{l_c \cdot \cos \alpha_{q_i}} \right) \quad (\text{A.1.9})$$

Da Figura A.1.2 tem-se:

Do  $\Delta PJP'$ :

$$(\overline{PJ})^2 = l_5^2 = l_1^2 + l_2^2 \quad (\text{A.1.10})$$

$$l_5 = \sqrt{l_1^2 + l_2^2} \quad (\text{A.1.11})$$

$$\tan \beta_p = \frac{l_2}{l_1} \quad (\text{A.1.12})$$

$$\beta_p = \tan^{-1} \left( \frac{l_2}{l_1} \right) \quad (\text{A.1.13})$$

Do  $\Delta QJB'$ :

$$(\overline{JB})' = h = l_c \cdot \sin \alpha_q \quad (\text{A.1.14})$$

Do  $\Delta PJB'$ :

$$\cos \beta_j = \frac{h}{l_5} = \frac{l_c \cdot \sin \alpha_q}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}} \quad (\text{A.1.15})$$

$$\beta_j = \cos^{-1} \left( \frac{l_c \cdot \sin \alpha_q}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}} \right) \quad (\text{A.1.16})$$

Do  $\Delta QJB'$

$$\beta_q + \alpha_q + 90^\circ = 180^\circ \quad (\text{A.1.17})$$

$$\beta_q = 90^\circ - \alpha_q \quad (\text{A.1.18})$$

Logo:

$$\alpha_j + \beta_p + \beta_j + \beta_q = 180^\circ \quad (\text{A.1.19})$$

$$\alpha_j = 180^\circ - \beta_p - \beta_j - \beta_q \quad (\text{A.1.20})$$

Substituindo A.1.18 em A.1.20:

$$\alpha_j = 180^\circ - 90^\circ + \alpha_q - \beta_j - \beta_p \quad (\text{A.1.21})$$

$$\alpha_j = 90^\circ + \alpha_q - \beta_j - \beta_p \quad (\text{A.1.22})$$

$$\tan \gamma = \frac{l_c \cdot \cos \alpha_{qi} - l_c \cdot \cos \alpha_q}{l_4 - l_c \cdot \sin \alpha_q} \quad (\text{A.1.23})$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left[ \frac{l_c \cdot (\cos \alpha_{qi} - \cos \alpha_q)}{l_4 - l_c \cdot \sin \alpha_q} \right] \quad (\text{A.1.24})$$

O cálculo da Cinemática direta é realizado a partir da Eq. (6.5):  $q_1^2 = l_c^2 + l_3^2 - 2 \cdot l_c \cdot l_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_q)$

$$2 \cdot l_c \cdot l_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_q) = l_c^2 + l_3^2 - q_1^2 \quad (\text{A.1.25})$$

$$\cos(\alpha_3 - \alpha_q) = \frac{l_c^2 + l_3^2 - q_1^2}{2.l_c.l_3} \quad (\text{A.1.26})$$

$$\alpha_3 - \alpha_q = \cos^{-1} \left( \frac{l_c^2 + l_3^2 - q_1^2}{2.l_c.l_3} \right) \quad (\text{A.1.27})$$

$$\alpha_q = \alpha_3 - \cos^{-1} \left( \frac{l_c^2 + l_3^2 - q_1^2}{2.l_c.l_3} \right) \quad (\text{A.1.28})$$

O cálculo do modelo cinemático inverso com  $\alpha_j$  como entrada da Eq. (6.6) ( $\alpha_j = 180^\circ - \beta_q - \beta_j - \beta_p$ ) pode ser feito a partir das seguintes relações obtidas da Fig. A.1.2:

$$\beta_q + \beta_j = -\alpha_j - \beta_p + 180^\circ \quad (\text{A.1.29})$$

Do  $\Delta PJQ$

$$(\overline{PQ})^2 = l_5^2 + l_c^2 - 2.l_5.l_c \cdot \cos(\beta_q + \beta_j) \quad (\text{A.1.30})$$

$$(\overline{PQ}) = \sqrt{l_5^2 + l_c^2 - 2.l_5.l_c \cdot \cos(\beta_q + \beta_j)} \quad (\text{A.1.31})$$

Aplicando a lei dos senos:

$$\frac{\text{sen } \alpha_q}{l_5} = \frac{\text{sen}(\beta_j + \beta_q)}{\overline{PQ}} \quad (\text{A.1.32})$$

Logo,

$$\text{sen } \alpha_q = l_5 \frac{\text{sen}(\beta_j + \beta_q)}{\overline{PQ}} \quad (\text{A.1.33})$$

$$\alpha_q = \text{sen}^{-1} \left[ \frac{l_5}{\overline{PQ}} \cdot \text{sen}(\beta_j + \beta_q) \right] \quad (\text{A.1.34})$$







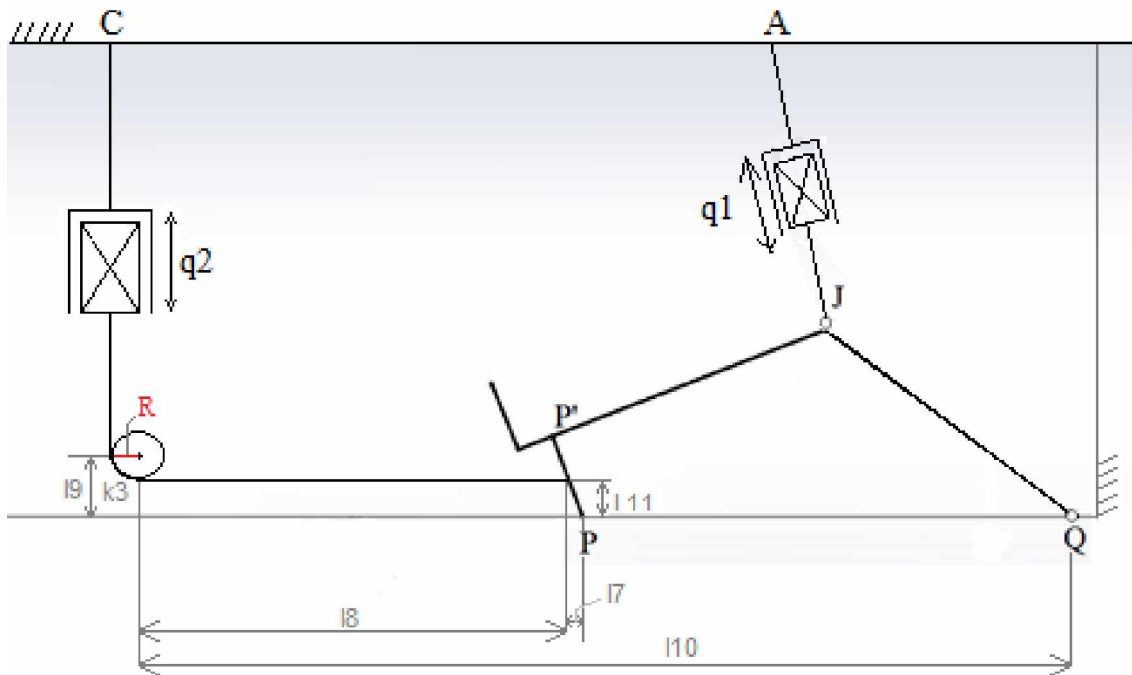


Figura A.2.2- Configuração do dispositivo proposto com dois cabos, ampliada, com parâmetros geométricos utilizados para modelagem cinemática do dispositivo proposto com dois cabos.

O comprimento do cabo  $q_2$  pode ser calculado por:

$$K_3 = \frac{2\pi R}{4} \quad (\text{A.2.1})$$

Onde  $R$  e o Raio da polia Figura A.2.2, tem-se que  $l_7, l_9, l_{10}, l_{11}$ , são constantes.

$$q_2 = (l_4 - l_9) + K_3 + l_8 + l_7 \quad (\text{A.2.2})$$

$$l_{10} = l_8 + l_7 + \overline{PQ} \quad (\text{A.2.3})$$

Isolando  $l_8$ :

$$l_8 = l_{10} - l_7 - \overline{PQ} \quad (\text{A.2.4})$$

Substituindo A.2.4 em A.2.2:

$$q_2 = (l_4 - l_9) + K_3 + (l_{10} - l_7 - \overline{PQ}) + l_7 \quad (\text{A.2.5})$$

Sendo  $\overline{PQ}$  calculado pela Eq. 6.13 do Capítulo IV.

### Modelagem Estática para utilização de dois cabos $q_1$ e $q_2$

Cálculo dos esforços atuantes na estrutura, com dois cabos.

A Figura A.2.3 representa o membro inferior com as devidas cargas e parâmetros dimensionais para escrever o modelo estático.

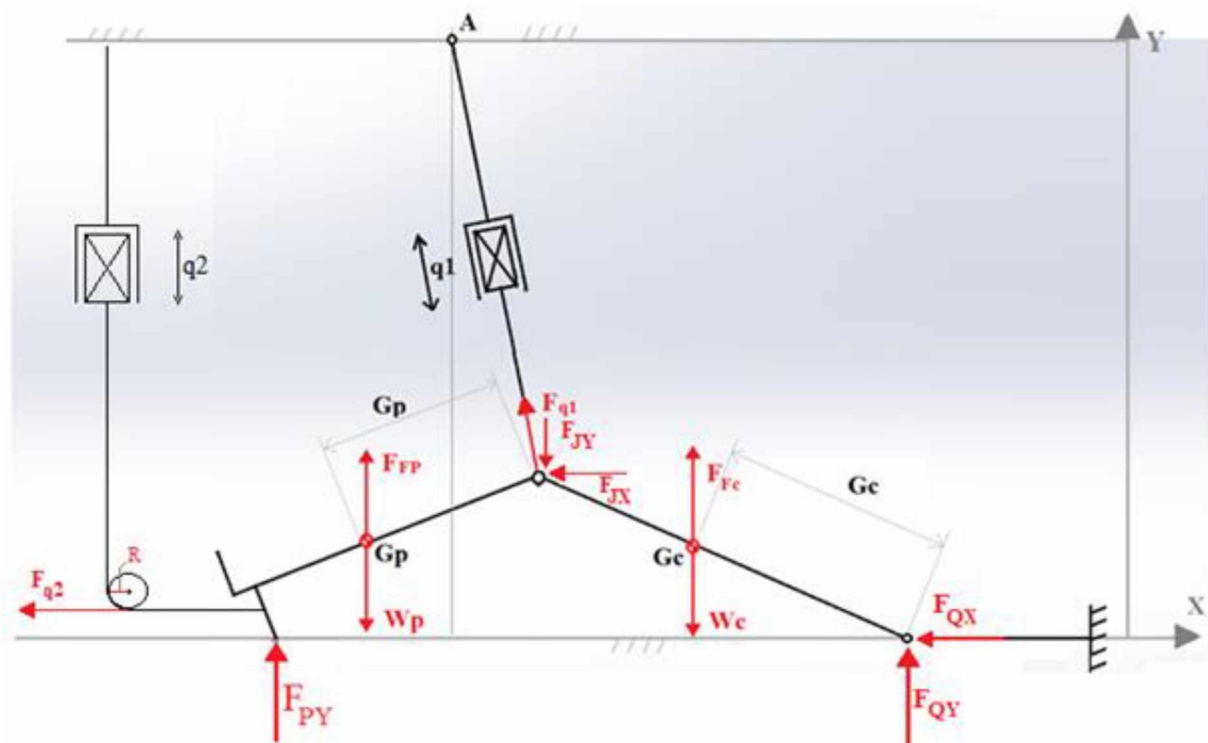


Figura A.2.3-Parâmetros utilizados para modelagem estática do dispositivo proposto com dois cabos.

$Q$  representa a posição do quadril,  $J$  o joelho,  $P$  a posição em que o apoio permanece em contato com a horizontal e  $q_1$  a variável que descreve o movimento do joelho, conforme descrito no modelo cinemático.

O peso da coxa  $W_c$  e da perna  $W_p$  estão sobre seus centros de massa  $G_c$  e  $G_p$ , respectivamente, posicionados a uma distância  $G_c$  do quadril, e a uma distância  $G_p$  do joelho, respectivamente. O peso do calço, por ser pequeno quando comparado com o peso da perna, foi desprezado.

O empuxo na coxa,  $F_{fc}$ , e na perna,  $F_{fp}$ , são considerados agindo nos centros de massa da coxa e da perna, respectivamente.

Considerando ainda que o quadril do paciente possa apresentar certa resistência de movimentação, é considerado um torque resistivo  $\tau_Q$ .

Com as considerações dos esforços atuantes, a força necessária para a flexão do joelho é dada por  $F_{q_1}$  e a força necessária para a extensão do joelho é dada por  $F_{q_2}$ .

Cabe salientar que o peso do pé está sendo considerado junto com o da perna.

Os esforços atuantes no quadril, no joelho, no ponto de apoio do calço e a força necessária para flexão do joelho podem ser obtidos fazendo o diagrama de corpo livre da coxa e da perna, e escrevendo as equações do equilíbrio estático, conforme descrito a seguir.

Fazendo o diagrama de corpo livre da coxa, conforme a Figura A.2.4, tem-se as mesmas Equações desenvolvidas no Capítulo IV

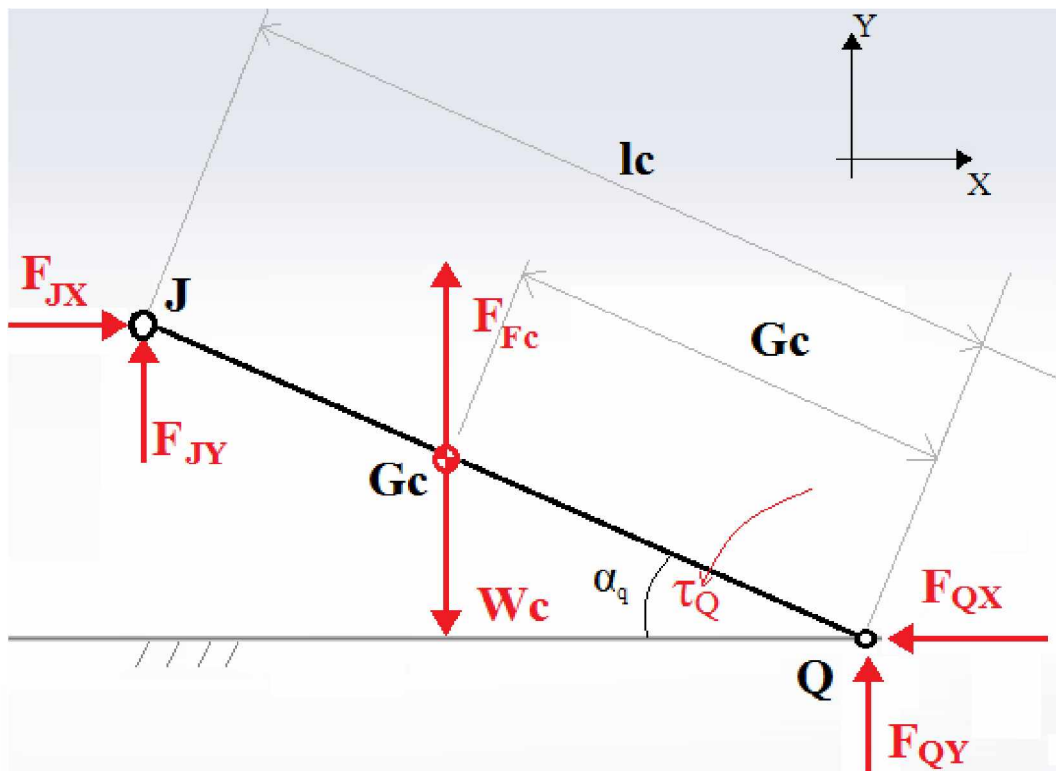


Figura A.2.4 -Diagrama de corpo livre da coxa.

$F_{Qx}$  e  $F_{Qy}$  são as forças atuantes no quadril nas direções X e Y, respectivamente, e  $F_{Jx}$  e  $F_{Jy}$  as forças atuantes no joelho nas direções X e Y, respectivamente. Nos cálculos os momentos foram considerados positivos para o sentido anti-horário.

Resolvendo as condições do equilíbrio estático, Figura A.2.4, tem-se:

$$\sum \vec{F} = 0$$

$$(F_{J_X} - F_{Q_X})\vec{i} + (F_{J_Y} + F_{Q_Y} + F_{F_C} - W_C)\vec{j} = 0 \quad (\text{A.2.6})$$

Logo:

$$F_{J_X} - F_{Q_X} = 0 \quad (\text{A.2.7})$$

$$(F_{J_Y} + F_{Q_Y} + F_{F_C} - W_C) = 0 \quad (\text{A.2.8})$$

$$\sum \overrightarrow{M_Q} = 0$$

$$(\tau_q + W_C \cdot G_C \cdot \cos \alpha_q - F_{F_C} \cdot G_C \cos \alpha_q - F_{J_Y} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - F_{J_X} \cdot l_c \cdot \sin \alpha_q) \vec{k} = 0 \quad (\text{A.2.9})$$

Logo:

$$\tau_q + W_C \cdot G_C \cdot \cos \alpha_q - F_{F_C} \cdot G_C \cos \alpha_q - F_{J_Y} \cdot l_c \cdot \cos \alpha_q - F_{J_X} \cdot l_c \cdot \sin \alpha_q = 0 \quad (\text{A.2.10})$$

O calço onde o pé está apoiado pode deslizar livremente na horizontal. Portanto, pode-se considerar somente uma reação na direção vertical  $F_{P_Y}$ , conforme Figura A.2.5 onde está representado o diagrama de corpo livre da perna.

As equações do equilíbrio estático aplicadas à perna permitem obter:

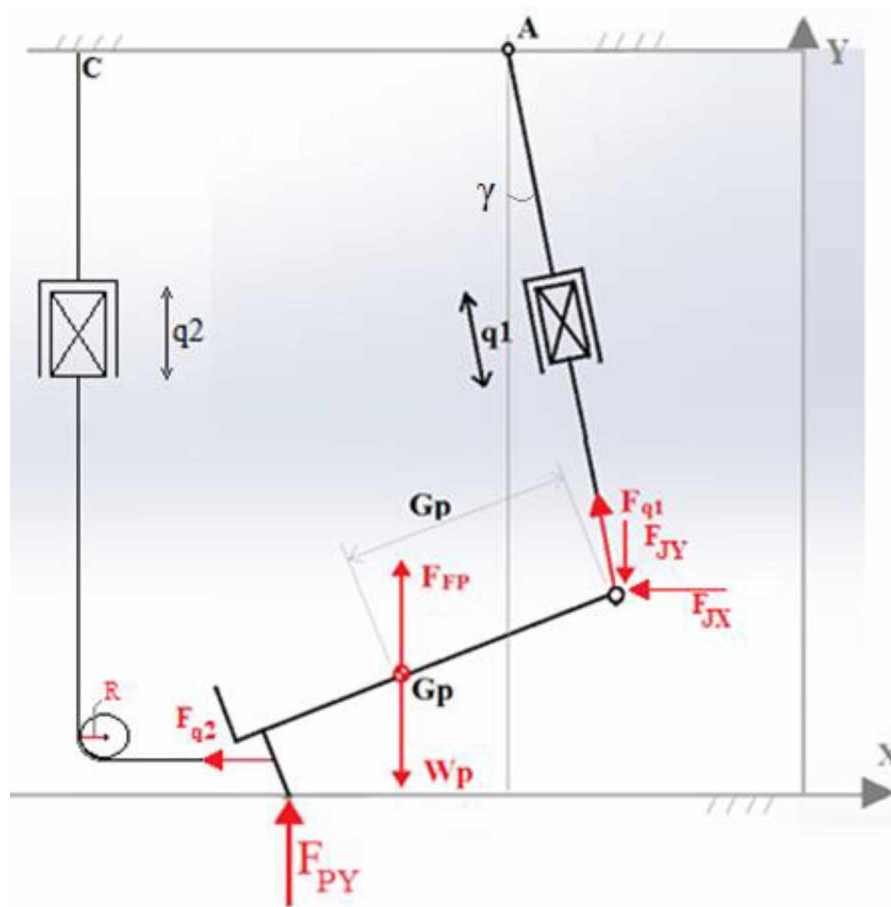


Figura A.2.5 - Diagrama de corpo livre da perna  $\gamma$ .

$$\sum \vec{F} = 0$$

$$(-F_{q_2} - F_{JX} - F_{q_1} \cdot \text{sen } \gamma) \vec{i} + (F_{q_1} \cdot \text{cos } \gamma + F_{FP} + F_{pY} - W_P - F_{JY}) \vec{j} = 0 \quad (\text{A.2.11})$$

Então;

$$-F_{q_2} - F_{JX} - F_{q_1} \cdot \text{sen } \gamma = 0 \quad (\text{A.2.12})$$

$$F_{q_1} \cdot \text{cos } \gamma + F_{FP} + F_{pY} - W_P - F_{JY} = 0 \quad (\text{A.2.13})$$

$$\sum \vec{M}_J = 0$$

$$[W_P \cdot Gp \cdot \cos(90^\circ - \beta_J - \beta_P) - F_{F_P} \cdot Gp \cdot \cos(90^\circ - \beta_J - \beta_P) - F_{P_Y} \cdot l_5 \cdot \cos(90^\circ - \beta_J) - F_{q_2} \cdot (lc \cdot \text{sen}(\alpha q) - l_{11})] \vec{k} = 0 \quad (\text{A.2.14})$$

Logo,

$$W_P \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{F_P} \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{P_Y} \cdot l_5 \cdot \text{sen} \beta_J - F_{q_2} \cdot (lc \cdot \text{sen}(\alpha q) - l_{11}) = 0 \quad (\text{A.2.15})$$

Resolvendo as Equações (A.2.12) à (A.2.15), obtém-se a força necessária no segundo cabo.

$$F_{q_2} = \frac{W_P \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{F_P} \cdot Gp \cdot \text{sen}(\beta_J + \beta_P) - F_{P_Y} \cdot l_5 \cdot \text{sen} \beta_J}{(lc \cdot \text{sen}(\alpha q) - l_{11})} \quad (\text{A.2.16})$$

$$F_{P_Y} = W_P + F_{J_Y} - F_{q_1} \cdot \cos \gamma - F_{F_P} \quad (\text{A.2.17})$$

Deve-se destacar que no caso da estrutura com dois cabos o cabo 1 irá utilizar o mesmo valor de força calculado anteriormente para o retorno suave da perna, permitindo o cálculo de  $F_{q_2}$ . Já o cabo 2 ficará livre no movimento de flexão do mecanismo, isto é, com  $F_{q_2} = 0$ , sendo então o primeiro caso apresentado na modelagem matemática.





## Apêndice 3

### Programa Matlab para 1 cabo e peso (W)

Neste apêndice é apresentado a programação da Simulação do Modelo Matemático no software Matlab.

```
%% Limpar variaveis, fechar figuras e limpar tela
clear all
close all
clc

%% Inicialização de variaveis com seus valores fixos
lc = 31e-2;
l1 = 46e-2;
l2 = 15e-2;
% l3 -> definido com o angulo alfa_q_i;
l4 = 80e-2;
l5 = sqrt(l1^2+l2^2);
% l6 -> -> definido com o l3;
lp = 1.09*l1; % 9% a mais que l1

%% Calculo dos vetores

% ----- Variaveis escalares -----
% Eq 6.1
alfa_q_i = atan2(l2, (lc+l1));

% Eq 6.2
q_1_i = l4 - lc*sin(alfa_q_i);

% Eq 6.3
l3 = sqrt(l4^2+(lc*cos(alfa_q_i))^2);

%Encontrado a partir de l3 e l4
l6 = sqrt(l3^2-l4^2);

% Eq 6.4
alfa_3 = atan2(l4, (lc*cos(q_1_i)));

% -----end variaveis escalares-----
%%
```

```

% ----- Variaveis vetoriais -----
angulo_min = alfa_q_i*180/pi; % Em graus
angulo_max = 50; % Em graus LIMITADO A 50° DEVIDO A SINGULARIDADE
n_angulos = 100;
alfa_q = linspace(angulo_min*pi/180,angulo_max*pi/180,n_angulos);
alfa_q = [alfa_q, alfa_q(length(alfa_q):-1:1)]; % Em radianos

% Eq 6.5
q_1 = sqrt(1c^2+13^2-2*1c*13*cos(alfa_3-alfa_q));

% Eq 6.6 - 6.10
beta_q = pi/2 - alfa_q;
beta_j = acos((1c*sin(alfa_q))/(sqrt(11^2+12^2)));
beta_p = atan2(12,11);
alfa_j = pi - beta_q - beta_j - beta_p;

%% Calculo das coordenadas dos pontos para plotagem

PQ = [0 , 0];

PJ = [(1c*cos(pi-alfa_q))', (1c*sin(pi-alfa_q))'];

PPL = [PJ(:,1)+(11*cos(pi-alfa_q+alfa_j))',PJ(:,2)+(11*sin(pi-
alfa_q+alfa_j))'];

PP = [PJ(:,1)+(15*cos(pi-alfa_q+alfa_j+beta_p))',PJ(:,2)+(15*sin(pi-
alfa_q+alfa_j+beta_p))'];

PA = [-16,14];

PF = [PJ(:,1)+(lp*cos(pi-alfa_q+alfa_j))',PJ(:,2)+(lp*sin(pi-
alfa_q+alfa_j))'];
lpl = sqrt(lp^2+(0.7*12)^2);
alfa_lpl = atan2(0.7*12,lp);
PFL = [PJ(:,1)+(lpl*cos(pi-alfa_q+alfa_j-alfa_lpl))',PJ(:,2)+(lpl*sin(pi-
alfa_q+alfa_j-alfa_lpl))'];

% Calculo das distancias para verificar variacao dos valores fixos
dist_q = sqrt((PJ(:,1)-PA(1,1)).^2+(PJ(:,2)-PA(1,2)).^2);
dist_1c = sqrt((PJ(:,1)-PQ(:,1)).^2+(PJ(:,2)-PQ(:,2)).^2);
dist_11 = sqrt((PJ(:,1)-PPL(:,1)).^2+(PJ(:,2)-PPL(:,2)).^2);
dist_12 = sqrt((PP(:,1)-PPL(:,1)).^2+(PP(:,2)-PPL(:,2)).^2);
dist_13 = sqrt((PA(:,1)-PQ(:,1)).^2+(PA(:,2)-PQ(:,2)).^2);
dist_14 = PA(:,2)-PQ(:,2);
dist_15 = sqrt((PJ(:,1)-PP(:,1)).^2+(PJ(:,2)-PP(:,2)).^2);
dist_16 = PQ(:,1)-PA(:,1);
dist_lp = sqrt((PJ(:,1)-PF(:,1)).^2+(PJ(:,2)-PF(:,2)).^2);
dist_lpl = sqrt((PFL(:,1)-PF(:,1)).^2+(PFL(:,2)-PF(:,2)).^2);

minX = min([PP(:,1);PPL(:,1);PFL(:,1);PF(:,1)]);
maxY = 14;

gama = atan((1c*(cos(alfa_q_i - cos(alfa_q)))/(14 - 1c*sin(alfa_q)));
gama = gama';
%% Calculo das forças
W=0;
tal_q=0;
Wc = 102.9;

```

```

Wp = 44.26;
Gc = 0.433*lc;
Gp = 0.433*lp;
Vc = 0.0098;
Vp = 0.0042;
g = 9.81;
ro = 1e3;

% --Calculo Empuxos Eq 6.41 E 6.42
Ffc=ro*Vc*g;
Ffp=ro*Vp*g;

% Eq 6.36
Fq1_1 = (1./(lc*cos(gama+alfa_q)));
Fq1_2 = (tal_q+((Wc-Ffc).*Gc*cos(alfa_q))+(W*lc*cos(alfa_q)));
Fq1_3 = (Wp-Ffp).*(l5*sin(beta_j)-Gp.*sin(beta_j+beta_p));
Fq1_4 = (lc*cos(alfa_q))./(l5*sin(beta_j));
Fq1 = Fq1_1.*(Fq1_2+(Fq1_3.*Fq1_4))
Fjx = -Fq1.*sin(gama); % Eq 6.21
Fjy = Fq1.*cos(gama) + Ffp - Wp - W + ((Wp-
Ffp)*Gp*sin(beta_j+beta_p))./(l5*sin(beta_j)); % Eq 6.28
FQx = Fjx; % Eq 6.16
FQy = Wc - Ffc - Fjy; % Eq 6.17
Fpy = ((Wp-Ffp)*Gp*sin(beta_j+beta_p))./(l5*sin(beta_j)); % Eq 6.26

%% Plot simulacao
alfa_q = alfa_q*180/pi; % Em graus

fig1=figure();
minAlfaQ = min(alfa_q);
maxAlfaQ = max(alfa_q);
minFQ1 = min(Fq1);
maxFQ1 = max(Fq1);

for i= 1:length(alfa_q)
    cla

    % Plot posicionamento estrutura
    % --CONFIG
    subplot1 = subplot(2,1,1,'Parent',fig1);
    title('Trajetória')
    xlabel('X') % eixo horizontal
    ylabel('Y') % eixo vertical
    % axis([minX 0 0 maxY])
    cla
    hold(subplot1,'on');
    % --PLOT
    plot([PQ(1,1) PJ(i,1)], [PQ(1,2)
PJ(i,2)], 'Parent', subplot1, 'Marker', 'o', 'LineStyle', '-
', 'LineWidth', 2, 'Color', [0 0 0]);
    plot([PA(1,1) PJ(i,1)], [PA(1,2)
PJ(i,2)], 'Parent', subplot1, 'Marker', 'o', 'LineStyle', '--
', 'LineWidth', 1, 'Color', [0 0 1]);
    plot([PPL(i,1) PJ(i,1)], [PPL(i,2)
PJ(i,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-', 'LineWidth', 2, 'Color', [0 0 0]);
    plot([PPL(i,1) PP(i,1)], [PPL(i,2)
PP(i,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-', 'LineWidth', 2, 'Color', [0 0 0]);

```

```

    plot([PFL(i,1) PF(i,1)], [PFL(i,2)
PF(i,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-', 'LineWidth', 2, 'Color', [0 0 0]);
    plot([PPL(i,1) PF(i,1)], [PPL(i,2)
PF(i,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-', 'LineWidth', 2, 'Color', [0 0 0]);
    plot([PJ(i,1) PP(i,1)], [PJ(i,2)
PP(i,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-.', 'LineWidth', 0.5, 'Color', [0 0
0]);
    plot([PA(1,1) PQ(1,1)], [PA(1,2)
PQ(1,2)], 'Parent', subplot1, 'LineStyle', '-.', 'LineWidth', 0.5, 'Color', [0 0
0]);
    plot(PJ(:,1), PJ(:,2), 'Parent', subplot1, 'Marker', '.');
    text('Parent', subplot1, 'String', ['q1 = ', num2str(dist_q(i)), '
mm'], 'Position', [(PA(1,1)+PJ(i,1))/2, (PA(1,2)+PJ(i,2))/2]);
    text((PA(1,1)+PJ(i,1))/2, ((PA(1,2)+PJ(i,2))/2)*1.2, ['Fq1 =
', num2str(Fq1(i)), ' N'], 'Parent', subplot1);
    % --FINALCONFIG
    grid on
    hold(subplot1, 'off');
    axis equal

    % --- Plot esforços
    % --CONFIG
    subplot2 = subplot(2,1,2, 'Parent', fig1);
    cla
    hold(subplot2, 'on');
    title ('Variação dos esforços')
    xlabel ('alfa_q(°)')
    ylabel ('esforço(N)')
    axis([minAlfaQ maxAlfaQ minFQ1 maxFQ1])
    % --PLOT
    plot(alfa_q(1:i), Fq1(1:i), 'm-', 'DisplayName', 'Fq1', 'Parent', subplot2);
% Positivo
    plot(alfa_q(i), Fq1(i), 'mo', 'DisplayName', 'Fq1', 'Parent', subplot2); %
Positivo
    grid on;
    legend2 = legend(subplot2, 'show');
    set(legend2, 'Location', 'eastoutside');
    hold(subplot2, 'off');

    pause(0.02)
end

```

### Programa Matlab para 2 cabos

```

%% Limpar variaveis, fechar figuras e limpar tela
clear all
close all
clc

%% Inicialização de variaveis com seus valores fixos
lc = 41e-2; %31e-2; % [m] - DO BONECO
l1 = 37e-2; %46e-2; % [m] - DO BONECO
l2 = 15e-2; % DO PROTÓTIPO
% l3 -> definido com o angulo alfa_q_i;
l4 = 62e-2; % DO PROTÓTIPO
l5 = sqrt(l1^2+l2^2);
% l6 -> -> definido com o l3;
lp = 49e-2 ; %DO BONECO

```

```

% l8 -> definido com PQ;
l9=6e-2; % DO PROTÓTIPO
l10=92e-2; % DO PROTÓTIPO
l11=4.5e-2; % DO PROTÓTIPO
R=4e-2; % DO PROTÓTIPO
% k3 -> definido com R;

%% Calculo dos vetores

% ----- Variaveis escalares -----
% Eq 6.1
alfa_q_i = atan2(l2, (lc+l1));

% Eq 6.2
q_1_i = l4 - lc*sin(alfa_q_i);

% Eq 6.3
l3 = sqrt(l4^2+(lc*cos(alfa_q_i))^2);

%Encontrado a partir de l3 e l4
l6 = sqrt(l3^2-l4^2);

% Eq 6.4
alfa_3 = pi/2 - atan2(l6,l4);

% Eq A.2.1
k3 = (2*pi*R)/4;

% -----end variaveis escalares-----

%% %%%%%%%%%%%
%%% Flexao ( Fq2 = 0 )
%% %%%%%%%%%%%
%%

angulo_min = alfa_q_i*180/pi; % Em graus
angulo_max = 50; % Em graus LIMITADO A 50° DEVIDO A SINGULARIDADE
n_angulos = 100;
alfa_q = linspace(angulo_min*pi/180,angulo_max*pi/180,n_angulos);
%alfa_q = [alfa_q, alfa_q(length(alfa_q):-1:1)]; % Em radianos

% Eq 6.5
q_1 = sqrt(lc^2+l3^2-2*lc*l3*cos(alfa_3-alfa_q));

% Eq 6.6 - 6.10
beta_q = pi/2 - alfa_q;
beta_j = acos((lc*sin(alfa_q))/sqrt(l1^2+l2^2));
beta_p = atan2(l2,l1);
alfa_j = pi - beta_q - beta_j - beta_p;

% Eq 6.13
PQ = sqrt(l5^2+lc^2-2*15*lc*cos(beta_q+beta_j));

% Eq A.2.5
q_2 = l4-l9+l10+k3-PQ;

```

```

%%%------ Pontos de trajetoria-----
Q = [0 , 0];
J = [(lc*cos(pi-alfa_q))', (lc*sin(pi-alfa_q))'];
PL = [J(:,1)+(l1*cos(pi-alfa_q+alfa_j))', J(:,2)+(l1*sin(pi-
alfa_q+alfa_j))'];
P = [J(:,1)+(l5*cos(pi-alfa_q+alfa_j+beta_p))', J(:,2)+(l5*sin(pi-
alfa_q+alfa_j+beta_p))'];
A = [-l6,l4];
F = [J(:,1)+(lp*cos(pi-alfa_q+alfa_j))', J(:,2)+(lp*sin(pi-alfa_q+alfa_j))'];

C = [ -(l10+R), l4];

% Apoio para os pés
lp1 = sqrt(lp^2+(0.7*l2)^2);
alfa_lp1 = atan2(0.7*l2,lp);
FL = [J(:,1)+(lp1*cos(pi-alfa_q+alfa_j-alfa_lp1))', J(:,2)+(lp1*sin(pi-
alfa_q+alfa_j-alfa_lp1))'];

% Eq 6.8
gama = atan((lc*(cos(alfa_q_i - cos(alfa_q)))/(l4 - lc*sin(alfa_q)));
gama = gama';

%%%------ Calculo Esforços -----
W=0;
tal_q=0;
massa_p=1.045; %massa perna
massa_ci= 1.355;%massa coxa+inclinometro
Wp = 10.24;% (1,045*9,8) -> para boneco antropométrico %102.9 para
peessoa com 100 kg e 1,75 de altura;
Wc = 13.28;% [(1,120+0,235)*9,8] -> para boneco antropométrico+ peso do
inclinômetro %44.26 para pessoa com 100 kg e 1,75 de altura;;
Gc = 0.433*lc;
Gp = 0.433*lp;
dens_pinus= 0.000319;
Vc = (massa_ci/dens_pinus); %0.0098;
Vp = (massa_p/dens_pinus);%0.0042;
g=9.81;
ro = 1e3;

%--Calculo Empuxos Eq 6.41 E 6.42
%Ffc=ro*Vc*g;
%Ffp=ro*Vp*g;
Ffc=0;
Ffp=0;
%-- Calculo Fq2 ( = 0)
Fq2 = 0;

% Eq 6.36
%Fq1 = -(Fq2*(l11 - lc*sin(alfa_q)) - Ffp*Gp*sin(beta_j + beta_p) +
Gp*Wp*sin(beta_j + beta_p) - l5*sin(beta_j).*(Wp - Ffp + (tal_q -
Ffc*Gc*cos(alfa_q) +
Gc*Wc*cos(alfa_q))./(lc*cos(alfa_q))))./(l5*sin(beta_j).*(cos(gama) -
(Fq2*sin(alfa_q).*(sin(gama))./cos(alfa_q)));
Fq1_1 = (1./(lc*cos(gama+alfa_q)));
Fq1_2 = (tal_q+((Wc-Ffc).*Gc*cos(alfa_q))+(W*lc*cos(alfa_q)));
Fq1_3 = (Wp-Ffp).*(l5*sin(beta_j)-Gp.*sin(beta_j+beta_p));
Fq1_4 = (lc*cos(alfa_q))./(l5*sin(beta_j));
Fq1 = Fq1_1.*(Fq1_2+(Fq1_3.*Fq1_4))

```

```

Fjx = -Fq1.*sin(gama); % Eq 6.21
Fjy = Fq1.*cos(gama) - W - ((Wp-
Ffp).*(15*sin(beta_j)+Gp*sin(beta_j+beta_p)))/(15*sin(beta_j)); % Eq 6.28
FQx = Fjx; % Eq 6.16
FQy = Wc - Ffc - Fjy; % Eq 6.17
Fpy = Fjy + Wp - Ffp - Fq1.*cos(gama); % Eq A.2.17

%%%----- PLOT trajetoria -----
roldana = [ (-110+R*cos(0:0.01:(2*pi)))' , (19+R*sin(0:0.01:(2*pi)))' ];
qroldana = [ (-110+R*cos(pi:0.01:(3*pi/2)))' , (19+R*sin(pi:0.01:(3*pi/2)))'
];
l7 = (19-R)./tan(pi-(pi/2-beta_p)-(pi/2-beta_j));

fig=figure();
subplot1 = subplot(2,1,1,'Parent',fig);
subplot2 = subplot(2,1,2,'Parent',fig);

alfa_q = alfa_q*180/pi; % Transformando de radianos para graus

minAlfaQ = min(alfa_q);
maxAlfaQ = max(alfa_q);
minFQ1 = min(Fq1);
maxFQ1 = max(Fq1);

for i= 1:length(alfa_q)
    %%%-- Trajetoria -----
    cla(subplot1);
    hold(subplot1,'on');
    % --PLOT
    plot([Q(1,1) J(i,1)], [Q(1,2) J(i,2)], 'ko-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([A(1,1) J(i,1)], [A(1,2) J(i,2)], 'bo--
', 'LineWidth', 1, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) J(i,1)], [PL(i,2) J(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) P(i,1)], [PL(i,2) P(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([FL(i,1) F(i,1)], [FL(i,2) F(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) F(i,1)], [PL(i,2) F(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);

    plot([A(1,1) J(i,1)], [A(1,2) J(i,2)], 'bo--
', 'LineWidth', 1, 'Parent', subplot1);

    plot(roldana(:,1), roldana(:,2), 'r-', 'Parent', subplot1);
    plot(qroldana(:,1), qroldana(:,2), 'b-', 'Parent', subplot1);
    plot([C(1,1) C(1,1)], [C(1,2) 19], 'b-
', 'LineWidth', 0.5, 'Parent', subplot1);
    plot([-110 -(PQ(i)+17(i))], [19-R 19-R], 'b-
', 'LineWidth', 0.5, 'Parent', subplot1);

    plot([J(i,1) P(i,1)], [J(i,2) P(i,2)], 'k-', 'LineWidth', 0.5);
    plot([A(1,1) Q(1,1)], [A(1,2) Q(1,2)], 'k-', 'LineWidth', 0.5);

    plot(J(:,1), J(:,2), '.', 'Parent', subplot1); % Trajetoria joelho
    % -- Textos

```

```

    text((A(1,1)+J(i,1))/2, (A(1,2)+J(i,2))/2, ['q1 = ', num2str(q_1(i)), '
mm'], 'Parent', subplot1);
    text((A(1,1)+J(i,1))/2, ((A(1,2)+J(i,2))/2)*1.2, ['Fq1 =
', num2str(Fq1(i)), ' N'], 'Parent', subplot1);
    text(C(1,1), 3*14/4, ['q2 = ', num2str(q_2(i)), ' mm'], 'Parent', subplot1);
    text(C(1,1), 7*14/8, ['Fq2 = ', num2str(Fq2), ' N'], 'Parent', subplot1);
    % --FINALCONFIG
    hold(subplot1, 'off');
    title(subplot1, 'Trajetória - Flexão')
    xlabel(subplot1, 'X') % eixo horizontal
    ylabel(subplot1, 'Y') % eixo vertical
    grid(subplot1, 'on');
    axis(subplot1, [-1.0, 0, 0, 0.8])

    %%-- Esforços -----
    cla(subplot2);
    hold(subplot2, 'on');
    % --PLOT
    plot(alfa_q(1:i), Fq1(1:i), 'm-', 'DisplayName', 'Fq1', 'Parent', subplot2);
    plot(alfa_q(i), Fq1(i), 'mo', 'DisplayName', 'Fq1', 'Parent', subplot2);
    ', 'DisplayName', 'FQy', 'Parent', subplot2); % Negativo
    % plot(alfa_q(1:i), Fpy(1:i), 'y--
    ', 'DisplayName', 'Fpy', 'Parent', subplot2); % Negativo?? / cte
    % --FINALCONFIG
    hold(subplot2, 'off');
    title(subplot2, 'Variação dos esforços')
    xlabel(subplot2, 'alfa_q(°)')
    ylabel(subplot2, 'esforço(N)')
    legend2 = legend(subplot2, 'show');
    set(legend2, 'Location', 'eastoutside');
    grid(subplot2, 'on');
    axis(subplot2, [minAlfaQ maxAlfaQ minFQ1 maxFQ1])

    pause(0.02)
end

%% %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Extensao %%%%%%%%%
%% %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
angulo_max = alfa_q_i*180/pi; % Em graus
angulo_min = 50; % Em graus LIMITADO A 50° DEVIDO A SINGULARIDADE
n_angulos = 100;
alfa_q = linspace(angulo_min*pi/180, angulo_max*pi/180, n_angulos);
%alfa_q = [alfa_q, alfa_q(length(alfa_q):-1:1)]; % Em radianos

% Eq 6.5
q_1 = sqrt(1c^2+13^2-2*1c*13*cos(alfa_3-alfa_q));

% Eq 6.6 - 6.10
beta_q = pi/2 - alfa_q;
beta_j = acos((1c*sin(alfa_q))/sqrt(11^2+12^2));
beta_p = atan2(12,11);
alfa_j = pi - beta_q - beta_j - beta_p;

% Eq 6.13
PQ = sqrt(15^2+1c^2-2*15*1c*cos(beta_q+beta_j));

```



```

% Eq A.2.5
q_2 = 14-19+110+k3-PQ;

%%%----- Calculo trajetoria -----
Q = [0 , 0];
J = [(lc*cos(pi-alfa_q))', (lc*sin(pi-alfa_q))'];
PL = [J(:,1)+(l1*cos(pi-alfa_q+alfa_j))', J(:,2)+(l1*sin(pi-
alfa_q+alfa_j))'];
P = [J(:,1)+(l5*cos(pi-alfa_q+alfa_j+beta_p))', J(:,2)+(l5*sin(pi-
alfa_q+alfa_j+beta_p))'];
A = [-16,14];
F = [J(:,1)+(lp*cos(pi-alfa_q+alfa_j))', J(:,2)+(lp*sin(pi-alfa_q+alfa_j))'];

C = [ -(110+R), 14];

% Apoio para os pés
lpl = sqrt(lp^2+(0.7*12)^2);
alfa_lpl = atan2(0.7*12,lp);
FL = [J(:,1)+(lpl*cos(pi-alfa_q+alfa_j-alfa_lpl))', J(:,2)+(lpl*sin(pi-
alfa_q+alfa_j-alfa_lpl))'];

% Eq 6.8
gama = atan((lc*(cos(alfa_q_i - cos(alfa_q)))/(14 - lc*sin(alfa_q)));
gama = gama';
%%%----- Calculo de esforços -----
W=0;
tal_q=0;
massa_p=1.045; %massa perna
massa_ci = 1.355;%massa coxa+inclinometro
Wp = 10.24;% N (1,045*9,8) -> para boneco antropométrico %102.9 para
peessoa com 100 kg e 1,75 de altura;
Wc = 13.28;% N [(1,120+0,235)*9,8] -> para boneco antropométrico+ peso do
inclinômetro %44.26 para pessoa com 100 kg e 1,75 de altura;;
Gc = 0.433*lc;
Gp = 0.433*lp;
dens_pinus= 0.000319; %densidade madeira pinus kg/cm^3
Vc = (massa_ci/dens_pinus); %0.0098;
Vp = (massa_p/dens_pinus);%0.0042;
g=9.81;
ro = 1e3;

%--Calculo Empuxos Eq 6.41 E 6.42
%Ffc=ro*Vc*g;
%Ffp=ro*Vp*g;
Ffc=0;
Ffp=0;

Fq1= 0;

parte_a= (-15 * sin(beta_j)- lc* cos(alfa_q) + ((l11* lc* cos(alfa_q))/
(lc*sin(alfa_q))))
parte_b= -Wp *Gp * sin(beta_j + beta_p) - Wc * Gc * cos (alfa_q)+ Wp * lc*
cos(alfa_q) +((Wc*Gc + Wp* lc)*((cos(alfa_q)*l11/(lc*sin(alfa_q)))))
Fpy= parte_b/ parte_a

% Eq A.2.16
Fq2_1 = (Wp *Gp * sin(beta_j + beta_p));

```

```

Fq2_2 = ( Ffp*Gp * sin(beta_j+beta_p));
Fq2_3 = Fpy.*15.*sin(beta_j);
Fq2_4 = 1./(lc*sin(alfa_q))-111;
Fq2 = (Fq2_1-Fq2_2-Fq2_3).*Fq2_4

%%%----- PLOT trajetoria -----
roldana = [ (-110+R*cos(0:0.01:(2*pi)))' , (19+R*sin(0:0.01:(2*pi)))' ];
qroldana = [ (-110+R*cos(pi:0.01:(3*pi/2)))' , (19+R*sin(pi:0.01:(3*pi/2)))' ];
l7 = (19-R)./tan(pi-(pi/2-beta_p)-(pi/2-beta_j));

fig=figure();
subplot1 = subplot(2,1,1,'Parent',fig);
subplot2 = subplot(2,1,2,'Parent',fig);

alfa_q = alfa_q*180/pi; % Transformando de radianos para graus

minAlfaQ = min(alfa_q);
maxAlfaQ = max(alfa_q);
minFQ2 = min(Fq2);
maxFQ2 = max(Fq2);

for i= 1:length(alfa_q)
    %%%-- Trajetoria -----
    cla(subplot1);
    hold(subplot1,'on');
    % --PLOT
    plot([Q(1,1) J(i,1)], [Q(1,2) J(i,2)], 'ko-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([A(1,1) J(i,1)], [A(1,2) J(i,2)], 'bo--
', 'LineWidth', 1, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) J(i,1)], [PL(i,2) J(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) P(i,1)], [PL(i,2) P(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([FL(i,1) F(i,1)], [FL(i,2) F(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);
    plot([PL(i,1) F(i,1)], [PL(i,2) F(i,2)], 'k-
', 'LineWidth', 2, 'Parent', subplot1);

    plot([A(1,1) J(i,1)], [A(1,2) J(i,2)], 'bo--
', 'LineWidth', 1, 'Parent', subplot1);

    plot(roldana(:,1), roldana(:,2), 'r-', 'Parent', subplot1);
    plot(qroldana(:,1), qroldana(:,2), 'b-', 'Parent', subplot1);
    plot([C(1,1) C(1,1)], [C(1,2) 19], 'b-
', 'LineWidth', 0.5, 'Parent', subplot1);
    plot([-110 -(PQ(i)+l7(i))], [19-R 19-R], 'b-
', 'LineWidth', 0.5, 'Parent', subplot1);

    plot([J(i,1) P(i,1)], [J(i,2) P(i,2)], 'k-.', 'LineWidth', 0.5);
    plot([A(1,1) Q(1,1)], [A(1,2) Q(1,2)], 'k-.', 'LineWidth', 0.5);

    plot(J(:,1), J(:,2), '.', 'Parent', subplot1); % Trajetoria joelho
    % -- Textos

```

```

    text((A(1,1)+J(i,1))/2, (A(1,2)+J(i,2))/2, ['q1 = ', num2str(q_1(i)), '
mm'], 'Parent', subplot1);
    text((A(1,1)+J(i,1))/2, ((A(1,2)+J(i,2))/2)*1.2, ['Fq1 = ', num2str(Fq1), '
N'], 'Parent', subplot1);
    %text((A(1,1)+J(i,1))/2, ((A(1,2)+J(i,2))/2)*1.2, ['Fq1 =
', num2str(Fq1(i)), ' N'], 'Parent', subplot1);
    text(C(1,1), 3*14/4, ['q2 = ', num2str(q_2(i)), ' mm'], 'Parent', subplot1);
    text(C(1,1), 7*14/8, ['Fq2 = ', num2str(Fq2(i)), ' N'], 'Parent', subplot1);
    % --FINALCONFIG
    hold(subplot1, 'off');
    title(subplot1, 'Trajetória - Extensão')
    xlabel(subplot1, 'X') % eixo horizontal
    ylabel(subplot1, 'Y') % eixo vertical
    grid(subplot1, 'on');
    axis(subplot1, [-1.0, 0, 0, 0.8])

    %%-- Esforços -----
    cla(subplot2);
    hold(subplot2, 'on');
    % --PLOT
    plot(alfa_q(1:i), Fq2(1:i), 'm-', 'DisplayName', 'Fq2', 'Parent', subplot2);
    plot(alfa_q(i), Fq2(i), 'mo', 'DisplayName', 'Fq2', 'Parent', subplot2);
    ', 'DisplayName', 'FQy', 'Parent', subplot2); % Negativo
    ', 'DisplayName', 'Fpy', 'Parent', subplot2); % Negativo?? / cte
    % --FINALCONFIG
    hold(subplot2, 'off');
    title(subplot2, 'Variação dos esforços')
    xlabel(subplot2, 'alfa_q(°)')
    ylabel(subplot2, 'esforço(N)')
    legend2 = legend(subplot2, 'show');
    set(legend2, 'Location', 'eastoutside');
    grid(subplot2, 'on');
    axis(subplot2, [minAlfaQ maxAlfaQ minFQ2 maxFQ2])

    pause(0.02)
end

```