

“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**“Análise teórica e experimental da energia
despendida no exercício de extensão do joelho
para aplicações em engenharia de reabilitação”**

GLAUBER ZERBINI COSTAL

Orientador: Prof. Dr. João Antonio Pereira

Dissertação apresentada à faculdade de
Engenharia – UNESP – Campus de Ilha
Solteira, para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Mecânica.
Ária de Conhecimento: Mecânica dos
Sólidos

Ilha Solteira

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação

- C837a Costal, Glauber Zerbini .
Análise teórica e experimental da energia despendida no exercício de extensão do joelho para aplicações em engenharia de reabilitação / Glauber Zerbini Costal. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2012
210 f. : il.
- Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Mecânica dos Sólidos, 2012
- Orientador: João Antonio Pereira
Inclui bibliografia
1. Contração isotônica. 2. Dinamometria. 3. Trabalho virtual. 4. Quadríceps. 5. Simulação computacional.

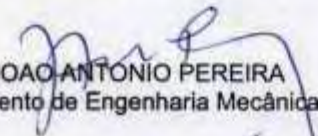
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

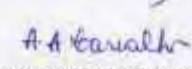
TÍTULO: Análise teórica e experimental da energia despendida no exercício de extensão do joelho para aplicações em engenharia de reabilitação

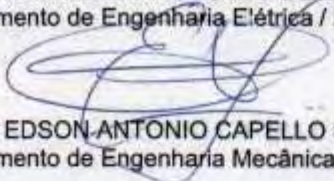
AUTOR: GLAUBER ZERBINI COSTAL

ORIENTADOR: Prof. Dr. JOAO ANTONIO PEREIRA

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica ,
Área: MECANICA DOS SÓLIDOS, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. JOAO ANTONIO PEREIRA
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. EDSON ANTONIO CAPELLO SOUSA
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru

Data da realização: 25 de setembro de 2012.

*Dedico este trabalho aos meus
Amados pais Pedro Costal Filho e
Maria Regina Zerbini Costal.*

AGRADECIMENTOS

A DEUS, inteligência suprema, causa primária de todas as coisas, insondável, inconcebível, uno e verso que possibilitou e iluminou minha existência com o puro ato de Amor de conceber o meu Ser.

Ao prof. Dr. João Antonio Pereira, pela orientação, atenção, paciência e dedicação para com este trabalho e pelo seu exemplo, tanto como profissional quanto como pessoa, dado no decorrer desta importante etapa de minha vida.

Ao prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade de trabalho oferecida, pelo acolhimento em seu laboratório, pela atenção e apoio para com este trabalho.

Aos meus irmãos Glauco e Glauter pelo Amor e carinho que me dedicam.

A toda a minha família, aos quais simplesmente amo.

Ao Fabrício Nascimento, pelo apoio em várias das etapas deste trabalho, assim como pela sua amizade e exemplo como pessoa e como profissional.

Aos meus companheiros Flávio e Samuel por tudo que me ensinaram neste um ano e meio de convivência.

Aos meus amigos Gabriel, Eduardo, Marcela, Roger, Gustavo, Bruno, Raphael, João Renato, Rodrigo e todos que tornaram meus dias mais prazerosos, me incentivaram e dividiram comigo as alegrias e dificuldades desta caminhada.

Aos meus amigos Renan, Marcelo, Luis, Mateus, Aline e Gandhi pela sabedoria transmitida, amizade e atenção para com os meus estudos no Laboratório de Sensores e Instrumentação.

Ao meu Mentor pelo divino Amor e inesgotável paciência que me dedica.

Finalmente, agradeço àquela que dividiu comigo suas experiências e sabedoria, me motivou a custa do seu próprio esforço, me aceitou na sua intimidade e em sua família. Meu Amor, Lílían Fernandes Machado.

*“Todos os conhecimentos humanos
começam por intuições, avançam para
concepções e terminam com ideias.”*

Immanuel Kant.

*“Depois de algum tempo você aprende...
... Aprende a construir todas as suas estradas
no hoje, porque o terreno do amanhã é incerto
demais para os planos, e o futuro tem o
costume de cair em meio ao vão...”*

William Shakespeare.

RESUMO

Neste trabalho realizou-se um estudo do movimento de extensão do joelho através do desenvolvimento de um modelo matemático para o cálculo do comportamento da energia despendida no mesmo. A formulação do modelo do movimento do joelho foi desenvolvida com base na dinâmica de corpos rígidos e no princípio de trabalho virtual, considerando além da cinemática do movimento do membro (pé e perna) os aspectos e parâmetros antropométricos do indivíduo. Para os cálculos e simulação do movimento foi desenvolvido e implementado um software na linguagem Python, essa escolha se deve ao fato da mesma ser uma linguagem *open source* (código aberto) o que possibilita a utilização do software por outros pesquisadores. Para validação do modelo foram realizados testes experimentais com base na dinamometria e eletromiografia (EMG). Na dinamometria foi medida a força necessária para se levantar a perna do indivíduo no movimento de extensão do joelho. Já na EMG foi medido o Sinal Eletromiográfico (SE) da atividade muscular no quadríceps durante o exercício de extensão do joelho. Em ambos os casos os testes foram realizados com indivíduos hígidos, ou seja, que não apresentavam comprometimento evidente no movimento de extensão do joelho. Os resultados da simulação apresentaram um comportamento similar com os resultados dos testes experimentais de dinamometria. A comparação com os dados de EMG foi feita de forma indireta, parametrizando-se as curvas de respostas teórica e experimentais em relação a um valor máximo, apresentando as curvas em um só gráficos entre os valores entre 0 e 1. Os resultados e avaliações apresentados mostraram que o modelo proposto é suficientemente representativo com potencial de aplicação na área de reabilitação para o estudo e avaliação do movimento de extensão do joelho. Entretanto, a comparação dos resultados simulados com a EMG apresentou uma discrepância bastante acentuada no início do movimento e merece ser mais bem avaliada para aplicações futuras.

Palavras chave: Contração isotônica. Dinamometria. Trabalho virtual. Quadríceps. Simulação computacional.

ABSTRACT

In this work, a study of the knee extension movement was carried out by developing a mathematical model for calculating the behavior of the energy expended therein. The formulation of the model of knee movement was developed based on rigid body dynamics and the principle of virtual work, considering besides the kinematics aspects of the movement of the member (foot and leg) and the anthropometric parameters of the individual. For the calculations and simulation of the movement was developed and implemented a software in Python language, this choice is due to the fact that it is a open source language which will allows the use of the software by other researchers. For the validation of the mathematical model, tests were performed using techniques of dynamometry and electromyography (EMG). With de dynamometry was measured the force required to lift the leg during the knee extension movement of the person. In the EMG was measured the electromyographic signal of the quadriceps muscle activity during knee extension exercise. In both cases were used healthy persons, ie, persons who had no evident deficiency in the lower limbs. The simulation results were compared with the results of experimental tests of dynamometry and the energy curves showed very similar. The comparison with the EMG data was performed indirectly, parametrizing the curves of experimental and theoretical responses for a maximum value, displaying the curves on one graphic between values from 0 to 1. The results and evaluations presented showed that the proposed model is sufficiently representative with potential of application in the field of rehabilitation for the study and evaluation of movement of knee extension. However, the comparison of the simulated results with the EMG showed a fairly sharp discrepancy at the beginning of the movement and need to be better evaluated for future applications.

Keywords: Isotonic contraction. Dynamometry. Virtual work. Quadriceps. Computational simulation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Fluxograma do desenvolvimento da pesquisa.	41
Figura 2 -	Sistema de referências inercial I e sistema de referências móvel B: sistema móvel B fixo ao corpo, realizando os mesmos movimentos do corpo, (translação e rotação em torno do eixo Z) sendo $I \omega = 00\theta T...$	43
Figura 3 -	Projeção dos vetores unitários do sistema móvel sobre o sistema inercial.	44
Figura 4 -	Momentos de inércia do cilindro circular.	47
Figura 5 -	Momentos de inércia do paralelepípedo retangular.	47
Figura 6 -	Corpo rígido de elemento infinitesimal de massa dm	48
Figura 7 -	Força F atuando em uma partícula no ponto A.	50
Figura 8 -	Gráfico de força tangencial Ft pelo deslocamentos.	51
Figura 9 -	Movimento de translação de uma partícula m do ponto s_1 para o ponto s_2 em relação aos eixos coordenados X, Y e Z.	51
Figura 10 -	Rotação em torno de um eixo fixo.	53
Figura 11 -	Comportamento da força elástica mediante a tração e compressão.	54
Figura 12 -	Posição anatômica do corpo (vista anterior, as palmas para frente) com os sistemas de referência.	59
Figura 13 -	Vista anterior e posterior dos ossos da perna direita e do pé.	61
Figura 14 -	Anatomia do joelho: a). vista lateral da articulação do joelho direito; b). vista frontal da articulação do joelho com ruptura da cartilagem semilunar.	61
Figura 15 -	Origem e inserção das porções do músculo quadríceps: a). músculo reto femoral; b). músculo vasto medial.	62
Figura 16 -	Origem e inserção das porções do músculo quadríceps: a). músculo vasto lateral; b). músculos vasto intermédio e sartório.	62

Figura 17 - a). Superfície anterior, músculos grácil, adutor curto e obturador externo; b). superfície posterior, músculos semimembranoso e bíceps femoral (porção curta); c). superfície posterior, músculos bíceps femoral (porção longa ou cabeça longa) e semitendinoso.	64
Figura 18 - Origem e inserção dos músculos: a). gastrocnêmio; b). plantar e solear; c). poplíteo e músculo flexor longo do hálux.	65
Figura 19 - Vista lateral dos músculos superficiais da coxa direita.	66
Figura 20 - Neurônio motor com estruturas em destaque. (Modificado – JACOB et al., 1990)	67
Figura 21 - Representação esquemática do transporte ativo de sódio e potássio durante os eventos de responsáveis pelo potencial de repouso de uma membrana de uma célula nervosa e o potencial de ação.	68
Figura 22 - Representação esquemática da placa motora como é observada a microscopia óptica e eletrônica. a). corte microscópio ao microscópio óptico; b). vista superficial ao microscópio óptico.	68
Figura 23 - Detalhe do músculo esquelético, mostrando estruturas e o mecanismo de contração muscular.	69
Figura 24 - Micrografia do músculo esquelético do coelho. Cada fita diagonal é um corte longitudinal da miofibrila aumentada 13.000 X. (JACOB et al., 1990)	69
Figura 25 - Esquematização dos períodos de contração e relaxamento do músculo mediante um estímulo aplicado.	70
Figura 26 - O clono e a tetania no músculo esquelético. A tetania ocorre à velocidade de 30 a 100 estímulos por segundo, dependendo do músculo (o estímulo necessário é mais baixo para as contrações mais lentas em relação aos músculos de contração rápida). (Modificado - JACOB et al., 1990)	70
Figura 27 - Unidade motora.	71
Figura 28 - Esquema da geração de um MUAP.	72
Figura 29 - Representação esquemática da formação do sinal eletromiográfico de um músculo a partir da somatória dos MUAPs de todas as suas unidades motoras.	72
Figura 30 - Movimento de extensão do joelho com sistemas de referência inercial e sistema móvel.	75
Figura 31 - Eixos de referencia móveis e inerciais.	75

Figura 32 - Modelo geométrico para perna.....	77
Figura 33 - Elementos de interação da interface gráfica, denominados “widgets”: a). elemento de menu de funções; b). elemento de apresentação de imagens; c). elementos textuais; d). elementos de entrada de dados.	86
Figura 34 - Áreas da interface gráfica do software: a). área destinada a descrição de dados do voluntário; b). área de entrada para os parâmetros antropométricos; c). área que gera as dimensões do modelo geométrico da perna e do pé do voluntário; d). área de simulação do movimento.	87
Figura 35 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões provenientes do software de simulação computacional, utilizando dados cinemáticos gerados teoricamente como entrada: a). simulação do movimento em três dimensões; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). velocidade linear em função do tempo; d). aceleração linear em função do tempo; e). velocidade angular em função do tempo; f). aceleração angular em função do tempo; g). energia em função do tempo; h). energia em função do ângulo da perna.....	88
Figura 36 - Posicionamento dos eletrodos para captura e do eletrodo de referência.....	90
Figura 37 - Cadeira Ergonômica.	91
Figura 38 - Voluntário durante a execução de um protocolo.....	91
Figura 39 - a). Dinamômetro; b). polia.	92
Figura 40 - Esquematização do teste experimental realizado com o dinamômetro.	93
Figura 41 - Esquematização da formulação de α	94
Figura 42 - Representação esquemática da obtenção da componente da força perpendicular à perna, onde a trajetória que vai do ponto A ao ponto B representa o movimento do calcanhar durante o exercício de extensão do joelho.	95
Figura 43 - Representação esquemática da equivalência dos momentos das forças F_t e FCM	96
Figura 44 - Representação esquemática do deslocamento do vetor posição do centro de massa.	96
Figura 45 - Eletrogoniômetro posicionado na cadeira ergonômica.....	97

Figura 46 -	Sistemas de reposicionamento do eletrogoniômetro da cadeira ergonômica.....	98
Figura 47 -	Haste, com o eletrogoniômetro fixo, posicionada sobre a perna do voluntário.....	98
Figura 48 -	Material utilizado para medição dos parâmetros antropométricos e da avaliação de gordura corporal: a). plicômetro comercial, marca Inovare Cescorf; b). balança comercial, marca Supermedy.....	99
Figura 49 -	Gráficos relativos ao movimento suave de extensão do joelho, desenvolvidos para um movimento realizado no mesmo intervalo de tempo do teste de dinamometria do voluntário 1: a). posição angular do centro de massa da perna em função do tempo; b). velocidade angular da perna em função do tempo; c). aceleração angular em função do tempo.....	102
Figura 50 -	Gráficos provenientes do software de simulação computacional utilizando dados cinemáticos de deslocamento, velocidade e aceleração angulares obtidos teoricamente: a). simulação do movimento; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). velocidade $I v$ em função do tempo; d). aceleração $I a$ em função do tempo; e). velocidade angular $I \omega$ em função do tempo; f). aceleração angular $I \alpha$ em função do tempo; g). energia U_{TEO} em função do tempo; h). U_{TEO} em função do ângulo da perna.....	103
Figura 51 -	Gráficos relativos à: a). $FDIN$ em função do ângulo da perna; b). F_t e FCM em função do ângulo da perna ; c). $UDIN$ em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.	104
Figura 52 -	Gráficos relativos a(o): a). SE dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; b). sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; c). somatória do sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.....	105
Figura 53 -	Gráficos relativos à: a). evolução do ângulo da perna em função do tempo durante o movimento de extensão do joelho; b). evolução da velocidade angular da perna em função do tempo no mesmo movimento; c). aceleração angular da perna em função do tempo. Dados do voluntário 1.	106
Figura 54 -	Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional do movimento de extensão do joelho, utilizando dados cinemáticos colidos experimentalmente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y c). $I v$ em função do tempo; d). $I a$ em função do tempo; e). $I \omega$ em função do tempo; f). $I \alpha$ em função do tempo; g). $USIM$ em função do tempo; h). $USIM$ em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.	108

Figura 55 - Comparação entre as curvas de energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> em função do ângulo da perna. Para todos os voluntários.	111
Figura 56 - Comparação entre as curvas de energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> em função do tempo. Para todos os voluntários.	112
Figura 57 - Diferença percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 1.....	113
Figura 58 - Representação esquemática do movimento de extensão do joelho com foco na dinâmica do movimento.	115
Figura 59 - Gráficos da variação da massa do sistema constituído pela perna e pelo pé: a). gráfico da variação da massa em função do ângulo da perna; b). gráfico da variação da massa em função do tempo. Dados do voluntário 3.	115
Figura 60 - Representação esquemática do movimento de extensão do joelho com foco na dinâmica do movimento com o acréscimo da força compensadora.	116
Figura 61 - Gráficos da força compensadora calculados com os dados do voluntário 1: a). gráfico da força compensadora em função do ângulo da perna; b). gráfico da força compensadora em função do tempo. Dados do voluntário 1.	117
Figura 62 - Gráficos relativos à: a) força compensadora em função do ângulo da perna; b). força compensadora em função do tempo; c). trabalho da força compensadora em função do ângulo da perna; d). trabalho da força compensadora em função do tempo. Dados do voluntário 1.	118
Figura 63 - Gráficos relativos a (o): a). energia <i>UDIN</i> em função do ângulo da perna; b). energia <i>UDIN</i> em função do tempo; c). energia <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna; d). energia <i>UCOM</i> em função do tempo; e). diferença entre as energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna; f). diferença entre as energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.	119
Figura 64 - Comparação entre as curvas de energias <i>USIM</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna. Para todos os voluntários.	120
Figura 65 - Comparação entre as curvas de energias <i>USIM</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Para todos os voluntários.	121

Figura 66 - Gráfico da diferença percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 1.	122
Figura 67 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 1.	124
Figura 68 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 2.	125
Figura 69 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 3.	125
Figura 70 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 4.	126
Figura 71 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 5.	126
Figura 72 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 6.	127
Figura 73 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 7.	127
Figura 74 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 8.	128

Figura 75 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 9.	128
Figura 76 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 10.	129
Figura 77 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 11.	129
Figura 78 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 12.	130
Figura 79 - Gráficos relativos à: a). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; b). energias <i>USIM</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo; c). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do ângulo da perna; d). energias <i>UTEO</i> , <i>UDIN</i> e <i>UDINC</i> em função do tempo. Dados do voluntário 13.	130
Figura 80 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.....	132
Figura 81 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2 (dois).....	132
Figura 82 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 3 (três).	132
Figura 83 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 4 (quatro).	133
Figura 84 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 5 (cinco).	133

Figura 85 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 6 (seis).	133
Figura 86 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 7 (sete).	134
Figura 87 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 8 (oito).	134
Figura 88 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 9 (nove).	134
Figura 89 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 10 (dez).....	135
Figura 90 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 11 (onze).....	135
Figura 91 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 12 (doze).....	135
Figura 92 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia <i>UTEO</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 13 (treze).	136
Figura 93 - Gráficos de sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculada com o modelo matemático, descritos em função do ângulo da perna, para todos os voluntários.	137
Figura 94 - Gráficos de sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculada com o modelo matemático acrescida da energia proveniente do trabalho da força <i>FCOM</i> descritos em função do ângulo da perna, para todos os voluntários.	139
Figura 95 - Músculos do Quadríceps (vasto lateral, reto femoral, vasto medial, vasto intermédio) e músculo sartório. Em destaque as forças exercidas pelos músculos e tendões à articulação do joelho ao se alongarem no movimento de flexão do joelho, com exceção do sartório que se alonga com o movimento de extensão do joelho.	142

Figura 96 -	Músculos gastrocnêmio, plantar, poplíteo, grácil, bíceps femoral (porção longa e porção curta), pelo semitendinoso e pelo semimembranoso. Em destaque as forças exercidas pelos músculos e tendões à articulação do joelho ao se alongarem no movimento de extensão do joelho.	143
Figura 97 -	Placa de circuito impresso confeccionada do circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos.	154
Figura 98 -	Um canal do circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos.	155
Figura 99 -	Eletrodo descartável e eletrodos de clip.	156
Figura 100 -	Gráficos relativos ao movimento suave de extensão do joelho, desenvolvidos para um movimento realizado no mesmo intervalo de tempo do teste de dinamometria do voluntário 2: a). posição angular do centro de massa da perna em função do tempo; b). velocidade angular da perna em função do tempo; c). aceleração angular em função do tempo.	157
Figura 101 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 3.	157
Figura 102 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 4.	158
Figura 103 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 5.	158
Figura 104 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 6.	158
Figura 105 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 7.	159
Figura 106 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 8.	159
Figura 107 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 9.	159

Figura 108 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 10.	160
Figura 109 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 11.	160
Figura 110 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 12.	160
Figura 111 -	Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 13.	161
Figura 112 -	Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional, utilizando dados cinemáticos gerados teoricamente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). $I \ v$ em função do tempo; d). $I \ a$ em função do tempo; e). $I \ \omega$ em função do tempo; f). $I \ \alpha$ em função do tempo; g). $UTEO$ em função do tempo; h). $UTEO$ em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.	161
Figura 113 -	Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 3.	162
Figura 114 -	Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 4.	162
Figura 115 -	Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 5.	163
Figura 116 -	Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 6.	163

Figura 117 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 7.....	164
Figura 118 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 8.....	164
Figura 119 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 9.....	165
Figura 120 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 10.....	165
Figura 121 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 11.....	166
Figura 122 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 12.....	166
Figura 123 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 13.....	167
Figura 124 - Gráficos relativos a(o): a). SE dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; b). sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; c). somatória do sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.....	167
Figura 125 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 3.	168
Figura 126 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 4.	168

Figura 127 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 5.	168
Figura 128 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 6.	169
Figura 129 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 7.	169
Figura 130 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 8.	169
Figura 131 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 9.	170
Figura 132 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 10.	170
Figura 133 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 11.	170
Figura 134 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 12.	171
Figura 135 -	Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 13.	171
Figura 136 -	Gráficos relativos à: a). <i>FDIN</i> em função do ângulo da perna; b). <i>Ft</i> e <i>FCM</i> em função do ângulo da perna ; c). <i>UDIN</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.	171
Figura 137 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 3.	172
Figura 138 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 4.	172
Figura 139 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 5.	172
Figura 140 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 6.	173
Figura 141 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 7.	173
Figura 142 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 8.	173
Figura 143 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 9.	174
Figura 144 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 10.	174
Figura 145 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 11.	174
Figura 146 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 12.	175
Figura 147 -	Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 13.	175

Figura 148 -	Gráficos relativos à: a). evolução do ângulo da perna em função do tempo durante o movimento de extensão do joelho; b). evolução da velocidade angular da perna em função do tempo no mesmo movimento; c). aceleração angular da perna em função do tempo. Dados do voluntário 2.	175
Figura 149 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 3.	176
Figura 150 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 4.	176
Figura 151 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 5.	176
Figura 152 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 6.	177
Figura 153 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 7.	177
Figura 154 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 8.	177
Figura 155 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 9.	178
Figura 156 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 10.	178
Figura 157 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 11.	178
Figura 158 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 12.	179
Figura 159 -	Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 13.	179

Figura 160 -	Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional do movimento de extensão do joelho, utilizando dados cinemáticos colidos experimentalmente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y c). $I \ v$ em função do tempo; d). $I \ a$ em função do tempo; e). $I \ \omega$ em função do tempo; f). $I \ \alpha$ em função do tempo; g). $USIM$ em função do tempo; h). $USIM$ em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.	180
Figura 161 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 3.	180
Figura 162 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 4.	181
Figura 163 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 5.	181
Figura 164 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 6.	182
Figura 165 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 7.	182
Figura 166 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 8.	183
Figura 167 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 9.	183

Figura 168 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 10.	184
Figura 169 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 11.	184
Figura 170 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 12.	185
Figura 171 -	Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 13.	185
Figura 172 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 2.	186
Figura 173 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 3.	187
Figura 174 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 4.	187
Figura 175 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 5.	187
Figura 176 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 6.	188
Figura 177 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 7.	188
Figura 178 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 8.	188
Figura 179 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 9.	189
Figura 180 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 10.	189
Figura 181 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 11.	189
Figura 182 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 12.	190
Figura 183 -	Gráfico de diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e <i>UDIN</i> . Dados do voluntário 13.	190

Figura 184 - Gráficos relativos à: a) força compensadora em função do ângulo da perna; b). força compensadora em função do tempo; c). trabalho da força compensadora em função do ângulo da perna; d). trabalho da força compensadora em função do tempo. Dados do voluntário 2.	191
Figura 185 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 3.....	191
Figura 186 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 4.....	192
Figura 187 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 5.....	192
Figura 188 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 6.....	193
Figura 189 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 7.....	193
Figura 190 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 8.....	194
Figura 191 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 9.....	194
Figura 192 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 10.....	195
Figura 193 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 11.....	195
Figura 194 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 12.....	196
Figura 195 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 13.....	196

Figura 196 -	Gráficos relativos a (o): a). energia <i>UDIN</i> em função do ângulo da perna; b). energia <i>UDIN</i> em função do tempo; c). energia <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna; d). energia <i>UCOM</i> em função do tempo; e). diferença entre as energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna; f). diferença entre as energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.	197
Figura 197 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 3.	198
Figura 198 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 4.	198
Figura 199 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 5.	199
Figura 200 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 6.	199
Figura 201 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 7.	200
Figura 202 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 8.	200
Figura 203 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 9.	201
Figura 204 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 10.	201
Figura 205 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 11.	202
Figura 206 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 12.	202
Figura 207 -	Gráficos relativos às energias <i>UDIN</i> e <i>UCOM</i> e sua diferença <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 13.	203

Figura 208 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 2.	203
Figura 209 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 3.	204
Figura 210 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 4.	204
Figura 211 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 5.	204
Figura 212 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 6.	205
Figura 213 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 7.	205
Figura 214 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 8.	205
Figura 215 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 9.	206
Figura 216 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 10.	206
Figura 217 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 11.	206
Figura 218 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 12.	207
Figura 219 -	Gráfico do desvio percentual da energia <i>USIM</i> em relação à energia <i>UDINC</i> . Dados do voluntário 13.	207

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Percentagem de peso da perna e do pé como percentagem do peso corporal.....	79
Tabela 2 -	Avaliação corporal.	101
Tabela 3 -	Máxima diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e a energia <i>UDIN</i> para cada voluntário.	113
Tabela 4 -	Máxima diferença percentual entre as energias <i>USIM</i> e a energia <i>UDINC</i> para cada voluntário.	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEF	<i>Estimulação Elétrica Funcional</i>
EMG	<i>Eletromiografia</i>
MUAP	<i>Do inglês “Motor Unit Action Potential”</i>
RF	Reto femoral
RMS	Do inglês “root mean square”, em português “valor quadrático médio” ou “valor eficaz”
SE	Sinal Eletromiográfico
VL	<i>Vasto lateral</i>
VM	<i>Vasto medial</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

Letras Latinas

${}_j\mathbf{a}_A$	<i>Vetor aceleração linear no ponto A qualquer, descrito no sistema de referência j</i>
${}_j\bar{\mathbf{a}}$	<i>Vetor aceleração linear no centro de massa, descrito no sistema de referência j</i>
${}_j\bar{\mathbf{a}}_{rel}$	<i>Vetor aceleração linear relativa no centro de massa, descrito no sistema de referência j</i>
B_i	<i>Representa o sistema de referência móvel de índice i</i>
b	<i>Altura do paralelepípedo retangular</i>
c	<i>Largura do paralelepípedo retangular</i>
D_{ji}	<i>Componente do eixo j da distância entre o centro de massa do corpo de índice i ao centro de massa do sistema de corpos</i>
d	<i>Comprimento do paralelepípedo retangular</i>
$d_{SD\%}$	<i>Diferença percentual da energia calculada através do modelo matemático em relação à energia obtida nos testes de dinamometria.</i>
$d_{SDC\%}$	<i>Diferença percentual da energia calculada através do modelo matemático em relação à energia obtida nos testes de dinamometria corrigida com base na ação da força F_{COM}.</i>
ds	<i>Deslocamento linear infinitesimal</i>
dU'	<i>Trabalho realizado por todas as forças atuantes no sistema durante o instante infinitesimal do movimento</i>
F'_i	<i>Força de restrição atuante em um corpo ou sistema de corpos de índice i</i>

F_{CM}	<i>Força no centro de massa de momento equivalente à componente perpendicular a perna da força obtida através da dinamometria</i>
F_{COM}	<i>Força compensadora ou de restrição</i>
F_i	<i>Força atuante em um corpo de índice i</i>
F_n	<i>Força normal</i>
F_p	<i>Força peso</i>
F_R	<i>Força resultante</i>
F_t	<i>Força tangente</i>
F_x	<i>Componente da força no eixo X</i>
F_y	<i>Componente da força no eixo Y</i>
F_z	<i>Componente da força no eixo Z</i>
G_i	<i>Centro de massa de um corpo ou sistema de corpos de índice i</i>
g	<i>Aceleração da gravidade</i>
H	<i>Altura entre o ponto de fixação da corda com o calcanhar do voluntário e o ponto de contato da corda com a polia</i>
I	<i>Representa o sistema de referência inercial</i>
${}_jI_{xx}$	<i>Momento de inércia de massa de um corpo em relação ao eixo X, descrito no sistema de referência j</i>
${}_jI_{xy}$	<i>Produto de inércia de massa de um corpo em relação aos eixos X e Y, descrito no sistema de referência j</i>

${}_jI_{xz}$	<i>Momento de inércia de massa de um corpo em relação aos eixos X e Z, descrito no sistema de referência j</i>
${}_jI_{yy}$	<i>Momento de inércia de massa de um corpo em relação ao eixo Y, descrito no sistema de referência j</i>
${}_jI_{yz}$	<i>Momento de inércia de massa de um corpo em relação aos eixos Y e Z, descrito no sistema de referência j</i>
${}_jI_{zz}$	<i>Momento de inércia de massa de um corpo em relação ao eixo Z, descrito no sistema de referência j</i>
$\mathbf{i}$	<i>Vetor diretor do eixo X inercial</i>
$\mathbf{i}_i$	<i>Vetor diretor do eixo X_i móvel</i>
$\mathbf{j}$	<i>Vetor diretor do eixo Y inercial</i>
$\mathbf{j}_i$	<i>Vetor diretor do eixo Y_i móvel</i>
$\mathbf{k}$	<i>Vetor diretor do eixo Z inercial</i>
$\mathbf{k}_i$	<i>Vetor diretor do eixo Z_i móvel</i>
m	<i>Massa total do sistema de corpos</i>
m_i	<i>Massa de um corpo de índice i</i>
O	<i>Origem do sistema de referência inercial</i>
P_p	<i>Perímetro na região central da panturrilha</i>
P_t	<i>Perímetro na região do tornozelo</i>
p	<i>Perímetro do cilindro circular</i>
$\mathbf{p}_i$	<i>Quantidade de movimento de uma partícula de índice i</i>

$\mathbf{R}_i$	<i>Força resultante atuante em uma partícula de índice i</i>
r	<i>Raio do cilindro circular</i>
$\mathbf{r}_x$	<i>Componente no eixo X do vetor posição do centro de massa</i>
$\mathbf{r}_y$	<i>Componente no eixo Y do vetor posição do centro de massa</i>
$\mathbf{r}_z$	<i>Componente no eixo Z do vetor posição do centro de massa</i>
${}_j\bar{\mathbf{r}}$	<i>Vetor posição do centro de massa, descrito no sistema de referência j</i>
${}_j\mathbf{r}_{OA}$	<i>Vetor posição que liga o ponto O ao ponto A, descrito no sistema de referência j</i>
${}_j\mathbf{s}$	<i>Representa os vetores descritos no sistema de referência j</i>
$\mathbf{T}$	<i>Matriz de transformação</i>
T_r	<i>Energia cinética de rotação</i>
T_t	<i>Energia cinética de translação</i>
t	<i>Comprimento do cilindro circular</i>
U	<i>Energia</i>
U_{DIN}	<i>Energia obtida nos testes experimentais de dinamometria</i>
U_{DINC}	<i>Energia U_{DIN} corrigida com base na ação da força F_{COM}</i>
U_{SIM}	<i>Energia calculada com o modelo matemático baseado em parâmetros experimentais</i>
U_{TEO}	<i>Energia calculada com o modelo matemático baseado em parâmetros teóricos</i>
V_e	<i>Energia potencial elástica</i>
V_g	<i>Energia potencial gravitacional</i>
${}_j\mathbf{v}_A$	<i>Vetor velocidade linear no ponto A, descrito no sistema de referência j</i>

${}_j\vec{v}$	<i>Vetor velocidade linear no centro de massa, descrito no sistema de referência j</i>
${}_j\vec{v}_{rel}$	<i>Vetor velocidade linear relativa no centro de massa, descrito no sistema de referência j</i>
X	<i>Eixo x sistema de referencia inercial</i>
X_i	<i>Eixo x do sistema de referencia móvel de índice i</i>
$\bar{x}$	<i>Componente no eixo X do vetor posição do centro de massa do sistema de corpos</i>
$\bar{x}_i$	<i>Componente no eixo X do vetor posição do centro de massa de um corpo de índice i</i>
Y	<i>Eixo y sistema de referencia inercial</i>
Y_i	<i>Eixo y do sistema de referencia móvel de índice i</i>
$\bar{y}$	<i>Componente no eixo Y do vetor posição do centro de massa do sistema de corpos</i>
$\bar{y}_i$	<i>Componente no eixo Y do vetor posição do centro de massa de um corpo de índice i</i>
Z	<i>Eixo z sistema de referencia inercial</i>
Z_i	<i>Eixo z do sistema de referencia móvel de índice i</i>
$\bar{z}$	<i>Componente no eixo Z do vetor posição do centro de massa</i>

Letras Gregas

${}_j\alpha$	<i>Vetor aceleração angular descrito no referencial j</i>
δh_i	<i>Componente vertical do deslocamento infinitesimal virtual de um corpo ou sistema de corpos de índice i</i>

$\delta \mathbf{r}_i$ *Deslocamento infinitesimal virtual linear de um corpo ou sistema de corpos de índice i*

$\delta \theta_i$ *Deslocamento infinitesimal virtual angular de um corpo ou sistema de corpos de índice i*

θ *Ângulo entre a perna e o eixo vertical, crescente no sentido do movimento*

$\dot{\theta}$ *Velocidade angular relativa ao deslocamento angular θ*

$\ddot{\theta}$ *Aceleração angular relativa ao deslocamento angular θ*

${}_j\omega$ *Vetor velocidade angular descrito no referencial j*

Sobrescritos e Subscritos

$(\star)^T$ *transposto de uma matriz*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	36
1.1	PROPOSTA DO TRABALHO	40
1.2	OBJETIVOS	41
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	42
2.1	CINEMÁTICA DE CORPOS RÍGIDOS	42
2.2	CENTRO DE MASSA E INÉRCIA DE MASSA	45
2.3	TRABALHO E ENERGIA	49
2.4	TRABALHO VIRTUAL	55
2.5	ANATOMIA DO JOELHO E DO MÚSCULO QUADRÍCEPS	59
2.6	FISIOLOGIA E CONTRAÇÃO MUSCULAR	66
2.7	SINAL ELETROMIOGRÁFICO (SE)	71
3	MODELAGEM MATEMÁTICA DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO E DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE	74
3.1	CINEMÁTICA DO EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DO JOELHO	74
3.2	TRABALHO VIRTUAL E ENERGIA	84
3.3	DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE DE SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO	85
4	APARATOS E TESTES EXPERIMENTAIS PARA AVALIAÇÃO DA MODELAGEM DO EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DO JOELHO	89
4.1	ELETROMIOGRAFIA (EMG)	89
4.2	DINAMOMETRIA	92
4.3	CINEMETRIA	97
4.4	AVALIAÇÃO DE GORDURA CORPORAL E ANTROPOMETRIA	99
5	RESULTADOS	101
5.1	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO COM BASE EM PARÂMETROS CINEMÁTICOS TEÓRICOS	102

5.2	DINAMOMETRIA	104
5.3	ELETROMIOGRAFIA	105
5.4	CINEMETRIA	106
5.5	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO COM BASE EM PARÂMETROS CINEMÁTICOS EXPERIMENTAIS	107
6	DISCUSSÕES E COMPARAÇÕES TEÓRICO-EXPERIMENTAIS	109
6.1	COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO E OS RESULTADOS DA DINAMOMETRIA	110
6.2	FORÇAS INERENTES AO SISTEMA BIOMECÂNICO	114
6.3	COMPARAÇÃO TEÓRICO-EXPERIMENTAL COM A ABORDAGEM DA ENERGIA DE COMPENSAÇÃO	119
6.4	MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO, SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E TESTES DE ELETROMIOGRAFIA	131
6.5	A INFLUÊNCIA DOS MÚSCULOS DA PERNA NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	140
6.6	DISCUSSÕES	144
7	CONCLUSÃO	147
7.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	148
8	REFERÊNCIAS	150
	APÊNDICE A: ESPECIFICAÇÕES DO APARATO EXPERIMENTAL	154
	APÊNDICE B: RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES TEÓRICAS E DOS TESTES EXPERIMENTAIS	157
	APÊNDICE C: RESULTADOS DAS DISCUSSÕES E COMPARAÇÕES REALIZADAS A PARTIR DOS RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES TEÓRICAS E DOS TESTES EXPERIMENTAIS	186
	ANEXO 1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	208

1 INTRODUÇÃO

A paralisia total ou parcial de um conjunto de músculos de uma pessoa compromete significativamente sua qualidade de vida. A paraplegia é um estado de comprometimento da sensibilidade de membros afetados por uma lesão medular em um paciente. A lesão da medula espinhal pode ocorrer por diferentes etiologias como acidente de trânsito, arma de fogo, quedas, entre outros. Tumores e degenerações medulares também são patologias que levam a esse tipo de lesão, muitas vezes progressiva (MASINI, 2001). Após a lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das consequências da atrofia muscular é que as atividades do coração e do pulmão são reduzidas, fazendo com que a saúde do indivíduo fique comprometida (GAINO, 2009). Alguns destes pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam os nervos periféricos intactos têm grandes chances de recuperar os movimentos perdidos através da Estimulação Elétrica Funcional (EEF). Há vários casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de EEF (MARTIN, 1999).

Na aplicação da EEF para o membro inferior busca-se a possibilidade de se obter a postura ereta (ortostatismo) ou a marcha em pacientes paraplégicos devido ao alto impacto que isso representa na qualidade de vida do paciente. A EEF pode-se auxiliar o sistema circulatório aumentando a circulação de sangue no membro paralisado e contendo a atrofia muscular (EILINGER et al., 1991; SCREMIN et al., 1999; CRAMERI et al., 2002; MAN et al., 2003; CRAMERI et al., 2004).

Pacientes que apresentam os nervos e músculos preservados podem ser estimulados através de um sistema de EEF (MARTIN, 1999; SCREMIN et al., 1999; MAN et al., 2003). O uso de controladores para controlar os estímulos na EEF tem contribuído para melhorar significativamente o desempenho da EEF. Várias pesquisas têm utilizado EEF em malha aberta, mas a aplicação da EEF em malha fechada vem ganhando mais atenção devido a sua capacidade de controlar melhor a eletroestimulação (WILHERE et al., 1985). Em contrapartida é necessário um modelo ou conhecimento do movimento de extensão dos membros para definir os parâmetros de controle.

Neste contexto, este trabalho realizou um estudo do movimento de extensão do joelho através do desenvolvimento de um modelo matemático, baseado na dinâmica do movimento e no princípio do trabalho virtual, e implementação de um software para realização dos cálculos

computacionais necessários, obtendo uma simulação do movimento de extensão do joelho e curvas que descrevem o comportamento da energia despendida no movimento.

Ressalta-se que o trabalho está inserido em um projeto maior cujo objetivo é o desenvolvimento de um controlador Fuzzy Takagi-Sugeno para aplicação da EEF visando o exercício de extensão do joelho (GAINO, 2009). A lógica deste controlador é definida com base em um quadro de tomada de decisões definidas através do monitoramento do ângulo da perna, coletado em tempo real, e no estímulo necessário para a contração muscular durante o movimento articular.

Frente à dificuldade de se quantificar a força muscular exigida quando o membro é submetido à determinada sobrecarga, a construção de modelos biomecânicos representativos das articulações humanas pode ser utilizada com alguma vantagem para estimar os efeitos das forças externas nas estruturas internas do corpo, utilizando de procedimentos indiretos, ou seja, métodos não invasivos para simular diversas situações motoras (FERRARIN; PEDOTI, 2000; LAW; SHIELDS, 2006). Os modelos citados tratam da mecânica dos músculos envolvidos e suas respostas fisiológicas mediante os estímulos nervosos ou elétricos que chegam aos músculos.

Neste trabalho, o movimento de extensão do joelho é analisado a partir de um modelo biomecânico, particularmente, da articulação do joelho que é uma das mais complexas em termos mecânicos e uma das mais simples em termos funcionais (KAPANDJI, 1990). Neste caso, optou-se por tratar do joelho com foco em sua parte funcional, ou seja, o movimento de extensão do joelho. Assim, através da análise cinemática do movimento e da utilização do princípio de trabalho virtual, é analisado o comportamento da energia despendida para a execução do movimento de extensão do joelho durante todo o movimento.

O software aqui desenvolvido será utilizado para estudar e calcular os parâmetros e o comportamento da energia durante o movimento de extensão do joelho visando o exercício de reabilitação de forma a oferecer subsídios para a aplicação da EEF em malha fechada. O conhecimento destes parâmetros e do comportamento da energia pode auxiliar na aplicação melhor controlada de estímulos elétricos em pacientes, de modo a se desenvolver um movimento mais natural, similar a um movimento com as características do movimento desenvolvido por uma pessoa que possuem suas funções motoras normais.

O software permite a simulação computacional do movimento de extensão do joelho e o cálculo do comportamento da energia despendida durante o movimento. Para isso, utiliza como dados de entrada parâmetros antropométricos do indivíduo e parâmetros cinemáticos de

aceleração, velocidade e deslocamento angulares para o cálculo do comportamento da energia. Para implementação do software foi escolhido o Python como linguagem de programação, principalmente por ser uma linguagem de código aberto (“open-source”) o que possibilita a livre veiculação do programa e deixa em aberto a possibilidade de modificações do mesmo por parte de pesquisadores interessados em utiliza-lo em estudos posteriores. O software é modular e apresenta uma interface gráfica com o usuário para a entrada e atualização de dados. Para a análise do movimento, a interface possibilita a visualização do movimento executado através de um simulador em três dimensões e apresenta na forma de gráficos os resultados dos cálculos de energia e os parâmetros cinemáticos do movimento.

Para a validação do modelo matemático e do software foi feita uma comparação entre os resultados obtidos no cálculo computacional com os resultados provenientes de testes experimentais de dinamometria e eletromiografia (EMG), paralelamente complementados pela cinemetria do movimento. No primeiro teste foi feita uma avaliação da força utilizada para suspensão da perna utilizando a dinamometria e no segundo foi feita uma avaliação da atividade neuromuscular através da EMG do músculo quadríceps. Com os resultados obtidos nos testes de dinamometria foi possível se fazer uma comparação quantitativa com os resultados obtidos com o modelo matemático. Nos testes de EMG foram obtidos os resultados, no entanto não se conseguiu estabelecer uma comparação quantitativa satisfatória com os resultados obtidos com o modelo, tendo em vista que são resultados preliminares nos estudos em torno desta metodologia de experimentação.

A cinemetria tem por objetivo coletar dados relativos ao deslocamento angular da perna em tempo real. Caracteriza-se assim o movimento de extensão do joelho, do ponto de vista dinâmico, possibilitando uma associação dos dados obtidos nos testes de dinamometria e EMG com o deslocamento angular e o tempo na execução do movimento. A posição angular da perna foi obtida com o auxílio de um eletrogoniômetro.

Na dinamometria, a intensidade da força que atua no movimento é quantificada com o auxílio do dinamômetro, dispositivo eletrônico que capta esforços de tração ou compressão emitindo um sinal de diferença de potencial elétrico. O dinamômetro é um instrumento utilizado para medir esforços musculares, mas possui uma grande série de outras aplicações (VERMEULEN et al., 2005). O dinamômetro utilizado capta o sinal de força, sendo esse transmitido para um sistema de aquisição de dados ligado a um computador para gravação dos dados. Isso possibilitou a aquisição de dados em tempo real, necessária na medição de força durante o movimento.

A EMG trata do estudo das funções musculares por meio da investigação do sinal elétrico devido ao potencial de ação que percorre a fibra muscular levando à contração (VENEZIANO, 2006). No caso, é utilizada a eletromiografia de superfície que é uma técnica não invasiva utilizada para se estimar a força muscular. No entanto, existe uma dificuldade de se determinar a força desenvolvida pelo músculo diretamente do sinal eletromiográfico conforme discutido em Buchanan et al., (2004). Os métodos utilizados buscam estabelecer uma relação força-sinal eletromiográfico, por exemplo o método utilizado por Buchanan, denominado *dinâmica de contração do músculo*, que parametriza os valores de força, ou torque, e os dados do Sinal Eletromiográfico (SE) de forma a torná-los comparáveis pois, apesar de representarem o esforço necessário para o movimento, possuem grandezas diferentes. O método consiste em parametrizar o SE de ativação do músculo em uma escala de 0 (zero) a 1 (um) e compará-la com a força desenvolvida medida experimentalmente, também parametrizada. Entretanto, a utilização da eletromiografia para estimativa da força produzida pelo músculo envolve o controle de vários parâmetros, o que gera dificuldades para se comparar o sinal eletromiográfico do músculo de uma pessoa com o de outra pessoa, pois a magnitude do sinal varia dependendo de vários fatores tais como o tipo do eletrodo utilizado, a colocação dos eletrodos relativamente ao músculo, à quantidade de tecido entre o eletrodo e o músculo, etc. (BUCHANAN et al., 2004).

A EMG tem sido usada para análises e estudos de diversos conjuntos musculares, como o quadríceps, fundamental na estabilização, proteção da articulação do joelho e locomoção. Com este intuito, tenta-se entender a sua relação EMG-Força, que ainda permanece controversa, pois é tratada como uma relação linear em alguns trabalhos e não linear em outros. Por exemplo, os trabalhos de Alkner et. al. (2000), e Pincivero e Coelho (2000) tratam esta relação de forma diferente, enquanto o primeiro afirma existir uma relação não linear, o segundo afirma existir uma relação linear.

Abordou-se assim a parte funcional da articulação do joelho tendo como foco o exercício de extensão do joelho. Foi escolhida a análise da cinemática do exercício como base para determinação da energia envolvida no mesmo. Tendo o controle de todos os parâmetros cinemáticos para cada instante do movimento, têm-se os meios para se conhecer o comportamento da energia envolvida no movimento para todos os instantes do mesmo (MERIAM, 1997; SANTOS, 2001).

1.1 PROPOSTA DO TRABALHO

Neste trabalho tratou-se da formulação teórica e validação de um modelo para simular o comportamento da energia no movimento de extensão do joelho. O trabalho foi desenvolvido em etapas bem definidas.

Na abordagem do exercício de extensão do joelho foi definida a metodologia teórica para o estudo do movimento e a experimental para comparações entre os resultados. Assim foi definida a utilização da análise dinâmica do movimento e o uso do princípio de trabalho virtual para o desenvolvimento do modelo matemático capaz de se calcular o comportamento da energia durante o movimento. Também foi definida a utilização da dinamometria e da EMG, associadas a cinemetria, como metodologia experimental.

Na abordagem teórica tratou-se do estudo de aspectos teóricos relativos a questões de anatomia, cinesiologia e fisiologia da perna, bem como as questões relativas à análise mecânica (cinética e cinemática de corpos rígidos) com a finalidade de se estabelecer as características que deveriam ser abordadas no modelo matemático.

Na etapa de desenvolvimento do modelo matemático tratou-se da formulação em si do modelo, estabelecendo-se as considerações pertinentes e parâmetros relevantes para se representar o movimento de extensão do joelho, considerando todos as características estudadas na etapa descrita anteriormente.

O desenvolvimento e implementação do software foi realizado levando em consideração os dados de entrada necessários para os cálculos do modelo matemático e a apresentação dos dados e da simulação do movimento em tempo real.

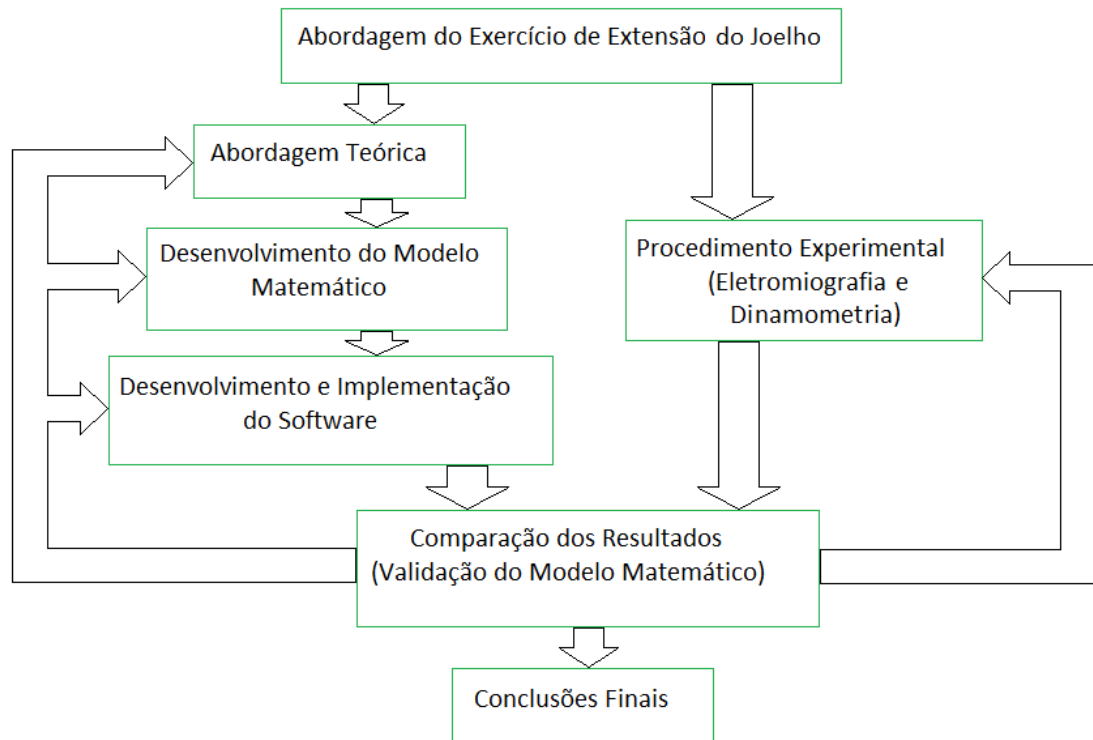
Paralelamente, foram discutidos e aplicados todos os preparativos e formulações necessários para a aplicação dos testes experimentais e tratamentos dos dados resultantes.

Posteriormente, os resultados teórico e experimental foram comparados com o objetivo de avaliar o modelo matemático e o software desenvolvidos e adequar a metodologia experimental quando necessário para a realização dos testes ou a metodologia teórica caso necessário.

Feita as comparações entre os resultados teóricos e experimentais, foram levantadas as conclusões resultantes do trabalho.

A Figura 1 mostra esquematicamente o fluxograma da proposta do trabalho, abordando os aspectos teóricos, desenvolvimento do software, parte experimental e validação da proposta.

Figura 1 - Fluxograma do desenvolvimento da pesquisa.



Fonte: Elaboração própria.

1.2 OBJETIVOS

Desenvolver e implementar um modelo matemático para simular o movimento de extensão do joelho e analisar o comportamento da energia despendida durante o movimento com base nos parâmetros antropométricos do indivíduo.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O estudo do corpo humano auxilia o homem em sua interação com o mundo, possibilitando o desenvolvimento de acessórios tais como luvas, capacetes, muletas, cada vez mais eficientes, assim como amplia o campo do conhecimento relativo a sua saúde. Isso possibilita o desenvolvimento de exercícios fisioterápicos e equipamentos utilizados, por exemplo, na medicina, fisioterapia e na engenharia de reabilitação (LIPPERT, 1996).

Na biomecânica, como na própria mecânica, os elementos físicos são tratados como sistemas estáticos ou dinâmicos, dependendo dos objetivos do estudo realizado. Neste trabalho, o objetivo principal é a análise do exercício de extensão do joelho que, em termos próprios da dinâmica, consiste no movimento relativo entre coxa, panturrilha e pé. Na análise de sistemas dinâmicos pode ser abordado tanto a cinética como a cinemática do movimento. Na cinética, estuda-se as causas do movimento que correspondem às relações entre forças não equilibradas e as mudanças no movimento que elas produzem. Na cinemática, muitas vezes denominada como “geometria do movimento” (MERIAM, 1997), avaliam-se parâmetros relativos ao tempo, espaço e massa do sistema em movimento. Neste caso, análise do exercício de extensão do joelho, a cinemática bem como a anatomia e fisiologia do joelho são fundamentais para entender e estudar o movimento do joelho.

Este capítulo apresenta, inicialmente, os conceitos básicos da mecânica envolvidos no estudo e posteriormente uma discussão a respeito da anatomia e da fisiologia do joelho e dos músculos envolvidos no movimento de extensão. Ressalta-se que parte desses conceitos poderia ser omitida, entretanto foi mantida no texto visando facilitar o entendimento do trabalho por leitores, tanto da área da mecânica quanto da área de ciências da saúde, tendo em vista o caráter multidisciplinar do trabalho.

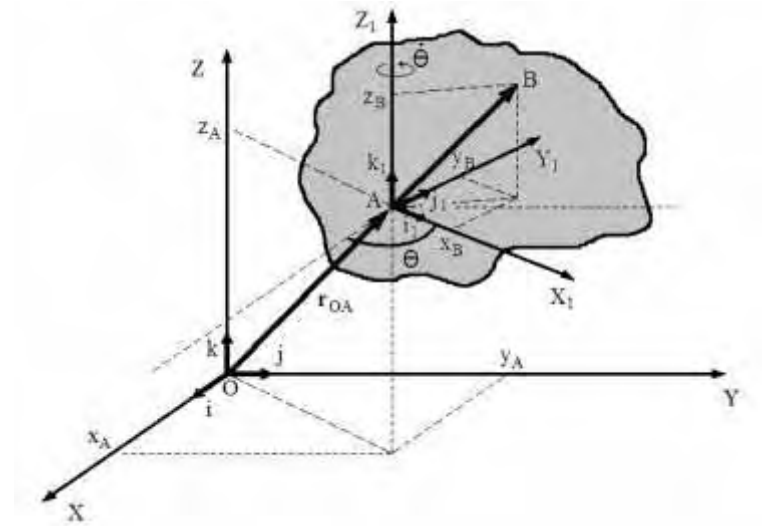
2.1 CINEMÁTICA DE CORPOS RÍGIDOS

Para problemas de análise unidimensional e bidimensional, como discutido em Meriam (1997), a notação vetorial não é tão relevante quanto para a análise tridimensional, na qual a notação vetorial é essencial. Para se descrever o movimento de corpos rígidos no espaço utilizando a notação vetorial, é necessária a definição de um sistema de referência adequado, onde serão representados os vetores de posição, velocidade, aceleração assim como os de

força. Para melhor representar os movimentos dos corpos rígidos, são utilizados sistemas de referência inerciais e sistemas de referências móveis.

Os sistemas de referência inerciais, denominados pela letra I , possuem uma origem fixa, denominada pela letra O . Os sistemas de referência móveis, normalmente denominados pela letra B seguida de um número que depende da quantidade de sistemas, por exemplo, $B1$, $B2$, $B3$, etc., possuem a sua origem fixa em um ponto do sistema analisado e está sujeito a movimentos de translação e/ou rotação, Figura 2 (SANTOS, 2001).

Figura 2 - Sistema de referências inercial I e sistema de referências móvel B : sistema móvel B fixo ao corpo, realizando os mesmos movimentos do corpo, (translação e rotação em torno do eixo Z) sendo ${}_I\omega = \{0 \ 0 \ \dot{\theta}\}^T$.



Fonte: Baseado em Santos (2001, p. 100).

Como ilustrado na Figura 2, o sistema de referência inercial I é composto pelos eixos X , Y , Z representados pelos cursores i , j , k e possui sua origem em O . O sistema móvel $B1$ é composto pelos eixos X_1 , Y_1 , Z_1 representados pelos cursores i_1 , j_1 , k_1 e possui origem fixa no ponto A do corpo em análise. Para estabelecer a formulação dos vetores de posição, velocidades e acelerações é preciso antes estabelecer a relação entre os cursores dos sistemas inercial e móvel de referência. Para isso, utiliza-se da matriz de transformação. Quando o sistema móvel de referência apenas translada, seus cursores são os mesmos que os cursores do sistema inercial. Dessa forma, a matriz de transformação assume a forma do vetor identidade de mesma ordem. Já no caso em que o sistema móvel realiza rotação, como no caso da Figura 2, a matriz de transformação é calculada em função das rotações dos eixos de referência. Assim, o eixo Z gira com velocidade angular ${}_I\omega$ e aceleração angular ${}_I\alpha$ (SANTOS, 2001).

Pode-se, então, escrever ${}_I\omega$ e ${}_I\alpha$ através das seguintes equações:

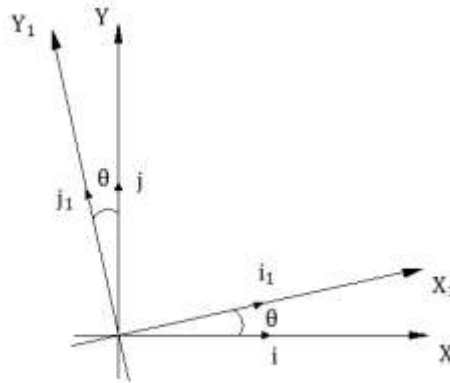
$${}_I\omega = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}(t) \end{Bmatrix}, \quad (1)$$

$${}_I\alpha = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}(t) \end{Bmatrix}. \quad (2)$$

Projetando os cursores da base móvel sobre os eixos da base inercial resulta nas seguintes expressões:

$$\begin{aligned} \mathbf{i}_1 &= \cos \theta \mathbf{i} + \sin \theta \mathbf{j} + 0\mathbf{k}, \\ \mathbf{j}_1 &= -\sin \theta \mathbf{i} + \cos \theta \mathbf{j} + 0\mathbf{k}, \\ \mathbf{k}_1 &= 0\mathbf{i} + 0\mathbf{j} + 1\mathbf{k}. \end{aligned} \quad (3)$$

Figura 3 - Projeção dos vetores unitários do sistema móvel sobre o sistema inercial.



Fonte: Baseado em Santos (2001, p.21).

Reescrevendo as equações na forma matricial, tem-se

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{i}_1 \\ \mathbf{j}_1 \\ \mathbf{k}_1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{i} \\ \mathbf{j} \\ \mathbf{k} \end{Bmatrix} = \mathbf{T} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{i} \\ \mathbf{j} \\ \mathbf{k} \end{Bmatrix}, \quad (4)$$

Representando vetores relativos à base inercial por ${}_I\mathbf{s}$ e os vetores relativos à base móvel por ${}_{B1}\mathbf{s}$, tem-se

$${}_{B1}\mathbf{s} = \mathbf{T} \cdot {}_I\mathbf{s}, \quad (5.a)$$

$${}_I\mathbf{s} = \mathbf{T}^T \cdot {}_{B1}\mathbf{s}. \quad (5.b)$$

Dessa forma, podem-se passar os vetores da base móvel para a base inercial e vice-versa utilizando as Equações 5.a e 5.b em que $\mathbf{T}^T$ representa a matriz transposta de $\mathbf{T}$. Adotando que o sistema móvel, solidário ao corpo, gira em torno do eixo Z com uma velocidade angular ω , como mostrado na Figura 2, isso significa que as velocidades de ambos são iguais. Desta forma as velocidades e acelerações, tanto lineares quanto angulares são obtidas diretamente do vetor de posição através de suas respectivas derivadas em relação ao tempo.

$${}_I \mathbf{v}_B = \frac{d}{dt}({}_I \mathbf{r}_{OB}) . \quad (6)$$

$${}_I \mathbf{a}_B = \frac{d^2}{dt^2}({}_I \mathbf{r}_{OB}) . \quad (7)$$

Usando os conceitos de sistema móvel de referência, pode-se escrevê-las como

$${}_I \bar{\mathbf{v}} = {}_I \mathbf{v}_O + {}_I \omega_1 \times {}_I \bar{\mathbf{r}} + {}_I \bar{\mathbf{v}}_{rel} , \quad (8)$$

$${}_I \bar{\mathbf{a}} = {}_I \mathbf{a}_O + {}_I \omega_1 \times {}_I \omega_1 \times {}_I \bar{\mathbf{r}} + {}_I \boldsymbol{\alpha} \times {}_I \bar{\mathbf{r}} + 2 \cdot {}_I \omega_1 \times {}_I \bar{\mathbf{v}}_{rel} + {}_I \bar{\mathbf{a}}_{rel} . \quad (9)$$

Na análise apresentada neste manuscrito existem ainda aspectos fundamentais relativos à geometria e massa dos corpos rígidos para se obter uma formulação consistente de modo a reproduzir o real comportamento do movimento em questão. O centro de massa e a inércia de massa são essenciais para se determinar a energia segundo os conceitos abordados neste trabalho.

2.2 CENTRO DE MASSA E INÉRCIA DE MASSA

Todo corpo rígido presente no espaço possui massa. A massa de todo corpo rígido pode ser representada como sendo concentrada em um ponto de simetria da geometria do mesmo. Desta forma, considerando a força $F_R = \sum_{i=1}^N F_i$ resultante da somatória de todas as forças F_i atuantes em um corpo, os efeitos causados pela força F_R atuando no centro de massa de um corpo são os mesmos gerados pelas forças F_i atuantes no corpo (MERIAM, 1997). A utilização deste conceito facilita os cálculos dos parâmetros cinéticos e cinemáticos do movimento de corpos e de sistemas de corpos interligados. O mesmo procedimento que se aplica para o cálculo do centro de massa para um corpo pode ser aplicado para o cálculo do

centro de massa de um sistema de corpos interligados. Sendo assim, estabelecendo um sistema de coordenadas conveniente, pode-se calcular o centro de massa de um sistema de N corpos seguindo este conceito como exposto nas equações Eq. (10.a), Eq. (10.b) e Eq. (10.c).

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N m_i \bar{x}_i}{\sum_{i=1}^N m_i} , \quad (10.a)$$

$$\bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^N m_i \bar{y}_i}{\sum_{i=1}^N m_i} , \quad (10.b)$$

$$\bar{z} = \frac{\sum_{i=1}^N m_i \bar{z}_i}{\sum_{i=1}^N m_i} . \quad (10.c)$$

Onde, $\bar{x}$, $\bar{y}$ e $\bar{z}$ representam as coordenadas do centro de massa e $\bar{x}_i$, $\bar{y}_i$, $\bar{z}_i$ e m_i representam, respectivamente, as três coordenadas dos centros de massa e a massa de cada corpo que compõem o sistema de corpos interligados.

A inércia de massa representa a tendência da massa de permanecer no estado de movimento em que se encontra. Para representar a inércia de massa de um corpo através da formulação matemática, são escolhidos os eixos capazes de defini-lo no espaço tridimensional para, em seguida, equacionar os momentos de inércia do corpo em relação aos mesmos eixos. Estes momentos de inércia são representados pelas quantidades I_{xx} , I_{yy} e I_{zz} e os produtos de inércia são representados por I_{xy} , I_{xz} e I_{yz} . Os momentos de inércia e os produtos de inércia são calculados pelas expressões apresentadas a seguir:

$$I_{xx} = \int (y^2 + z^2) dm , \quad (11.a)$$

$$I_{yy} = \int (x^2 + z^2) dm , \quad (11.b)$$

$$I_{zz} = \int (x^2 + y^2) dm , \quad (11.c)$$

$$I_{xy} = \int xy dm , \quad (11.d)$$

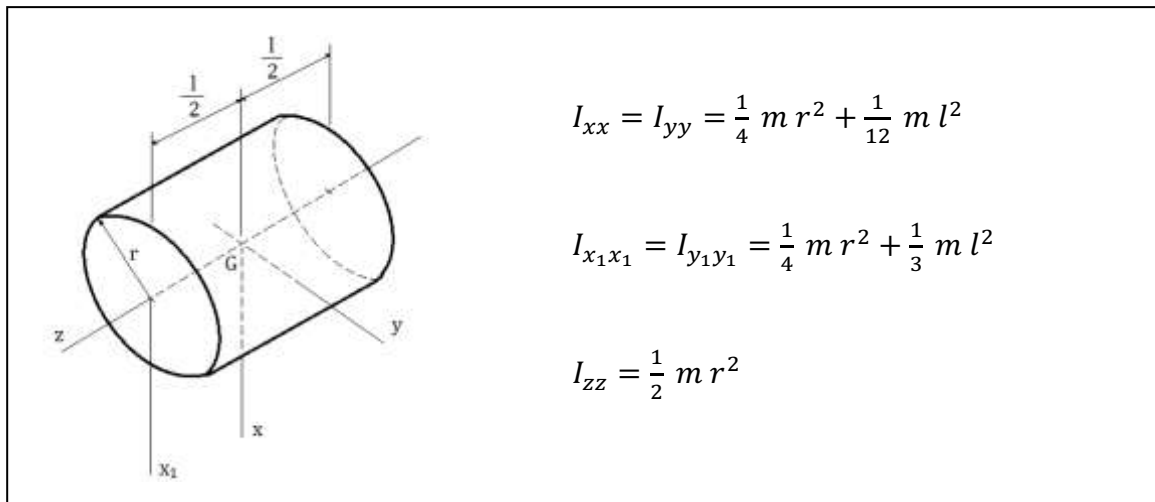
$$I_{xz} = \int xz dm , \quad (11.e)$$

$$I_{yz} = \int yz dm . \quad (11.f)$$

Para o caso dos corpos utilizados para a representação geométrica da perna, cilindro circular e o paralelepípedo retangular, as equações para a inércia de massa são obtidas a partir

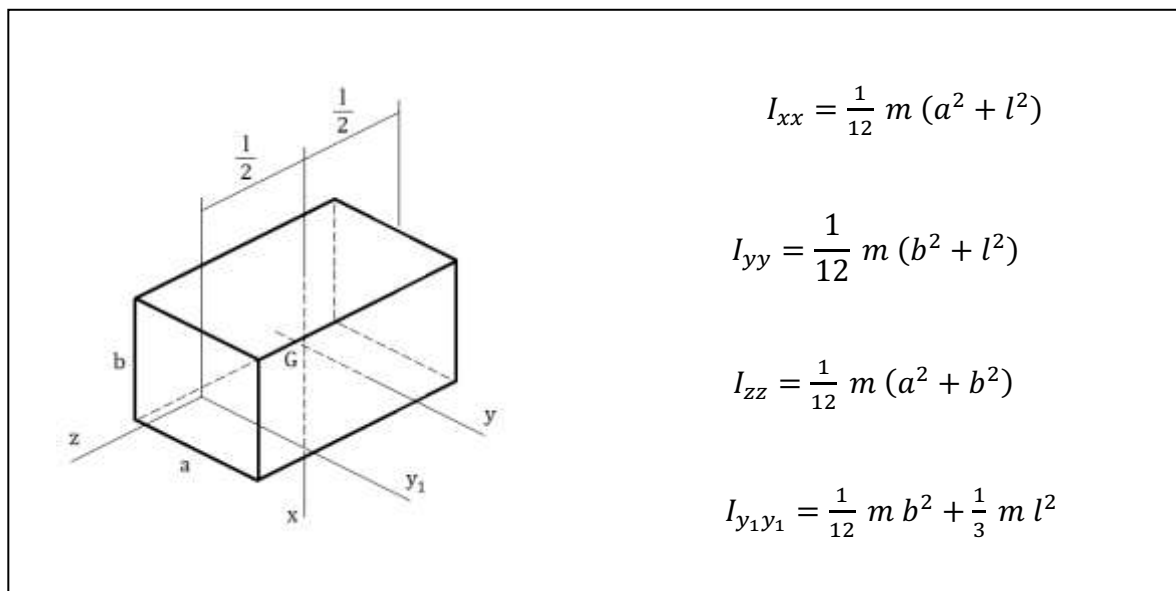
da aplicação das equações anteriores. As Figuras 4 e 5 mostram o cilindro circular e o paralelepípedo e as respectivas equações.

Figura 4 - Momentos de inércia do cilindro circular.



Fonte: Baseado em Meriam (1997, p.499).

Figura 5 - Momentos de inércia do paralelepípedo retangular.



Fonte: Baseado em Meriam (1997, p.499).

Calculados os momentos e produtos de inércia de massa para um sólido geométrico em seu centro de massa, os mesmos podem ser calculados em relação a outros eixos de referência através do teorema dos eixos paralelos.

Como exemplo, se calculados os momentos e produtos de inércia de um sólido para o seu centro de massa, obtendo $\bar{I}_{xx}$, $\bar{I}_{yy}$, $\bar{I}_{zz}$, $\bar{I}_{xy}$, $\bar{I}_{xz}$ e $\bar{I}_{yz}$, calcula-se os mesmos em relação ao eixo de referência inercial através das equações a seguir.

$$I_{xx} = \bar{I}_{xx} + m.d_x^2, \quad (12.a)$$

$$I_{yy} = \bar{I}_{yy} + m.d_y^2, \quad (12.b)$$

$$I_{zz} = \bar{I}_{zz} + m.d_z^2, \quad (12.c)$$

$$I_{xy} = \bar{I}_{xy} + m.d_x.d_y, \quad (12.d)$$

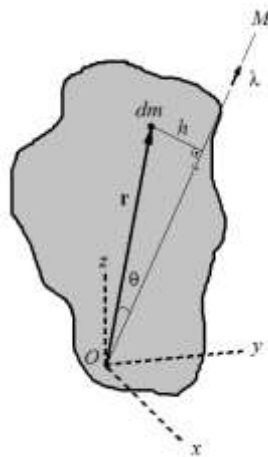
$$I_{xz} = \bar{I}_{xz} + m.d_x.d_z, \quad (12.e)$$

$$I_{yz} = \bar{I}_{yz} + m.d_y.d_z, \quad (12.f)$$

onde d_x , d_y e d_z correspondem às distâncias entre os eixos coordenados que passam no centro de massa do sólido e os eixos coordenados do referencial inercial, X, Y e Z, respectivamente.

Dessa maneira, pode-se determinar o momento de inércia de um corpo ou sistema de corpos rígidos em torno de qualquer eixo especificado passando pela origem das coordenadas (MERIAM, 1997). Para o corpo rígido da Figura 6, supondo que se quer determinar o momento de inércia em torno do eixo OM , de cossenos diretores l , m e n , defini-se um vetor unitário λ ao longo de OM que pode ser descrito como $\lambda = li + mj + nk$.

Figura 6 - Corpo rígido de elemento infinitesimal de massa dm .



Fonte: Baseado em Meriam (1997, p. 475).

O momento de inércia em torno de OM é

$$I_M = \int h^2 dm = \int (\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}) \cdot (\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}) dm, \quad (13)$$

onde $|\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}| = \sin \theta = h$. O produto vetorial é

$$(\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}) = (yn - zm)\mathbf{i} + (zl - xn)\mathbf{j} + (xm - yl)\mathbf{k}. \quad (14)$$

Agrupando os termos da expansão do produto escalar tem-se

$$(\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}) \cdot (\mathbf{r} \times \boldsymbol{\lambda}) = h^2 = (y^2 - z^2)l^2 + (x^2 - z^2)m^2 + (x^2 - y^2)n^2 - 2xylm - 2xzln - 2yzmn. \quad (15)$$

Substituindo as equações dos momentos e produtos de inércia, referenciadas pela equação 11, na Equação 15, tem-se

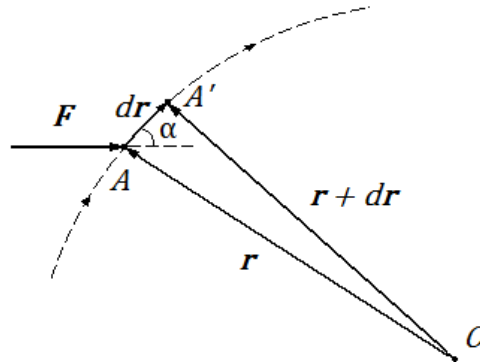
$$I_M = I_{xx}l^2 + I_{yy}m^2 + I_{zz}n^2 - 2I_{xy}lm - 2I_{xz}ln - 2I_{yz}mn. \quad (16)$$

Dessa forma, como descrito por Meriam (1997) a Equação 16 fornece o momento de inércia de um corpo para um eixo OM em termos dos cossenos diretores dos eixos e os momentos e produtos de inércia em torno das direções coordenadas. Esta definição é necessária para o cálculo do comportamento da energia durante o movimento de extensão do joelho devido à necessidade de se calcular o momento de inércia em torno do eixo de rotação do sistema de corpos constituído pela perna e pelo pé.

2.3 TRABALHO E ENERGIA

Com a análise cinemática do exercício de extensão do joelho e a obtenção do centro de massa e inércia de massa da mesma, é possível calcular o trabalho realizado no movimento.

Como exposto por Meriam (1997), pode se compreender o significado quantitativo do trabalho através do estudo da cinética dos corpos, inicialmente pelo estudo da cinética de partículas como expresso a seguir. Seja uma força $\mathbf{F}$ atuando sobre uma partícula no ponto A que se move segundo a trajetória circular como ilustrado na Figura 7. O vetor posição $\mathbf{r}$, medido a partir da origem O, localiza a partícula que se move do ponto A para um ponto A' situado a uma distância infinitesimal representada pelo deslocamento diferencial $d\mathbf{r}$ do ponto A.

Figura 7 - Força $\mathbf{F}$ atuando em uma partícula no ponto A.

Fonte: Baseado em Meriam (1997, p. 113).

O trabalho realizado pela força $\mathbf{F}$ durante o deslocamento $d\mathbf{r}$ é definido por

$$dU = \mathbf{F} \cdot d\mathbf{r} . \quad (17)$$

Dessa forma, nota-se que o trabalho realizado pela força corresponde à multiplicação da força pela componente módulo do deslocamento infinitesimal $d\mathbf{r}$ na direção da mesma. Isso devido ao produto escalar dos vetores $\mathbf{F}$ e $d\mathbf{r}$. Ou ainda, o trabalho corresponde à multiplicação da componente da força tangencial ao deslocamento $F_t = \mathbf{F} \cos \alpha$ pelo módulo do deslocamento. Com esta definição de trabalho, deve-se notar que a componente da força normal ao deslocamento $F_n = \mathbf{F} \sin \alpha$ não realiza trabalho. Portanto, dU pode ser descrito como

$$dU = F_t \cdot d\mathbf{r} . \quad (18)$$

O trabalho realizado durante um deslocamento finito pode ser calculado através da integral da Equação 17:

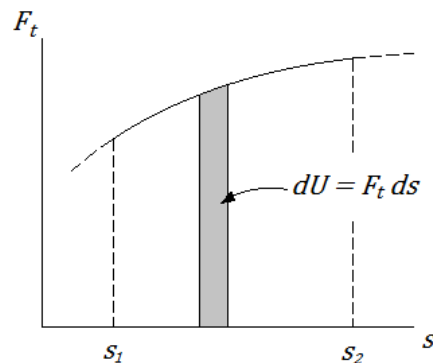
$$U = \int \mathbf{F} \cdot d\mathbf{r} = \int (F_x dx + F_y dy + F_z dz) , \quad (19)$$

$$U = \int F_t \cdot d\mathbf{r} . \quad (20)$$

Assim, generalizando para uma trajetória qualquer com um deslocamento infinitesimal $d\mathbf{s}$, para se efetuar esta integração deve se conhecer as relações entre as componentes da força $\mathbf{F}$, representadas por F_x , F_y e F_z , e suas respectivas coordenadas ou conhecer a relação entre a

força F_t e o vetor posição s . Se esta relação funcional não é conhecida como uma expressão matemática capaz de ser integrada, mas pode ser obtida através de dados aproximados ou experimentais, então o trabalho pode ser obtido através da integração do gráfico resultante da força F_t pelo deslocamento s como ilustrado na Figura 8.

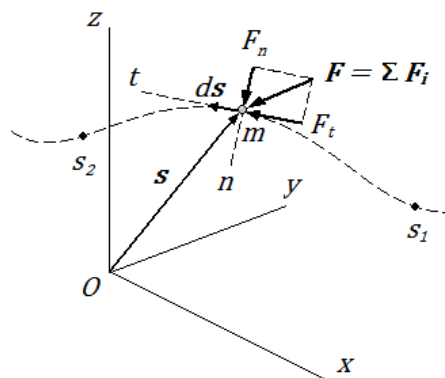
Figura 8 - Gráfico de força tangencial F_t pelo deslocamentos.



Fonte: Baseado em Meriam (1997, p.114).

Considerando o movimento de uma partícula de massa m do ponto s_1 para o ponto s_2 , ao longo de uma trajetória sob uma força $\mathbf{F}$, o deslocamento infinitesimal $d\mathbf{s}$ representa a variação do vetor posição $\mathbf{s}$ durante o tempo dt (Figura 9). A força $\mathbf{F}$ representa a força resultante da somatória de todas as forças externas F_i atuantes na partícula, em que $i=1,2,\dots,N$. As forças F_t e F_n representam, respectivamente, as componentes tangencial e normal da força $\mathbf{F}$ em relação a trajetória da partícula.

Figura 9 - Movimento de translação de uma partícula m do ponto s_1 para o ponto s_2 em relação aos eixos coordenados X , Y e Z .



Fonte: Baseado em Meriam (1997, p. 115).

Para o movimento, exemplificado na Figura 9, o trabalho realizado pela força $\mathbf{F}$ resultante durante um movimento finito da partícula do ponto s_1 para o ponto s_2 é dado pela Equação 21.

$$U_{1-2} = \int_{s_1}^{s_2} \mathbf{F} \cdot d\mathbf{s} = \int_{s_1}^{s_2} F_t ds. \quad (21)$$

Substituindo $\mathbf{F} = m\mathbf{a}$ (segunda lei de Newton) tem-se

$$U_{1-2} = \int_{s_1}^{s_2} \mathbf{F} \cdot d\mathbf{s} = \int_{s_1}^{s_2} m \mathbf{a} \cdot d\mathbf{s}. \quad (22)$$

Como $\mathbf{a} \cdot d\mathbf{s} = a_t ds$ onde a_t é a componente tangencial da aceleração de m , das definições de velocidade e aceleração, tem-se

$$\mathbf{v} = \frac{ds}{dt} \quad \rightarrow \quad dt = \frac{ds}{v}, \quad (23)$$

$$\mathbf{a} = \frac{dv}{dt} \quad \rightarrow \quad dt = \frac{dv}{a}, \quad (24)$$

$$\frac{ds}{v} = \frac{dv}{a} \quad \rightarrow \quad v dv = a ds. \quad (25)$$

Substituindo-se $v dv = a ds$ na Equação 22, tem-se

$$U_{1-2} = \int_{s_1}^{s_2} \mathbf{F} \cdot d\mathbf{s} = \int_{s_1}^{s_2} m v \cdot dv = \frac{1}{2} m (v_2^2 - v_1^2). \quad (26)$$

Dessa forma calcula-se o trabalho pela integral entre os pontos 1 e 2 ao longo da curva com velocidades de módulo v_1 e v_2 . Assim, a energia cinética para se mover uma partícula ou corpo rígido do repouso ($v_1 = 0$) até uma velocidade v é calculada através da seguinte equação:

$$\boxed{T_t = \frac{1}{2} m v^2}. \quad (27)$$

Na qual T_t representa a energia cinética de translação. Esta equação pode ser utilizada tanto para partículas quanto para corpos rígidos, utilizando o conceito de centro de massa. Os corpos rígidos são representados como um sistema de partículas de massa m_i que não possuem velocidade relativa entre si. A somatória das massas de todas as partículas resulta na massa total do corpo como expresso na seguinte equação:

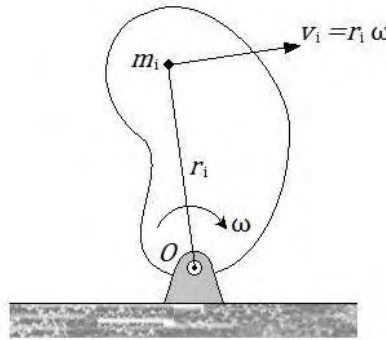
$$m = \sum m_i . \quad (28)$$

Dessa forma, a velocidade do corpo pode ser representada como um vetor velocidade posicionado no seu centro de massa tangente a sua trajetória.

A energia cinética de translação para um corpo rígido ou partícula obtida através do conceito de trabalho é válida tanto para translações retilíneas quanto para translações curvilíneas.

Para o movimento de rotação pura, a formulação da energia cinética se modifica e é dada em função da velocidade angular do corpo que gira em torno de um eixo fixo O com velocidade angular ω (Figura 10).

Figura 10 - Rotação em torno de um eixo fixo.



Fonte: Baseado em Meriam (1997).

A energia cinética para uma partícula de massa m_i é dado pela Equação 29.

$$T_i = \frac{1}{2} m_i (r_i \omega)^2 . \quad (29)$$

Dessa forma, para o corpo inteiro com velocidade angular ω constante, tem-se

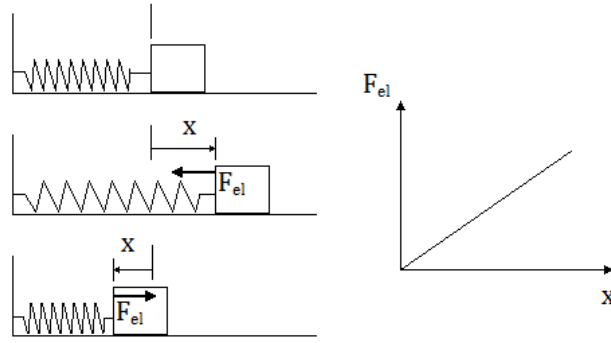
$$T_i = \frac{1}{2} \omega^2 \sum m_i r_i^2 . \quad (30)$$

Tomando o momento de inércia para um corpo em relação ao eixo fixo O , $I_O = \sum m_i r_i^2$, então a energia cinética de rotação T_r é dada pela Equação (31).

$$\boxed{T_r = \frac{1}{2} I_O \omega^2} . \quad (31)$$

O trabalho associado à força exercida pela mola é calculado em função da constante elástica do material. Para isso considere uma mola de constante k de comportamento linear onde sua força F_{el} é proporcional ao deslocamento x , logo $F_{el} = kx$.

Figura 11 - Comportamento da força elástica mediante a tração e compressão.



Fonte: Baseado em Meriam (1997).

Como ilustrado na Figura 11, a força F_{el} atua no corpo tracionando a mola de uma distância x ou comprimindo a mola de uma distancia x . A força elástica surge sempre em oposição a força que lhe causa. Dessa forma, tanto no alongamento quanto na compressão da mola, o trabalho realizado sobre o corpo pela força elástica será sempre negativo e é dado por:

$$U_{1-2} = \int_{x_1}^{x_2} F_{el} \cdot ds = - \int_{x_1}^{x_2} kx \, dx = -\frac{1}{2}k(x_2^2 - x_1^2). \quad (32)$$

Considerando o trabalho da força elástica a partir da posição em que a mola não está comprimida ou alongada, tem-se a formulação para a energia potencial elástica dada por:

$$V_e = \int_0^x kx \, dx = \frac{1}{2}kx^2. \quad (33)$$

Na qual V_e representa a energia potencial elástica. Já a energia potencial gravitacional V_g é definida como o trabalho realizado contra o campo gravitacional da Terra para elevar uma partícula de uma distância h acima de algum plano de referencia arbitrário, onde V_g é tomado como sendo zero. Dessa forma, a energia potencial gravitacional é calculada como:

$$V_g = mgh. \quad (34)$$

Na qual g é a aceleração da gravidade.

A definição das energias cinéticas e potenciais a partir do trabalho evidencia a relação entre o trabalho realizado pelas forças e as energias envolvidas no movimento dos corpos rígidos. Esta relação é utilizada para obter a energia despendida no movimento de extensão do joelho. O comportamento desta energia é calculado utilizando o princípio de trabalho virtual.

2.4 TRABALHO VIRTUAL

O princípio de trabalho virtual (MEIROVITCH, 1998) vem do conceito de equilíbrio estático de sistemas mecânicos. Ele é o primeiro princípio variacional da mecânica e pode ser empregado para facilitar a transição da mecânica Newtoniana para a mecânica Lagrangiana.

Primeiramente, para compreensão do princípio do trabalho virtual, é necessário que se defina deslocamento virtual. Um deslocamento infinitesimal imaginário aplicado a um corpo de modo que se obedeça à cinemática do sistema em questão é denominado *deslocamento virtual*. Dessa forma, um deslocamento virtual, apesar de imaginário, obedece às restrições cinemáticas aplicadas ao sistema como engastes, apoios, etc. A representação do deslocamento virtual é dado pelo termo $\delta \mathbf{r}$ que utiliza a letra grega delta (δ) ao invés da letra d , utilizada para deslocamentos infinitesimais reais.

Para entender melhor o princípio do trabalho virtual, considere um sistema de N partículas, cada uma impulsionada por um conjunto de forças de resultantes $\mathbf{R}_i = (i = 1, 2, \dots, N)$. Para o sistema em equilíbrio, a resultante das forças atuantes em cada partícula é nula, $\mathbf{R}_i = \mathbf{0}$. O mesmo pode ser dito sobre o produto $\mathbf{R}_i \cdot \delta \mathbf{r}_i$ que representa o trabalho virtual realizado pela i -ésima partícula correspondente ao deslocamento virtual $\delta \mathbf{r}_i$. Desta forma, o trabalho virtual de todo o sistema se anula

$$\delta U = \sum_{i=1}^N \mathbf{R}_i \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0 \quad (35)$$

Para um sistema com restrições cinemáticas do movimento, pode-se distinguir entre forças aplicadas $\mathbf{F}_i$ e forças de restrição $\mathbf{F}'_i$, então

$$\mathbf{R}_i = \mathbf{F}_i + \mathbf{F}'_i, \quad i = 1, 2, \dots, N. \quad (36)$$

Introduzindo a Equação 36 na Equação 35, obtém-se

$$\overline{\delta U} = \sum_{i=1}^N \mathbf{F}_i \cdot \delta \mathbf{r}_i + \sum_{i=1}^N \mathbf{F}'_i \cdot \delta \mathbf{r}_i. \quad (37)$$

No entanto, o trabalho virtual para as forças de reação nas restrições é nulo

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{F}'_i \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0. \quad (38)$$

Este tipo de sistema é denominado *reversível*. Assumindo tal deslocamento virtual, tem-se que

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{F}_i \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0 \quad (39)$$

ou o trabalho exercido pelas forças externas aplicadas para um deslocamento virtual reversível compatível com as restrições do sistema é nulo. Este é o enunciado do princípio de trabalho virtual.

O princípio de trabalho virtual é concebido do equilíbrio estático de sistemas e por si só não é apropriado para aplicações em sistemas dinâmicos. Porém, a aplicação do princípio de trabalho virtual pode ser estendida para sistemas dinâmicos, através do princípio de D'Alembert.

A segunda lei de Newton para uma partícula de massa m_i pode ser escrita como

$$\mathbf{R}_i = m_i \ddot{\mathbf{r}}_i. \quad (40)$$

Inserindo a Equação 36 na Equação 40 tem-se

$$\mathbf{F}_i + \mathbf{F}'_i = m_i \ddot{\mathbf{r}}_i. \quad (41)$$

Como $\mathbf{p}_i = m_i \dot{\mathbf{r}}_i$, Equação 41 torna-se

$$\mathbf{F}_i + \mathbf{F}'_i = \dot{\mathbf{p}}_i. \quad (42)$$

A Equação 42 pode ser escrita como

$$\mathbf{F}_i + \mathbf{F}'_i - \dot{\mathbf{p}}_i = \mathbf{0}. \quad (43)$$

A Equação 43 é denominada *de princípio de D'Alembert*. Tomando a quantidade de movimento negativa, $-\dot{\mathbf{p}}_i$, como uma força de inércia, a Equação 43 pode ser entendida como a equação do equilíbrio dinâmico da partícula em questão. O princípio de D'Alembert possibilita que se tratem sistemas dinâmicos como se fossem sistemas estáticos. Agora,

estendendo o princípio de trabalho virtual para problemas dinâmicos, pode-se escrever uma expressão equivalente à Equação 37 para a i -ésima partícula

$$(\mathbf{F}_i + \mathbf{F}'_i - \dot{\mathbf{p}}_i) \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0, \quad (44)$$

Assumindo as mesmas condições da Equação 38 em que considera-se o deslocamento virtual reversível, tem-se

$$\sum_{i=1}^N (\mathbf{F}_i - \dot{\mathbf{p}}_i) \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0. \quad (45)$$

Uma aplicação especial do princípio de D'Alembert pode ser derivada do princípio da conservação de energia.

Considerando um sistema cujo deslocamento virtual $\delta \mathbf{r}_i$ pode ser escolhido como o deslocamento infinitesimal real $d\mathbf{r}_i$, mas escrevendo-o como $d\mathbf{r}_i = \dot{\mathbf{r}}_i dt$, pode-se escrever a Equação 45 como:

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{F}_i \cdot d\mathbf{r}_i - \sum_{i=1}^N \frac{d}{dt} (m_i \dot{\mathbf{r}}_i) \cdot \dot{\mathbf{r}}_i dt = 0. \quad (46)$$

Para sistemas escleronômicos, ou seja, sistemas cujas equações de restrição não possuem o tempo como uma variável explícita, a primeira somatória da Equação 46 é simplesmente $-dV$, onde V é a energia potencial do sistema. Da segunda somatória, tem-se

$$\sum_{i=1}^N \frac{d}{dt} (m_i \dot{\mathbf{r}}_i) \cdot \dot{\mathbf{r}}_i dt = \frac{d}{dt} \left(\sum_{i=1}^N \frac{1}{2} m_i \dot{\mathbf{r}}_i \cdot \dot{\mathbf{r}}_i \right) dt = dT, \quad (47)$$

onde T é a energia cinética do sistema. Reescrevendo a Equação 46 em termos de dV e dT , tem-se

$$d(T + V) = 0. \quad (48)$$

Da Equação 48 segue que

$$T + V = E = cte, \quad (49)$$

ou a energia total E do sistema é conservada, sendo E uma constante.

Esta definição é bastante adequada para tratar sistemas dinâmicos, ela pode ser utilizada para determinar as velocidades de um sistema de partículas ou corpo rígido a partir das forças

ativas aplicadas (MERIAM, 1997). Para um sistema dinâmico composto por N corpos rígidos e M estruturas suscetíveis a deformação elástica, considera-se a energia E da Equação 49 como a energia referente ao trabalho realizado por todas as forças atuantes no sistema dinâmico. Aplicando este conceito para um instante infinitesimal do movimento, tem-se

$$dU' = dT + dV, \quad (50)$$

$$dU' = d\left(\sum_{i=1}^N \frac{1}{2} m_i v_i^2 + \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} I_i \omega_i\right) + d\left(\sum_{i=1}^N m_i g h_i + \sum_{j=1}^M \frac{1}{2} k_j x_j^2\right). \quad (51)$$

O termo dU' representa o trabalho realizado por todas as forças atuantes no sistema durante o instante infinitesimal do movimento. A variável I_i corresponde ao momento de inércia de massa do sistema em relação a um eixo predeterminado, a variável g corresponde à aceleração da gravidade.

Tendo em vista os objetivos deste trabalho, torna-se conveniente que se escreva as equações de energia em termos de suas acelerações e deslocamentos. Dessa forma, uma vez definido o comportamento dos parâmetros cinemáticos do sistema em questão, obtêm-se a variação da energia dU' que representa o trabalho das forças que atuam no sistema. Assim

$$dT = d\left(\sum_{i=1}^N \frac{1}{2} m_i v_i^2 + \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} I_i \omega_i\right) = \sum_{i=1}^N m_i \mathbf{a}_i \cdot d\mathbf{s}_i + \sum_{i=1}^N I_i \alpha_i d\theta_i, \quad (52)$$

$$dV = d\left(\sum_{i=1}^N m_i g h_i + \sum_{j=1}^M \frac{1}{2} k_j x_j^2\right) = \sum_{i=1}^N m_i g dh_i + \sum_{j=1}^M k_j x_j dx_j. \quad (53)$$

Substituindo as Equações 52 e 53 na Equação 50, tem-se

$$dU' = \sum_{i=1}^N m_i \mathbf{a}_i \cdot d\mathbf{s}_i + \sum_{i=1}^N I_i \alpha_i d\theta_i + \sum_{i=1}^N m_i g dh_i + \sum_{j=1}^M k_j x_j dx_j. \quad (54)$$

Então, para cada deslocamento infinitesimal, calcula-se a variação da energia

$$\delta U' = \sum_{i=1}^N m_i \mathbf{a}_i \cdot \delta \mathbf{s}_i + \sum_{i=1}^N I_i \alpha_i \delta \theta_i + \sum_{i=1}^N m_i g \delta h_i + \sum_{j=1}^M k_j x_j \delta x_j. \quad (55)$$

Com o acréscimo de um deslocamento infinitesimal a um dado instante do movimento, pode-se utilizar desta formulação, adotando a aceleração daquele instante como constante configurando o sistema com as características do regime permanente.

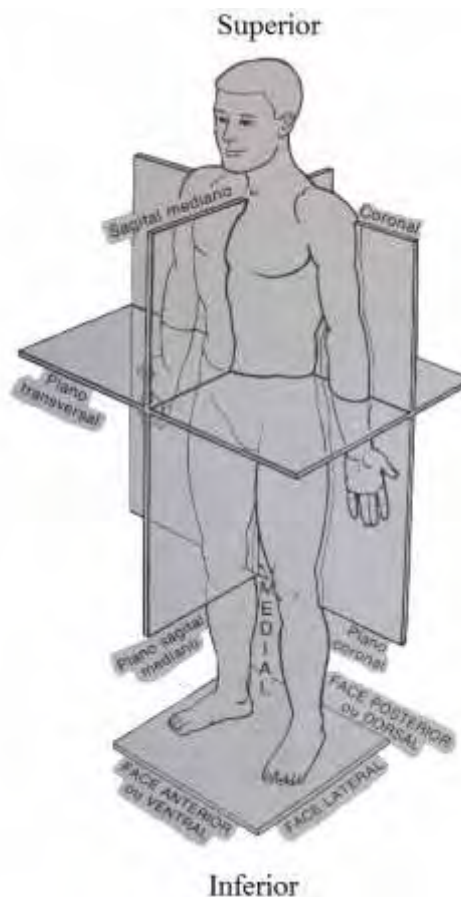
Através do cálculo computacional, pode-se obter dessa forma a variação da energia para cada acréscimo infinitesimal de tempo δt , relativo ao deslocamento virtual, tornando possível

se obter o comportamento da energia do movimento durante a sua execução. Este princípio, empregado em conjunto com a análise cinemática do movimento possibilitará a obtenção do comportamento da energia envolvida no exercício de extensão do joelho.

2.5 ANATOMIA DO JOELHO E DO MÚSCULO QUADRÍCEPS

O joelho possui o movimento de extensão, flexão e alguma rotação. Os movimentos são definidos em função da posição anatômica do corpo apresentada na Figura 12. Como descrito por Jacob et al. (1990, p. 6), “o corpo na posição anatômica está ereto, olhando para a frente com os braços lateralmente dispostos e as palmas voltadas para a frente [...]”.

Figura 12 - Posição anatômica do corpo (vista anterior, as palmas para frente) com os sistemas de referência.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 7).

As direções, conforme define Jacob et al. (1990), abordadas neste trabalho são: *superior*, que refere-se a parte acima (por exemplo, o ombros é superior a pelves); *inferior*, que refere-se a parte abaixo (por exemplo, o calcanhar é inferior ao joelho); *anterior*, que refere-se ao que é situado a frente, ventral (o umbigo está na parede anterior do abdome); *posterior*, que

refere-se ao que é situado atrás, dorsal (a coluna vertebral é posterior ao tubo digestivo); *medial*, que refere-se ao que está mais perto da linha mediana do corpo (a fíbula está na porção mediana da perna); *lateral*, que refere-se ao que está ao lado do corpo, afastando-se da linha mediana (a tíbia é lateral a fíbula).

A anatomia do corpo é discutida também através de seus planos de referência, ilustrados na Figura 12. Como define Jacob et al. (1990), os planos são: plano *sagital mediano*; plano *horizontal (transversal)*; plano *frontal (coronal)*.

Os movimentos articulares são definidos com base na posição da articulação, dos ossos e do sentido em que o movimento é realizado. Dentre os movimentos articulares, como definido por Jacob et al. (1990), neste trabalho serão abordados os movimentos de: *flexão* que tem a característica de um dobramento da articulação, uma diminuição do ângulo entre dois ossos; *extensão* que tem a característica de um desdobramento da articulação, um aumento no ângulo entre dois ossos; *abdução* que trata-se do movimento do osso de afastamento ou para fora da linha meridiana; *adução* que trata-se do movimento do osso em direção a linha meridiana; *rotação* que trata-se do movimento do osso em torno de um eixo central; *dorsiflexão* que trata-se do movimento de flexão da articulação do tornozelo como quando levanta-se os dedos do solo; *flexão plantar* que trata-se da flexão da articulação do tornozelo como quando se dobra os dedos na direção da planta dos pés.

A definição dos planos de referência do corpo humano segundo os estudos de anatomia humana e dos movimentos articulares que serão abordados neste trabalho é necessária para melhor se entender os termos que são utilizados nos capítulos posteriores.

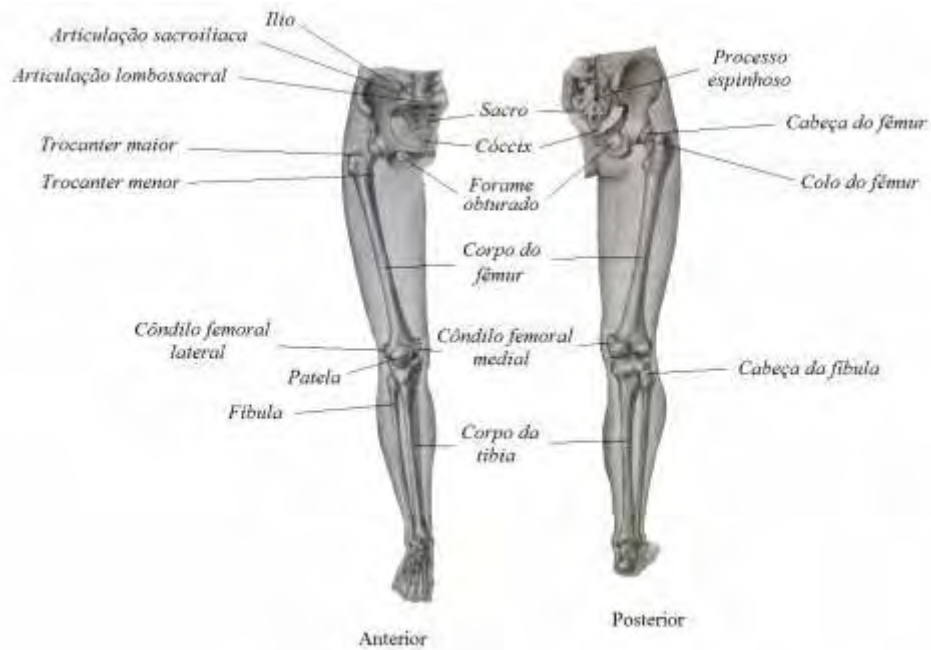
É importante que se compreenda a estrutura do sistema biomecânico que se analisa. Por isso, aqui são abordado alguns elementos da anatomia dos sistemas biomecânicos em questão: os membros inferiores.

O *fêmur*, o osso mais longo e consistente do corpo é o osso da coxa. A *tíbia* (“osso da canela”) e a *fíbula* (“osso da panturrilha”) formam a parte inferior da perna. A junção do fêmur com a tíbia e a fíbula, juntamente com a *patela*, forma a articulação do joelho (Figura 13) (JACOB et al., 1990).

O joelho é uma *articulação sinovial*, pois ao invés de uma ligação direta entre as extremidades dos ossos há uma cavidade cheia de líquido sinovial contido numa cápsula em forma de bainha conforme ilustrado na Figura 14. Também denominado diartrose devido à sua livre movimentação. O joelho é classificado como uma articulação uniaxial, pois possui movimento ativo apenas em torno de um eixo (LIPPERT, 1996).

Impedindo o contato direto entre o fêmur e a tíbia existem duas *cartilagens semilunares* (*meniscos*): a *medial* e a *lateral*. Elas aprofundam o suporte dos côndilos pela tíbia e tornam o contato entre os ossos mais macio. Com um efeito similar, existe uma *bolsa subtendinosa* sob a patela e o tendão patelar diminuindo o atrito entre estes e o fêmur (JACOB et al., 1990).

Figura 13 - Vista anterior e posterior dos ossos da perna direita e do pé.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 118).

Figura 14 - Anatomia do joelho: a). vista lateral da articulariação do joelho direito; b). vista frontal da articulariação do joelho com ruptura da cartilagem semilunar.

a).

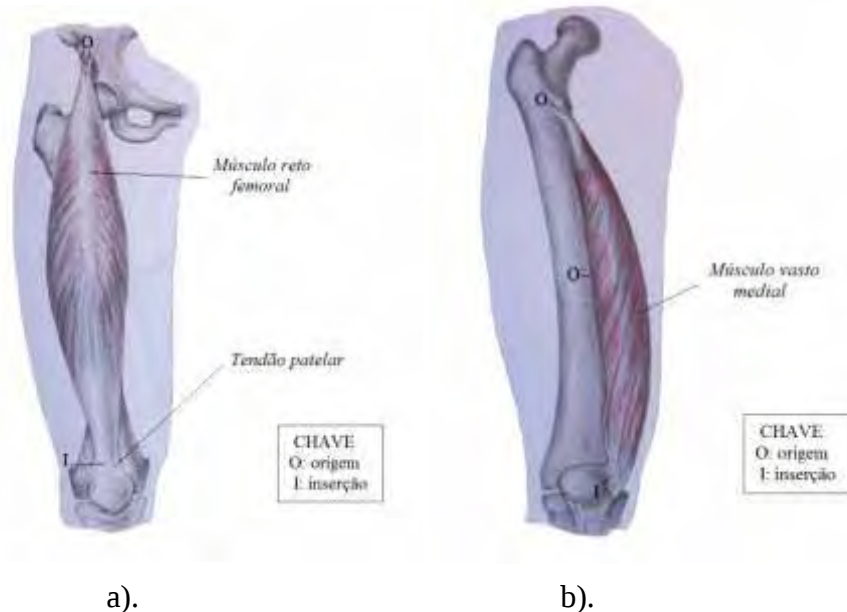
b).



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 133).

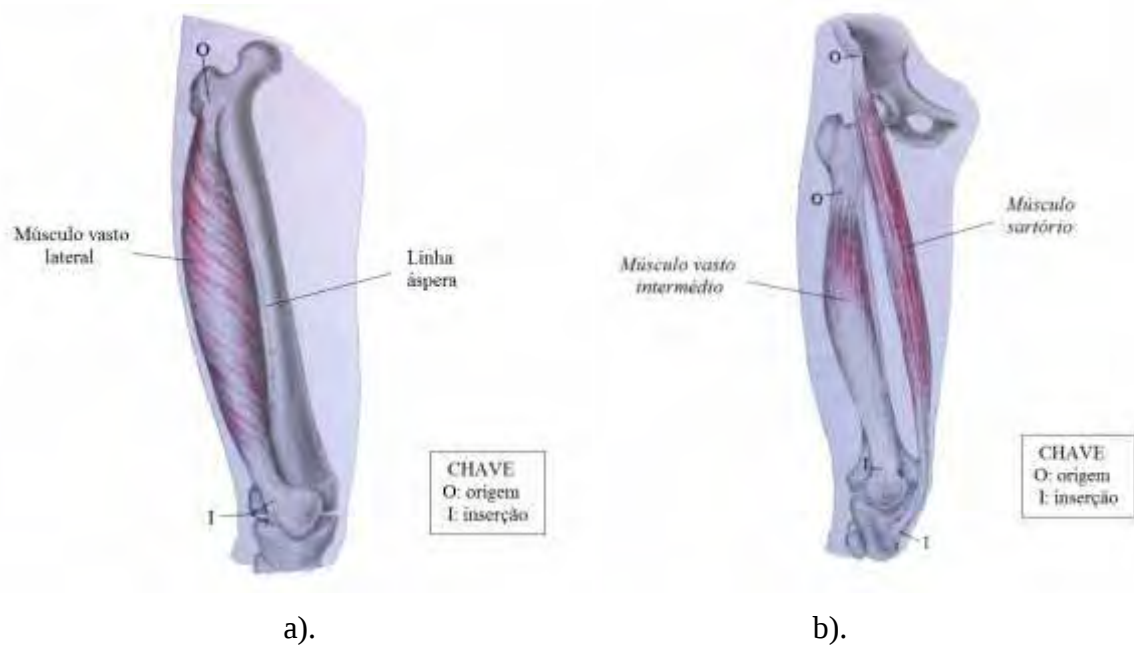
Fixo a patela através de tendões está o músculo quadríceps que se divide em quatro porções: o *reto femoral*, o *vasto lateral*, o *vasto medial* e o *vasto intermédio* (Figuras 15 e 16).

Figura 15 - Origem e inserção das porções do músculo quadríceps: a). músculo reto femoral; b). músculo vasto medial.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 189).

Figura 16 - Origem e inserção das porções do músculo quadríceps: a). músculo vasto lateral; b). músculos vasto intermédio e sartório.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 189).

Estes são os principais músculos no movimento de extensão do joelho que são analisados na parte experimental deste trabalho. No entanto, existem ainda outros músculos importantes no movimento, os *músculos antagonistas*. Em todo movimento articular existem os *músculos agonistas* e os antagonistas. O músculo em sua contração não conhece direção, ele simplesmente se contrai, logo, necessita-se da participação dos músculos antagonistas para se realizar o movimento contrário (LIPPERT, 1996).

Os músculos antagonistas no movimento de extensão do joelho, ou seja, os músculos responsáveis pela flexão do joelho, são o *músculo grácil* e os *músculos do jarrete* que são o *bíceps femoral (porção longa e porção curta)*, o *semitendinoso* e o *semimembranoso* (Figura 17) (JACOB et al., 1990).

Além dos músculos agonistas e antagonistas no movimento de extensão do joelho, existem alguns músculos que cruzam a articulação do joelho, estando assim submetidos a certos esforços durante o desenvolvimento do movimento. Estes músculos são o *gastrocnêmio*, o *plantar*, o *poplíteo*, o *sartório* e o *trato iliotibial* (JACOB et al., 1990).

De forma direta ou indireta, todos os músculos aqui citados desenvolvem uma certa força de tração durante o desenvolvimento do movimento de extensão do joelho. Devido às suas origens e inserções, eles se contraem voluntária ou involuntariamente durante o movimento do joelho dependendo do tipo do movimento. Como descreve Lippert (1996, p. 44):

O antagonista tem o potencial de se opor ao agonista, mas geralmente se relaxa quando o agonista trabalha. Quando o agonista se contrai ao mesmo tempo que o antagonista, ocorre uma co-contratação. Co-contratação acontece quando há necessidade de precisão num movimento. Alguns especialistas acham que a co-contratação é comum quando uma pessoa aprende uma tarefa, especialmente uma tarefa difícil. Todavia, quando acaba esta situação, a atividade de co-contratação tende a desaparecer.

Assim, a co-contratação é um tipo de esforço ao qual o joelho está submetido em movimentos que exigem precisão da pessoa.

Outro tipo de ação dos músculos seria o alongamento dos músculos que simplesmente cruzam a articulação, adicionando uma força de tração na articulação. Estas ações diretas e indiretas dos músculos são tratadas nas discussões relativas aos resultados deste trabalho.

Capítulo 2: Fundamentos Teóricos

Figura 17 - a). Superfície anterior, músculos grácil, adutor curto e obturador externo; b). superfície posterior, músculos semimembranoso e bíceps femoral (porção curta); c). superfície posterior, músculos bíceps femoral (porção longa ou cabeça longa) e semitendinoso.



a).



b).



c).

Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p.190).

Figura 18 - Origem e inserção dos músculos: a). gastrocnêmio; b). plantar e solear; c). poplíteo e músculo flexor longo do hálux.



a).



b).



c).

Figura 19 - Vista lateral dos músculos superficiais da coxa direita.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 188).

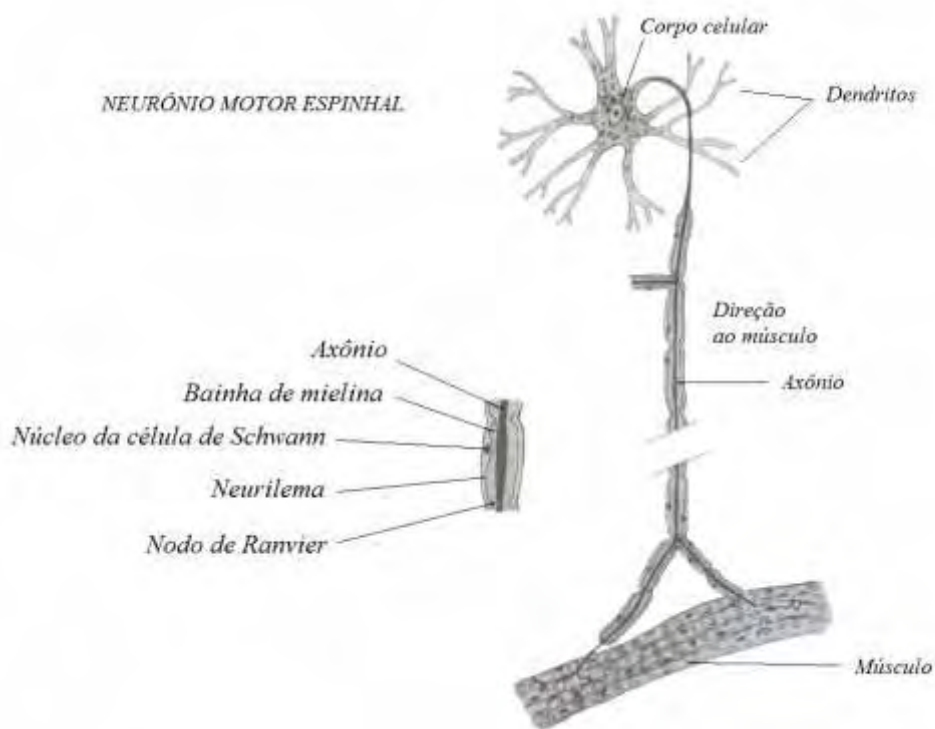
2.6 FISIOLOGIA E CONTRAÇÃO MUSCULAR

A contração muscular inicia-se com os impulsos nervosos os quais são provenientes do corpo celular de um *neurônio motor espinhal*, ou *célula nervosa* (Figura 20). O neurônio motor conduz um impulso elétrico de uma parte do corpo para outra. Ele possui ramificações denominadas *processos* que se dividem em dois tipos: *axônios* e *dendritos* (JACOB et al., 1990).

O axônio é uma extensão citoplasmática alongada simples que leva os impulsos nervosos para longe do corpo celular, possui um contorno liso de diâmetro constante, possuem bainha e termina em ramificações menores que formam junções com os efetores (JACOB et al., 1990).

Os dendritos são processos que levam os impulsos na direção do corpo celular, não possuem bainha e em sua superfície possuem processos espiculados (espinhas dendríticas), principal local onde ocorre a junção entre dendritos e axônios (JACOB et al., 1990).

Figura 20 - Neurônio motor com estruturas em destaque. (Modificado – JACOB et al., 1990)



Fonte: Modificado de Jacob (1990, p. 206).

O impulso nervoso é transmitido através do neurônio devido à despolarização e polarização da membrana citoplasmática. Através do transporte ativo, o sódio é bombeado para fora e potássio é bombeado para dentro (Figura 21). Devido ao gradiente de concentração, ocorre alguma difusão passiva do sódio para dentro e do potássio para fora. Devido à permeabilidade seletiva da membrana ocorre uma diferença de cargas positivas gerando o potencial de repouso negativo. Este é denominado estado de repouso da membrana (JACOB, 1990, p.209).

Como descreve Jacob (1990), quando uma célula nervosa recebe um estímulo, abrem-se os canais de sódio inundando de sódio o interior da membrana revertendo o potencial. Em seguida, fecham-se os canais de sódio e abrem-se os canais de potássio levando a uma rápida saída de potássio retornando o potencial negativo da membrana. Essa reversão do potencial da membrana, denominado potencial de ação ou impulso nervoso, se propaga ao longo de toda a membrana.

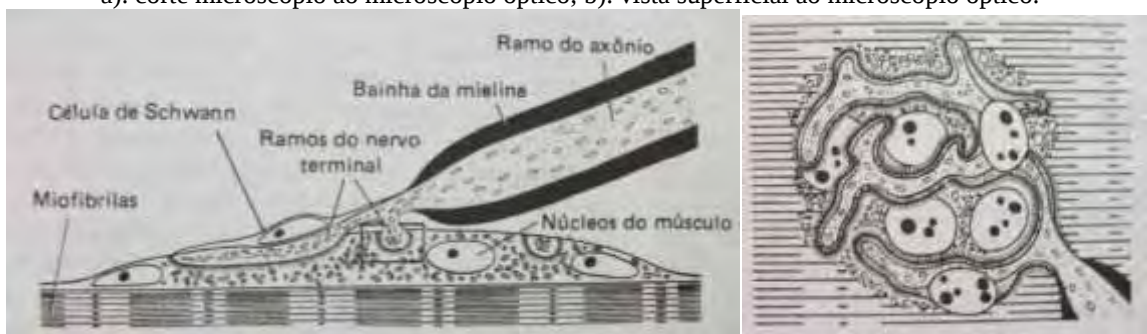
Figura 21 - Representação esquemática do transporte ativo de sódio e potássio durante os eventos de responsáveis pelo potencial de repouso de uma membrana de uma célula nervosa e o potencial de ação.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 145).

Dessa forma, o impulso nervoso é propagado do corpo celular do neurônio até um axônio terminal que se liga ao músculo através da *junção neuromuscular*, também chamada *junção mioneural* ou, *placa motora terminal* (Figura 22).

Figura 22 - Representação esquemática da placa motora como é observada a microscopia óptica e eletrônica. a). corte microscópio ao microscópio óptico; b). vista superficial ao microscópio óptico.



a).

b).

Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 211).

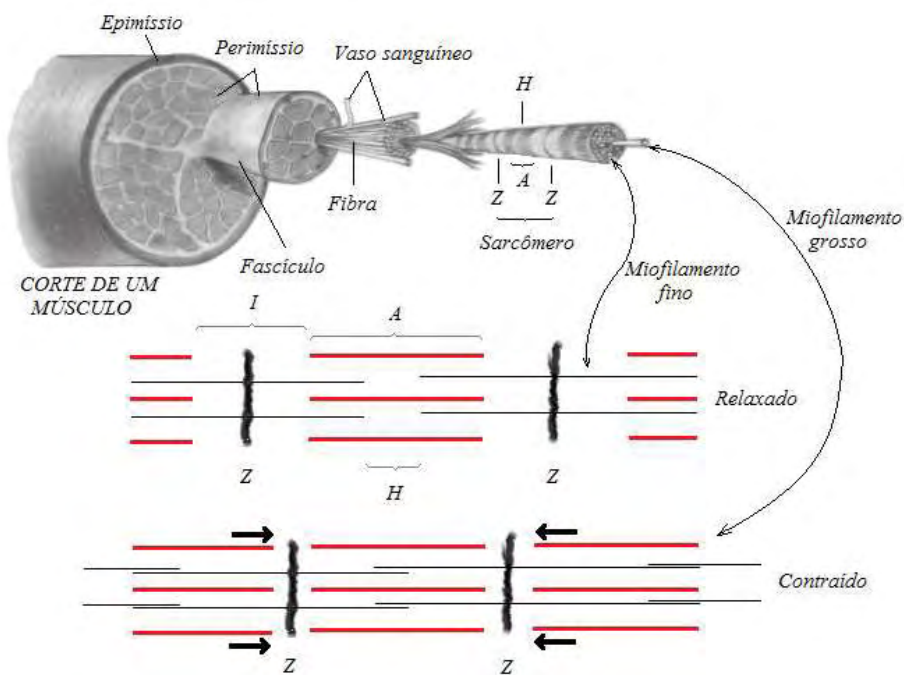
Segundo Jacob e colaboradores (1990), o *músculo esquelético*, ou *músculo estriado*, é um músculo voluntário associado ao sistema esquelético, de células longas e delgadas, denominadas *fibras*. As fibras musculares são multinucleadas e se agrupam em feixes de células que são denominados *fascículos*. Em cada fascículo, envolvendo e preenchendo os espaços entre as fibras está um tecido conjuntivo delicado, denominado *endomísio*. Os fascículos são limitados por uma bainha de tecido conjuntivo mais forte, o *perimísio*, contínuo com o *epimísio*, tecido conjuntivo resistente que envolve todo o músculo.

Como Jacob et al. (1990) descrevem, a denominação músculo estriado se deve a presença alternada de bandas claras e escuras ao longo de suas fibras. As *miofibrilas*, que são estruturas paralelas em forma de filetes no *sarcoplasma* (citoplasma muscular), dão origem às bandas claras e escuras e se subdividem em *filamentos espessos* e *finos*. As *bandas escuras*, ou **A**, corresponde a filamentos espessos de miofibrilas superpostos nas extremidades com filamentos finos da mesma estrutura. As *bandas claras*, ou **I**, correspondem a uma região

onde só existem filamentos finos de miofibrilas. Na região central de cada banda I existe uma estrutura na qual os filamentos finos são ligados ao outro lado, denominada *linha Z*. Na parte central de cada banda A existe uma zona clara, denominada *zona H*, na qual os filamentos finos não penetram.

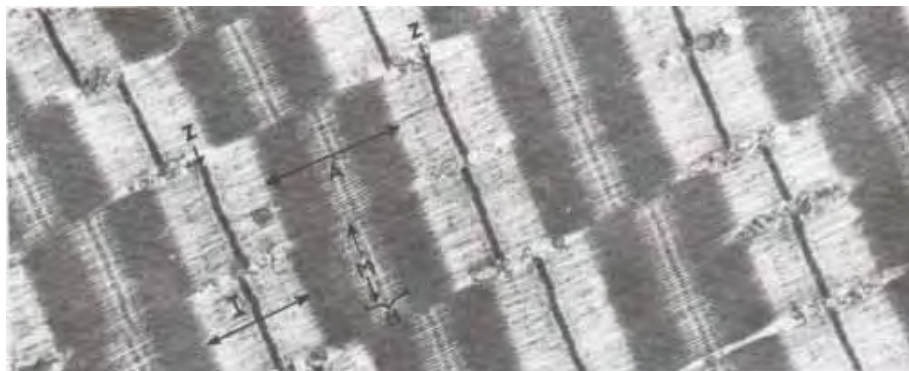
Todas estas estruturas do músculo estriado estão ilustradas nas Figuras 23 e 24.

Figura 23 - Detalhe do músculo esquelético, mostrando estruturas e o mecanismo de contração muscular.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p.140).

Figura 24 - Micrografia do músculo esquelético do coelho. Cada fita diagonal é um corte longitudinal da miofibrila aumentada 13.000 X. (JACOB et al., 1990)

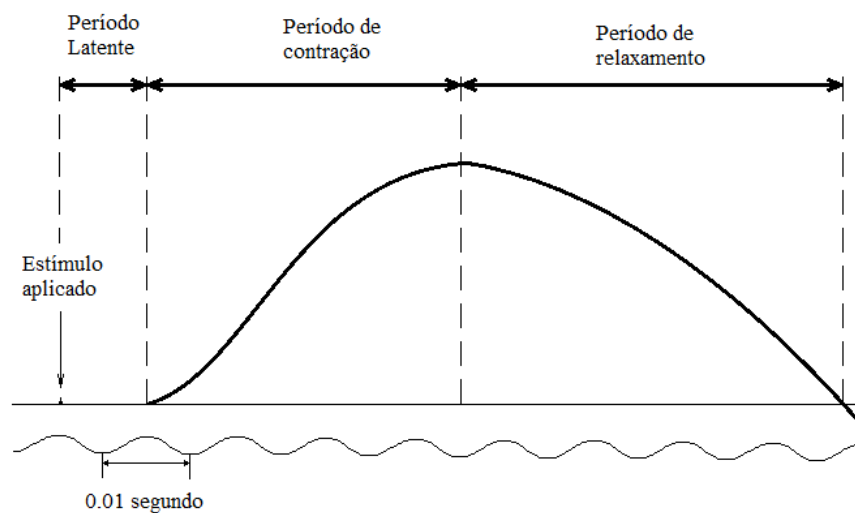


Fonte: Jacob et al. (1990, p. 141).

Uma simples contração breve é denominada *espasmo muscular*. Antes da contração muscular ocorrer existe um *período latente*, seguido por um *período de contração* e um

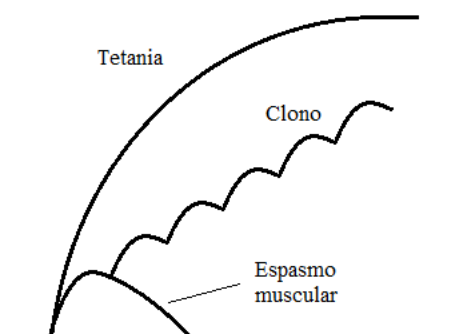
período de relaxamento (Figura 25). Na movimentação das articulações, o músculo está sujeito a estímulos sucessivos de intensidade crescente. Ocorre então a ativação das fibras e suas respectivas unidades motoras aumentando a força do espasmo muscular com o aumento do número de unidades motoras recrutadas. A descarga de estímulos de baixa frequência produzirá uma sucessão de picos crescentes de contração, resposta conhecida como *clono*, ou tetania incompleta (Figura 26). Já uma descarga de estímulos em alta frequência causa uma fusão dos espasmos somados, resultando na contração mantida denominada *tetania* (JACOB et al., 1990).

Figura 25 - Esquematisação dos períodos de contração e relaxamento do músculo mediante um estímulo aplicado.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p.144).

Figura 26 - O clono e a tetania no músculo esquelético. A tetania ocorre à velocidade de 30 a 100 estímulos por segundo, dependendo do músculo (o estímulo necessário é mais baixo para as contrações mais lentas em relação aos músculos de contração rápida). (Modificado - JACOB et al., 1990)



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990, p. 145).

A contração muscular pode ser *isométrica*, quando o músculo exerce uma força contra uma carga constante sem se encurtar e *isotônica*, quando o músculo se encurta, ou seja, realiza um movimento relativo entre sua origem e sua inserção. A contração isotônica pode ser *concêntrica*, quando o músculo se contrai e os seus pontos de fixação se movem em direção um ao outro, e *excêntrica*, quando o músculo se contrai e seus pontos de fixação se movem em direção oposta um em relação ao outro (LIPPERT, 1996).

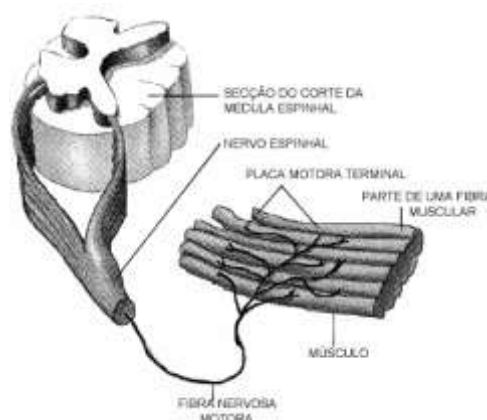
No movimento de extensão do joelho, o quadríceps realiza uma contração isotônica concêntrica, ou seja, ele se contrai aproximando seus pontos de origem e inserção realizando o movimento articular.

2.7 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (SE)

Na Eletromiografia (EMG), capta-se o potencial elétrico gerado pelas fibras do músculo quando este se contrai através de eletrodos, gerando o Sinal Eletromiográfico. Como descreve Andrade (2007, p. 4) “o Sinal Eletromiográfico (SE) é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a a contração”.

A menor unidade muscular controlável é denominada unidade motora que compreende um neurônio motor, suas placas motoras e as fibras musculares inervadas pelo neurônio (Figura 27). A soma dos potenciais de ação de todas as fibras de uma unidade motora é denominada potencial de ação da unidade motora, da sigla em inglês MUAP (*Motor Unit Action Potential*) (Figura 28) (ANDRADE, 2007).

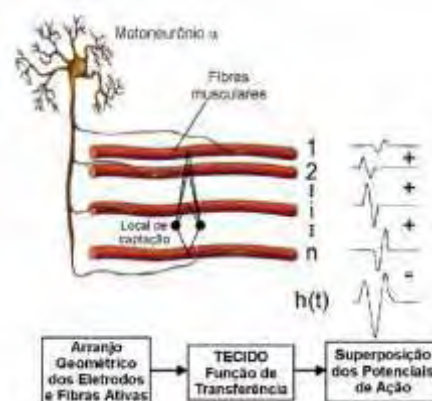
Figura 27 - Unidade motora.



Fonte: BELTRAMINI¹, 1999 citado por ANDRADE, 2007.

¹ BELTRAMINI, M. L. Elementos de Histologia e Anatomo-Fisiologia Humana., 01. ed., Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos - USP, São Carlos, SP, v. 01., p. 270, 1999.

Figura 28 - Esquema da geração de um MUAP.



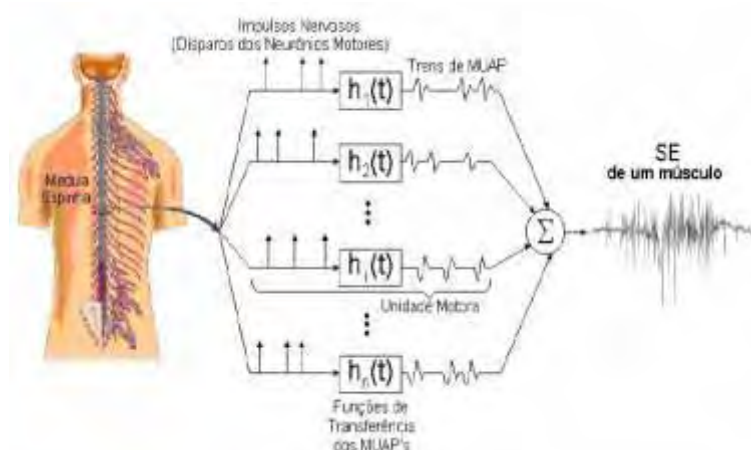
Fonte: BASMAJIAN & DeLUCA², 1985 citado por ANDRADE, 2007.

Assim, como descreve Andrade (2007, p. 17):

Os MUAPs, ao percorrerem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro desse campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, que é chamado de Sinal Eletromiográfico (SE).

O SE de cada músculo é composto pela somatória do potencial de ação de todas as suas unidades motoras que apresentam características diferentes entre si (Figura 29).

Figura 29 - Representação esquemática da formação do sinal eletromiográfico de um músculo a partir da somatória dos MUAPs de todas as suas unidades motoras.



Fonte: BASMAJIAN & DeLUCA³, 1985 citado por ANDRADE, 2007.

² BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5 ed., ISBN:0-0683-00414-X, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 561., 1985.

³ BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5 ed., ISBN:0-0683-00414-X, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 561., 1985.

Assim, pode-se definir que o estudo e a captação do SE é denominado Eletromiografia (EMG) (ANDRADE, 2007). Através de testes experimentais utilizando a EMG é possível estudar os potenciais de ação desenvolvidos pelas fibras musculares, gerados pelos impulsos nervosos, com o objetivo de se compreender melhor a relação que há entre a atividade neuromuscular e a força gerada no movimento articular.

Neste capítulo foram descritos os conceitos básicos e fundamentos teóricos para dar suporte ao desenvolvimento do trabalho. Parte dos conceitos apresentados poderia ser retirada ou colocada em anexo. Entretanto, foram mantidos buscando deixar o texto, de alguma forma, autossuficiente, principalmente, por ser um trabalho pioneiro nessa área no curso de engenharia mecânica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira (UNESP) e que poderia auxiliar outros pesquisadores do curso e também por abordar um assunto multidisciplinar que envolve tópicos, tantos da área de engenharia como de ciências da saúde.

3 MODELAGEM MATEMÁTICA DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO E DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE

Neste capítulo são discutidos a formulação do modelo matemático desenvolvido para representar o comportamento da energia despendida no movimento de extensão do joelho com base na cinemática do movimento e o desenvolvimento e implementação do software de simulação do movimento de extensão do mesmo.

O cálculo computacional do movimento é feito com base nas medidas dos parâmetros antropométricos de cada indivíduo e dos parâmetros cinemáticos, no caso, deslocamento, velocidade e aceleração angular. A energia é então calculada e apresentada através da simulação computacional do movimento de extensão realizado pelo software para cada indivíduo.

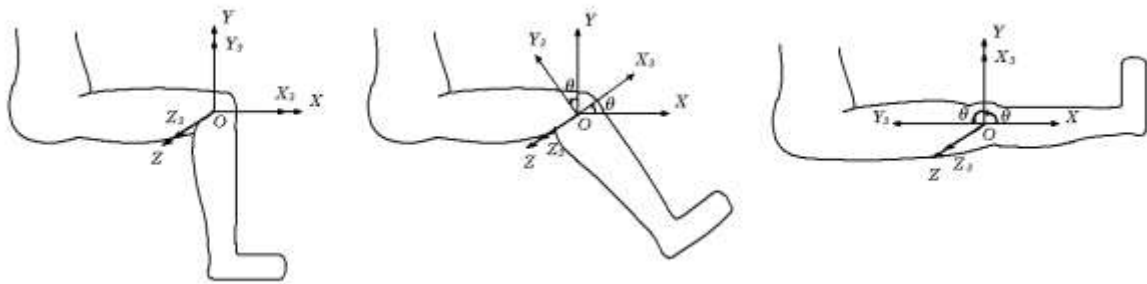
O modelo, utilizando a cinemática, possibilita a análise do comportamento da energia no movimento de extensão do joelho em relação à posição angular da perna. Esta relação entre energia e ângulo da perna pode auxiliar na construção de sistemas de estimulação elétrica funcional, pois proporciona uma análise prévia do comportamento da energia no movimento da perna do indivíduo que sofrerá a estimulação. Isto pode auxiliar no estabelecimento de parâmetros de controle envolvendo as variáveis de energia e ângulo da perna. Analisando a mesma energia em função do tempo, o modelo pode fornecer o comportamento da energia durante o tempo, de modo a realizar um movimento suave para a eletroestimulação do músculo do indivíduo.

Assim, o modelo matemático pode auxiliar na construção do sistema de controle em malha fechada descrito no capítulo 1, além de contribuir para os estudos relacionados à biomecânica do movimento de extensão do joelho.

3.1 CINEMÁTICA DO EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DO JOELHO

Para o estudo da cinemática do movimento de extensão do joelho, foram utilizados conceitos de dinâmica vetorial (SANTOS, 2001). O modelo matemático do movimento da perna é definido assumindo que a perna se comporta como dois corpos rígidos articulados no joelho. Inicialmente, os eixos de referência inercial e móveis do sistema foram estabelecidos de forma conveniente, visando facilitar a análise do movimento, Figura 30.

Figura 30 - Movimento de extensão do joelho com sistemas de referência inercial e sistema móvel.



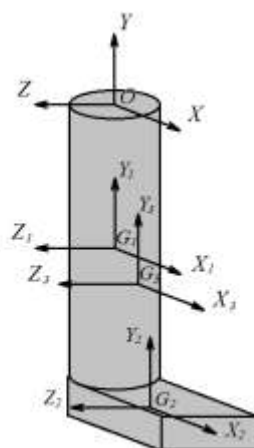
Fonte: Elaboração própria.

A utilização do índice 3 (três) para o sistema móvel, apresentado na Figura 31, confere com a definição dos sistemas de referência móveis definidos a seguir.

Para o caso em questão, o eixo de rotação da perna é fixo em um ponto do joelho e o sistema de corpos composto pela perna e pelo pé são tratados como corpos fixos, sem movimento relativo.

Os valores de deslocamento, velocidade e aceleração utilizados na formulação do problema de extensão do joelho foram calculados para o centro de massa da perna. Para o cálculo do centro de massa do complexo “perna-pé”, o mesmo foi aproximado para um modelo geométrico utilizando sólidos homogêneos. Os sólidos utilizados foram um cilindro circular, definido como corpo 1 (um), e um paralelepípedo retangular, definindo-a corpo 2 (dois) (Figura 31). Os pontos G_1 , G_2 e G_3 são, respectivamente, os centros de massa do cilindro circular, do paralelepípedo retangular e o centro de massa resultante do sistema compreendido pelos corpos 1 e 2.

Figura 31 - Eixos de referencia móveis e inerciais.



Fonte: Elaboração própria.

Como cada sólido foi analisado separadamente, para os cálculos de centro de massa e inércia de massa foi definido um sistema inercial e três sistemas móveis, como ilustrado na Figura 31. Assim, os eixos de referencia são definidos como:

- ♦ *I*: Sistema inercial com eixos X, Y, Z representados pelos cursores i, j, k , com origem no centro da região patelar, ponto O e com o eixo Z coincidindo com eixo de rotação da perna.
- ♦ *B1*: Sistema móvel com eixos X_1, Y_1, Z_1 solidário ao corpo 1 com a origem em seu centro de massa G_1 e representado pelos cursores i_1, j_1, k_1 .
- ♦ *B2*: Sistema móvel com eixos X_2, Y_2, Z_2 solidário ao corpo 2 com a origem em seu centro de massa G_2 e representado pelos cursores i_2, j_2, k_2 .
- ♦ *B3*: Sistema móvel com eixos X_3, Y_3, Z_3 solidário ao sistema que compreendido pelos corpos 1 e 2 e representado pelos cursores i_3, j_3, k_3 . A origem do sistema móvel coincide com o ponto O , origem do sistema inercial.

A passagem dos parâmetros de um sistema de coordenadas para outro é realizada através de uma matriz de transformação de coordenadas. Entre as bases *B1*, *B2* e *B3*, a matriz de transformação é a matriz identidade, pois elas não possuem movimento relativo entre si. As bases *B1* e *B2* foram criadas para facilitar o desenvolvimento dos momentos e produtos de inércia dos sólidos geométricos.

A matriz de transformação do sistema inercial *I* para a base móvel *B1*, o qual gira negativamente em torno do eixo Z_1 , é dado por:

$$T_{\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (56)$$

de modo que

$${}_{B1}\mathbf{s} = T_{\theta} {}_I\mathbf{s}. \quad (57)$$

A transformação de um vetor genérico ${}_I\mathbf{s}$ no sistema de referência inercial *I* para um vetor genérico na base móvel *B1* ${}_{B1}\mathbf{s}$ é dada pela expressão Equação 57. O ângulo θ corresponde ao ângulo formado entre a perna e a direção vertical crescendo no sentido do movimento de extensão do joelho. A matriz de transformação de coordenadas para

transformar as coordenadas de um vetor na base móvel $B1$ para a base inercial é dada pela transposta da matriz de transformação T_θ .

$${}_I\mathbf{s} = \mathbf{T}_\theta^T {}_{B1}\mathbf{s}, \quad (58)$$

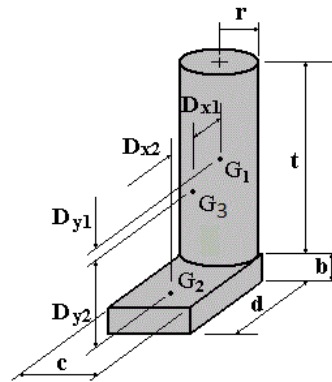
em que

$$\mathbf{T}_\theta^T = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (59)$$

Como as bases móveis $B1$, $B2$ e $B3$ são solidárias, ou seja, não possuem movimento relativo entre si, a matriz de transformação T_θ relaciona a base inercial com as bases móveis $B2$ e $B3$ analogamente.

Para o cálculo do centro de massa dos sólidos geométricos foi utilizada a parametrização ilustrada na Figura 32, definindo as distancias entre os centros de massas.

Figura 32 - Modelo geométrico para perna.



Fonte: Elaboração própria.

As variáveis r e t correspondem respectivamente ao raio e altura do cilindro circular. As variáveis c , d e b correspondem, respectivamente, a largura, comprimento e altura do paralelepípedo retangular. As distâncias D_{x1} e D_{y1} correspondem respectivamente à distância do ponto G_3 em relação ao ponto G_1 nos eixos X e Y . As distâncias D_{x2} e D_{y2} correspondem, respectivamente, à distância do ponto G_3 em relação ao ponto G_2 nos eixos X_3 e Y_3 .

As dimensões do modelo geométrico são definidas com base nos parâmetros antropométricos de cada indivíduo. A metodologia de medição destes parâmetros e o cálculo das dimensões r , t , b , d e c estão definidos no capítulo seguinte.

As expressões para o cálculo do vetor posição do centro de massa G_3 , em termos dos parâmetros do modelo, são calculadas pelas Equações 60 e 61:

$$\bar{x} = \frac{\sum m_i \bar{x}_i}{\sum m_i} = \frac{m_2 \cdot \left[\frac{d}{2} - r \right]}{m}, \quad (60)$$

$$\bar{y} = \frac{\sum m_i \bar{y}_i}{\sum m_i} = \frac{-\left[\frac{t \cdot m_1}{2} + m_2 \cdot \left(t + \frac{b}{2} \right) \right]}{m}, \quad (61)$$

em que

$$m = m_1 + m_2. \quad (62)$$

Dessa forma, o vetor posição relativo ao centro de massa resultante é

$${}_{B3}\bar{\mathbf{r}} = \begin{Bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ 0 \end{Bmatrix}. \quad (63)$$

As variáveis $\bar{x}$ e $\bar{y}$ correspondem, respectivamente, às coordenadas do centro de massa G_3 nos eixos X_3 e Y_3 . As massa m_1 e m_2 correspondem, respectivamente, a massa da perna, representada pelo cilindro circular, e a massa do pé, representado pelo paralelepípedo. A massa m corresponde à massa do complexo “perna-pé”, representado pelo sistema composto pelos dois sólidos.

Dessa forma, obtêm-se as coordenadas para o centro de massa nos eixos X_3 e Y_3 em função de sua geometria e da massa de cada segmento (Equação 60 e Equação 61), possibilitando o equacionamento de ${}_{B3}\bar{\mathbf{r}}$ (Equação 63), vetor posição para o centro de massa relativo à base móvel $B3$.

Para a determinação da massa da perna foi utilizado o trabalho realizado no Laboratório de Pesquisas Médicas Aeroespacial da NASA (CLAUSER et al., 1969). Clauser e sua equipe realizaram um estudo que resultou no cálculo da massa, volume e centro de massa para todos os segmentos corporais. Entre os resultados deste estudo, estão as tabelas que apresentam a massa dos segmentos corporais em forma de percentagens da massa total do corpo. Os dados relevantes para o estudo estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Percentagem de peso da perna e do pé como percentagem do peso corporal.

Segmento	Faixa	Média	Desvio padrão
Perna	3.9 – 5.1	4.35	0.35
Pé	1.2 – 1.6	1.47	0.10
Perna-pé	5.2 – 6.7	5.82	0.44

Fonte: Elaboração própria.

Pode-se, então, calcular o valor da massa dos segmentos corporais da perna e do pé de cada indivíduo a partir de sua massa corporal, possibilitando o cálculo do centro de massa e dos momentos e produtos de inércia de massa para cada indivíduo.

Calculando os momentos de inércia de massa do cilindro circular em relação ao sistema móvel $B1$, tem-se

$${}_{B1}I_{xx} = {}_{B1}I_{zz} = \frac{1}{4}m_1r^2 + \frac{1}{12}m_1t^2, \quad (64)$$

$${}_{B1}I_{yy} = \frac{1}{2}m_1r^2, \quad (65)$$

sendo ${}_{B1}I_{xx}$, ${}_{B1}I_{yy}$ e ${}_{B1}I_{zz}$ os momentos de inércia de massa do cilindro circular em relação aos eixos X_1 , Y_1 e Z_1 da base $B1$, respectivamente. Define-se assim o tensor ${}_{B1}I_1$ momento de inércia de massa para o cilindro circular, representado como

$${}_{B1}I_1 = \begin{bmatrix} {}_{B1}I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & {}_{B1}I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & {}_{B1}I_{zz} \end{bmatrix}. \quad (66)$$

Calculando os momentos de inércia de massa do paralelepípedo retangular em relação ao sistema móvel $B2$, tem-se

$${}_{B2}I_{xx} = \frac{1}{12}m_2(c^2 + b^2), \quad (67)$$

$${}_{B2}I_{yy} = \frac{1}{12}m_2(c^2 + d^2), \quad (68)$$

$${}_{B2}I_{zz} = \frac{1}{12}m_2(b^2 + d^2), \quad (69)$$

sendo ${}_{B2}I_{xx}$, ${}_{B2}I_{yy}$ e ${}_{B2}I_{zz}$ os momentos de inércia de massa do cilindro circular em relação aos eixos X_2 , Y_2 e Z_2 da base $B2$, respectivamente. Defini-se assim o tensor ${}_{B2}I_2$ momento de inércia de massa para o paralelepípedo retangular, representado como

$${}_{B2}\mathbf{I}_2 = \begin{bmatrix} {}_{B2}\mathbf{I}_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & {}_{B2}\mathbf{I}_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & {}_{B2}\mathbf{I}_{zz} \end{bmatrix}. \quad (70)$$

Utilizando o teorema dos eixos paralelos, calculam-se os momentos e produtos de inércia dos sólidos em relação ao centro de massa resultante G_3 , expressos como

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{xx} = {}_{B1}\mathbf{I}_{xx} + m_1 D_{y1}^2, \quad (71)$$

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{yy} = {}_{B1}\mathbf{I}_{yy} + m_1 D_{x1}^2, \quad (72)$$

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{zz} = {}_{B1}\mathbf{I}_{zz} + m_1 (D_{x1}^2 + D_{y1}^2), \quad (73)$$

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{xy} = m_1 D_{x1} D_{y1}, \quad (74)$$

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{xz} = 0, \quad (75)$$

$${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_{yz} = 0, \quad (76)$$

e

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{xx} = {}_{B2}\mathbf{I}_{xx} + m_2 D_{y2}^2, \quad (77)$$

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{yy} = {}_{B2}\mathbf{I}_{yy} + m_2 D_{x2}^2, \quad (78)$$

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{zz} = {}_{B2}\mathbf{I}_{zz} + m_2 (D_{x2}^2 + D_{y2}^2), \quad (79)$$

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{xy} = m_2 D_{x2} D_{y2}, \quad (80)$$

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{xz} = 0, \quad (81)$$

$${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_{yz} = 0. \quad (82)$$

Os tensores ${}_{B1}\bar{\mathbf{I}}_1$ e ${}_{B2}\bar{\mathbf{I}}_2$, momento de inércia de massa do cilindro circular e do paralelepípedo retangular, respectivamente, em relação ao centro de massa resultante G_3 são expressos como

$${}_{B1}\bar{I}_1 = \begin{bmatrix} {}_{B1}\bar{I}_{xx} & {}_{B1}\bar{I}_{xy} & 0 \\ {}_{B1}\bar{I}_{xy} & {}_{B1}\bar{I}_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & {}_{B1}\bar{I}_{zz} \end{bmatrix} \quad (83)$$

e

$${}_{B2}\bar{I}_2 = \begin{bmatrix} {}_{B2}\bar{I}_{xx} & {}_{B2}\bar{I}_{xy} & 0 \\ {}_{B2}\bar{I}_{xy} & {}_{B2}\bar{I}_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & {}_{B2}\bar{I}_{zz} \end{bmatrix}. \quad (84)$$

Somando os tensores de inércia ${}_{B1}\bar{I}_1$ e ${}_{B2}\bar{I}_2$ e transformando-os para a base $B3$, tem-se

$${}_{B3}\bar{I} = I. {}_{B1}\bar{I}_1 + I. {}_{B2}\bar{I}_2, \quad (85)$$

$${}_{B3}\bar{I} = \begin{bmatrix} {}_{B1}\bar{I}_{xx} + {}_{B2}\bar{I}_{xx} & {}_{B1}\bar{I}_{xy} + {}_{B2}\bar{I}_{xy} & 0 \\ {}_{B1}\bar{I}_{xy} + {}_{B2}\bar{I}_{xy} & {}_{B1}\bar{I}_{yy} + {}_{B2}\bar{I}_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & {}_{B1}\bar{I}_{zz} + {}_{B2}\bar{I}_{zz} \end{bmatrix}, \quad (86)$$

$${}_{B3}\bar{I} = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & 0 \\ I_{xy} & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix}. \quad (87)$$

Como definido anteriormente, o sistema de corpos gira em torno do eixo Z da base inercial I . Sendo assim, os cossenos diretores l , m e n que descrevem o eixo Z na base inercial são os mesmos que descrevem o eixo Z_3 da base $B3$, pois estes são coincidentes. Assim, sendo $l=0$, $m=0$ e $n=1$ e aplicando os termos da Equação 87 à Equação 16, tem-se

$${}_I\bar{I}_{Z_3} = I_{xx} \cdot 0^2 + I_{yy} \cdot 0^2 + I_{zz} \cdot 1^2 - 2 \cdot I_{xy} \cdot 0 \cdot 0 - 2 \cdot 0 \cdot 0 \cdot 1 - 2 \cdot 0 \cdot 0 \cdot 1, \quad (88)$$

$${}_I\bar{I}_{Z_3} = I_{zz}. \quad (89)$$

Dessa forma, denominando ${}_I\bar{I}_{Z_3}$ somente como ${}_I\bar{I}$, tem-se que o momento de inércia do sistema de corpos em relação ao eixo Z na base inercial I é

$${}_I\bar{I} = I_{zz}. \quad (90)$$

O momento de inércia ${}_I\bar{I}$ calculado para a base inercial será utilizado no cálculo da energia utilizando o princípio de trabalho virtual, explicado posteriormente neste capítulo.

Definido o vetor ${}_{B3}\bar{\mathbf{r}}$, calcula-se o vetor posição relativo ao sistema de referência inercial. Dessa forma, se torna possível o equacionamento dos vetores velocidade angular, aceleração angular, velocidade linear, aceleração linear. Inicialmente, define-se o vetor posição para o centro de massa do complexo “perna-pé”.

◇ Vetor posição do centro de massa relativo à base Inercial:

$${}_I\bar{\mathbf{r}} = \mathbf{T}_\theta^T {}_{B3}\bar{\mathbf{r}} \quad (91)$$

$${}_I\bar{\mathbf{r}} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \bar{x} \cos \theta - \bar{y} \sin \theta \\ \bar{x} \sin \theta + \bar{y} \cos \theta \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{Bmatrix} \quad (92)$$

Para obter-se o vetor ${}_I\bar{\mathbf{r}}$ (posição do centro de massa relativo à base inercial) transforma-se o vetor ${}_{B3}\bar{\mathbf{r}}$ utilizando a matriz transformação $\mathbf{T}_\theta^T$. As variáveis r_x , r_y e r_z representam as porções dos eixos X, Y e Z do vetor ${}_I\bar{\mathbf{r}}$.

Os vetores ${}_I\omega$ e ${}_I\alpha$, velocidade angular e aceleração angular em relação ao sistema inercial, correspondem à velocidade e aceleração angulares desenvolvidas pela perna em torno do eixo Z (Equação 93 e Equação 94).

◇ Vetor velocidade angular:

$${}_I\omega = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix} \quad (93)$$

◇ Vetor aceleração angular:

$${}_I\alpha = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta} \end{Bmatrix} \quad (94)$$

Em seguida calculam-se os vetores velocidade e aceleração angular com o auxílio das equações básicas da dinâmica vetorial (SANTOS, 2001).

◇ Vetor velocidade linear do centro de massa:

$${}_I\bar{\mathbf{v}} = {}_I\mathbf{v}_O + {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{r}} + {}_I\bar{\mathbf{v}}_{rel}. \quad (95)$$

O vetor ${}_I\bar{\mathbf{v}}$ da equação básica da velocidade representa a velocidade linear do centro de massa G_3 . Como o vetor ${}_I\mathbf{v}_O$, velocidade linear absoluta do ponto O (ponto onde o sistema móvel $B3$ está posicionado) representada no sistema inercial I , e o vetor ${}_I\bar{\mathbf{v}}_{rel}$, velocidade relativa do centro de massa em relação ao ponto O , são nulos, tem-se que

$${}_I\bar{\mathbf{v}} = {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{r}}. \quad (96)$$

Introduzindo as Equações 92 e 93 na Equação 96, tem-se que

$${}_I\bar{\mathbf{v}} = {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{r}} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & \dot{\theta} \\ \mathbf{r}_x & \mathbf{r}_y & 0 \end{vmatrix} = \begin{Bmatrix} -\mathbf{r}_y \dot{\theta} \\ \mathbf{r}_x \dot{\theta} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (97)$$

$${}_I\bar{\mathbf{v}} = \begin{Bmatrix} -(\bar{x} \cdot \sin \theta + \bar{y} \cdot \cos \theta) \dot{\theta} \\ (\bar{x} \cdot \cos \theta - \bar{y} \cdot \sin \theta) \dot{\theta} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (98)$$

◇ Vetor aceleração linear do centro de massa:

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = {}_I\mathbf{a}_O + {}_I\omega_1 \times {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{r}} + {}_I\boldsymbol{\alpha} \times {}_I\bar{\mathbf{r}} + 2 \cdot {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{v}}_{rel} + {}_I\bar{\mathbf{a}}_{rel}. \quad (99)$$

O vetor ${}_I\bar{\mathbf{a}}$ da equação básica da aceleração representa a aceleração linear do centro de massa. Como o vetor ${}_I\mathbf{a}_O$, aceleração linear absoluta do ponto O , o vetor ${}_I\bar{\mathbf{v}}_{rel}$ e o vetor ${}_I\bar{\mathbf{a}}_{rel}$, aceleração relativa do centro de massa em relação ao ponto O , são nulos, tem-se que

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = {}_I\omega_1 \times {}_I\omega_1 \times {}_I\bar{\mathbf{r}} + {}_I\boldsymbol{\alpha} \times {}_I\bar{\mathbf{r}}, \quad (100)$$

Introduzindo as Equações 92, 93 e 94 na Equação 100, tem-se que

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix} \times \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & \dot{\theta} \\ \mathbf{r}_x & \mathbf{r}_y & 0 \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & \ddot{\theta} \\ \mathbf{r}_x & \mathbf{r}_y & 0 \end{vmatrix}, \quad (101.a)$$

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & \dot{\theta} \\ -r_y\dot{\theta} & r_x\dot{\theta} & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -r_y\ddot{\theta} \\ r_x\ddot{\theta} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (101.b)$$

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = \begin{bmatrix} -r_x\dot{\theta}^2 \\ -r_y\dot{\theta}^2 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -r_y\ddot{\theta} \\ r_x\ddot{\theta} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (101.c)$$

$${}_I\bar{\mathbf{a}} = \begin{bmatrix} -r_y\ddot{\theta} - r_x\dot{\theta}^2 \\ r_x\ddot{\theta} - r_y\dot{\theta}^2 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (102)$$

Desta forma, são calculados os vetores velocidade linear do centro de massa ${}_I\bar{\mathbf{v}}$ e aceleração linear do centro de massa ${}_I\bar{\mathbf{a}}$.

3.2 TRABALHO VIRTUAL E ENERGIA

Como exposto no capítulo 3, é possível calcular o trabalho das forças atuantes em um sistema dinâmico através do cálculo das variações de suas energias cinéticas e potenciais (Equação 55). Através da simulação computacional, é possível se calcular a variação das energias cinética e potencial para cada acréscimo infinitesimal de tempo δt relativo a cada deslocamento infinitesimal $\delta\theta$.

$$\delta U' = \sum_{i=1}^N m_i \mathbf{a}_i \cdot \delta \mathbf{s}_i + \sum_{i=1}^N I_i \alpha_i \delta \theta_i + \sum_{i=1}^N m_i g \delta h_i + \sum_{j=1}^M k_j \mathbf{x}_j \delta \mathbf{x}_j. \quad (103)$$

Como na presente análise não há nenhum componente elástico, como, por exemplo, uma mola, a componente da energia potencial elástica é nula.

$$\delta U' = \sum_{i=1}^N m_i \mathbf{a}_i \cdot \delta \mathbf{s}_i + \sum_{i=1}^N I_i \alpha_i \delta \theta_i + \sum_{i=1}^N m_i g \delta h_i. \quad (104)$$

Substituindo as variáveis calculadas na análise cinemática na Equação 104, tem-se

$$\delta U' = m \cdot |{}_I\bar{\mathbf{a}}| \cdot \delta \bar{\mathbf{r}} + {}_I\bar{I} \cdot |{}_I\alpha| \cdot \delta \theta + m \cdot g \cdot \delta \bar{h}, \quad (105)$$

em que m é o somatório das massas dos corpos geométricos em movimento, $|{}_I\bar{\mathbf{a}}|$ é o módulo da aceleração linear em cada instante, $\delta \bar{\mathbf{r}}$ é a variação do vetor posição do centro de massa para o deslocamento virtual, ${}_I\bar{I}$ é o momento de inércia do centro de massa relativa ao movimento em análise, $|{}_I\alpha|$ é o módulo da aceleração angular para cada instante, $\delta \theta$ é o

deslocamento angular virtual, g é a aceleração da gravidade e $\delta \bar{h}$ é o deslocamento virtual no eixo vertical.

Dessa forma, obtêm-se o comportamento da variação do trabalho das forças atuantes no sistema para cada acréscimo infinitesimal de tempo δt . Utilizando o acréscimo infinitesimal de tempo δt , calculam-se os parâmetros cinemáticos do movimento com os quais, através da Equação 105, calcula-se a variação da energia no sistema $\delta U'$ que corresponde à variação do trabalho realizado pelas forças atuantes no sistema para cada deslocamento virtual. No caso, as forças que atuam no joelho para realizar sua extensão são provenientes principalmente do músculo quadríceps, conforme descrito no capítulo 2 (dois).

Neste capítulo, apresentou-se o desenvolvimento do modelo matemático que será utilizado para, através do cálculo computacional, obter o comportamento da energia durante o movimento de extensão do joelho com base em parâmetros antropométricos de cada indivíduo. Trata-se da energia necessária para a movimentação da perna e do pé no espaço, tendo em vista que é calculado com base na cinemática do movimento do próprio indivíduo.

A validação do modelo desenvolvido é feita através da comparação da energia calculada pelo modelo matemático com a energia obtida através de testes experimentais, no caso, a Dinamometria e a Eletromiografia (EMG).

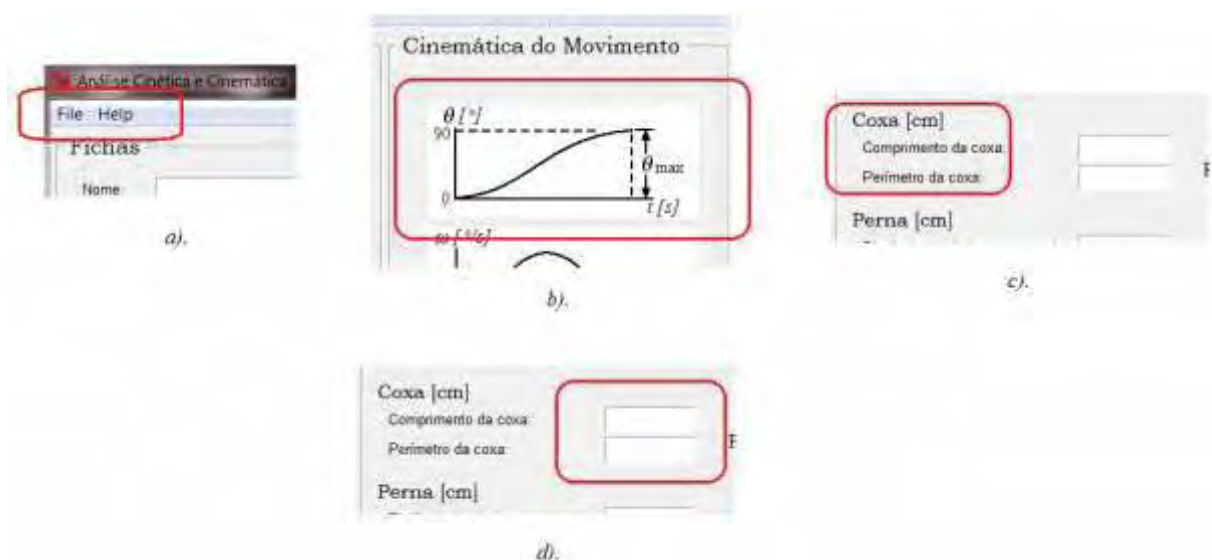
3.3 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE DE SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO

O software desenvolvido neste trabalho utiliza dados de aceleração angular da perna como entrada para os cálculos de deslocamentos, velocidades e energia no movimento de extensão do joelho. O cálculo computacional é feito com base nos parâmetros antropométricos de cada indivíduo. O software foi desenvolvido com o objetivo de facilitar a entrada dos dados necessários para os cálculos, realizar o cálculo computacional exigido pelo modelo e apresentar os resultados na forma de gráficos permitindo uma interpretação dos resultados, bem como a simulação numérica do movimento em três dimensões. Na implementação do mesmo, buscou-se o desenvolvimento de uma plataforma amigável que poderia ser utilizada, inclusive, por pesquisadores de outras áreas para realização de testes e simulações teóricas.

A linguagem de programação escolhida foi o Python visando à acessibilidade em relação ao código e licenciamento do programa. Considerada uma linguagem de programação de alto desempenho, o Python é uma linguagem “open source” (código aberto), o que garante a livre veiculação do software e possibilita que modificações sejam realizadas por pesquisadores em trabalhos futuros.

A interface gráfica do programa utiliza o módulo Tkinter existente no diretório do Python. O Tkinter disponibiliza os elementos de interação da interface gráfica, denominados “widgets”, tais como elemento de menu de funções que permitem acesso a funções básicas do sistema (como gravar dados, nova análise, etc.), elemento de apresentação de imagem, elementos de texto, elementos para entradas de dados e outros.

Figura 33 - Elementos de interação da interface gráfica, denominados “widgets”: a). elemento de menu de funções; b). elemento de apresentação de imagens; c). elementos textuais; d). elementos de entrada de dados.



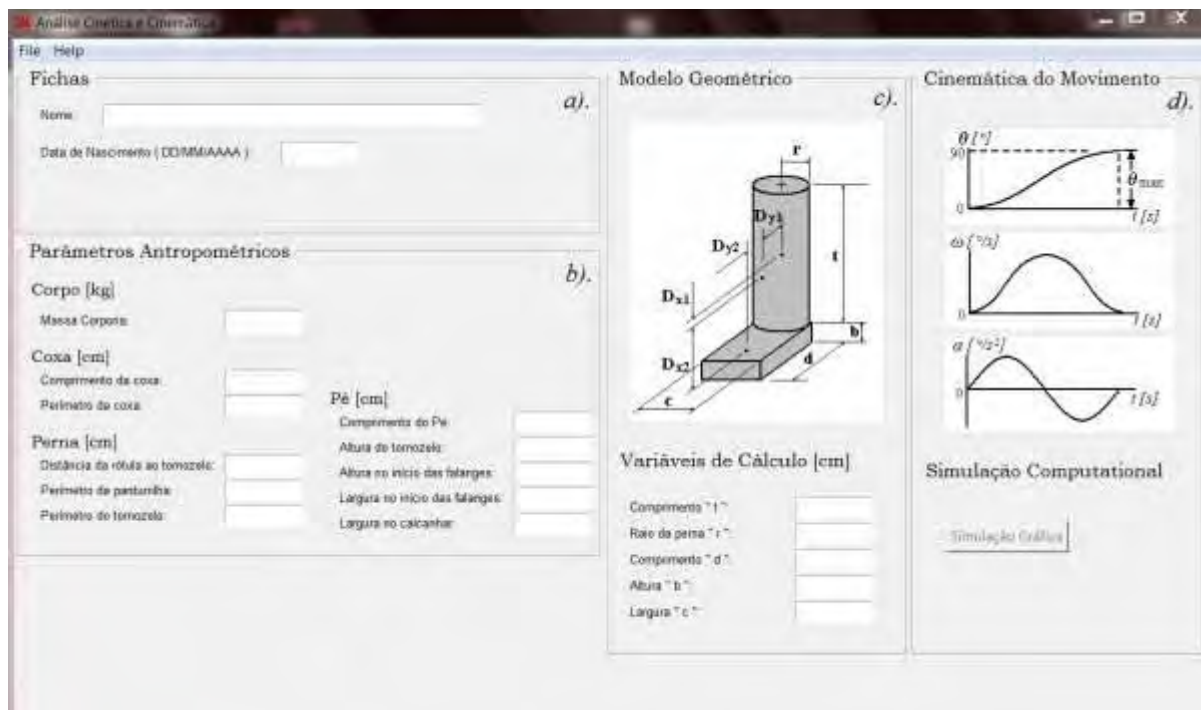
Fonte: Elaboração própria.

Na interface inicial, o software possui uma área destinada a descrição do voluntário, uma área de entrada dos parâmetros antropométricos, uma área que define as dimensões do modelo geométrico da perna e do pé do voluntário de forma automática com base nos dados antropométricos e uma área de simulação do movimento (Figura 34). Ressalta-se que as dimensões do modelo geométrico podem ser também definidos pelo usuário.

Os gráficos e a simulação do movimento em três dimensões utilizam o Visual Python, um módulo auxiliar do Python, disponível para “download” no site oficial do Python na internet.

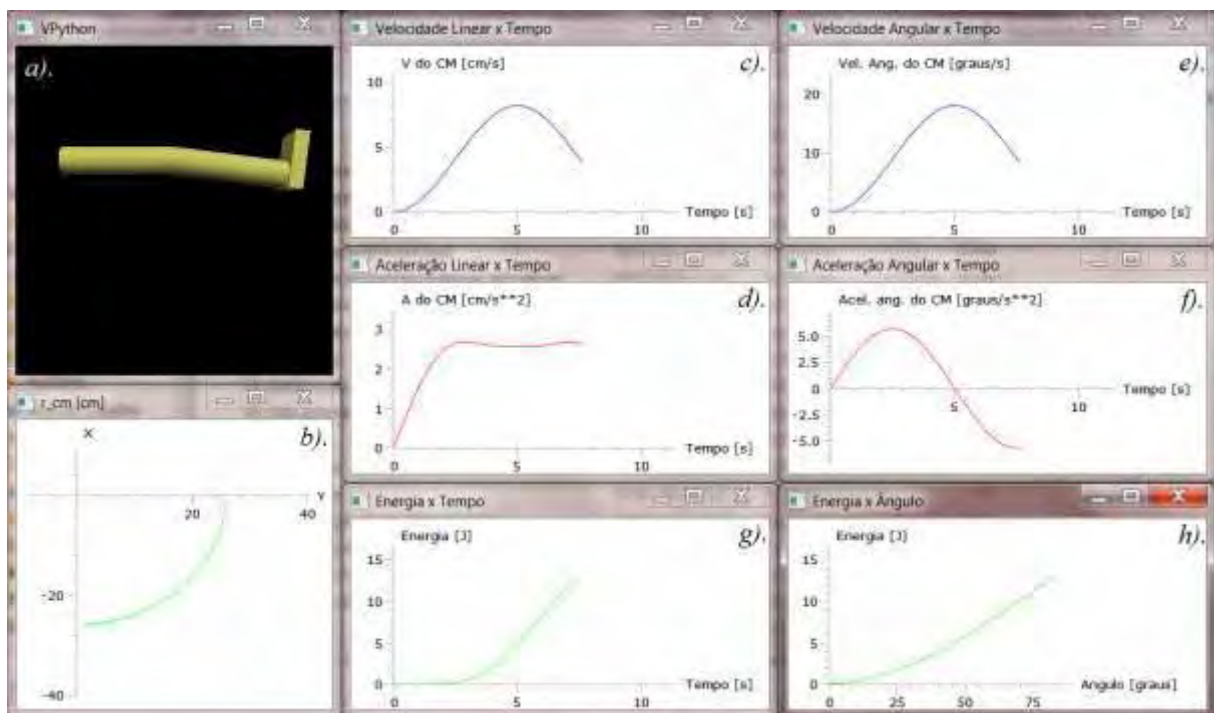
O software apresentado foi criado para simulação do movimento suave de extensão do joelho. O programa pode utilizar como dados de entrada, tanto parâmetros cinemáticos gerados teoricamente como medidos nos indivíduos. No caso da utilização de parâmetros teóricos, os mesmos devem ser parâmetros que descrevam um movimento suave ou compatível com uma situação real de um movimento desenvolvido em exercícios de reabilitação. Assim, ele utiliza parâmetros cinemáticos de entrada gerados teoricamente.

Figura 34 - Áreas da interface gráfica do software: a). área destinada a descrição de dados do voluntário; b). área de entrada para os parâmetros antropométricos; c). área que gera as dimensões do modelo geométrico da perna e do pé do voluntário; d). área de simulação do movimento.



gráficos *g* e *h* apresentam o comportamento da energia em função do tempo e em função do ângulo da perna θ .

Figura 35 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões provenientes do software de simulação computacional, utilizando dados cinemáticos gerados teoricamente como entrada: a). simulação do movimento em três dimensões; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). velocidade linear em função do tempo; d). aceleração linear em função do tempo; e). velocidade angular em função do tempo; f). aceleração angular em função do tempo; g). energia em função do tempo; h). energia em função do ângulo da perna.



Fonte: Elaboração própria.

Os gráficos (c), (d), (e) e (f) expõem os parâmetros cinemáticos de entrada para o cálculo computacional. Os gráficos (b), (g) e (h) expõem os resultados do cálculo computacional, sendo, respectivamente, deslocamento do centro de massa nos eixos *X* e *Y*, energia em função do tempo e energia em função do ângulo da perna.

O software então é capaz de fornecer, através de uma interface gráfica, os resultados do cálculo computacional realizado a partir do modelo matemático desenvolvido neste trabalho a utilizando como dados de entrada parâmetros antropométricos medidos na perna do voluntário que terá o movimento articular analisado e de dados cinemáticos do movimento, sejam estes gerados teoricamente ou obtidos experimentalmente do movimento do próprio voluntário.

4 APARATOS E TESTES EXPERIMENTAIS PARA AVALIAÇÃO DA MODELAGEM DO EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DO JOELHO

Dois experimentos foram realizados para avaliação dos esforços no exercício de extensão do joelho. Um dos experimentos consiste em obter o sinal eletromiográfico do indivíduo durante a realização do exercício de extensão do joelho e o outro consiste na medida da força necessária para o movimento. Em ambos os experimentos, o movimento de extensão do joelho foi medido o ângulo da perna em relação ao eixo vertical utilizando um eletrogoniômetro posicionado convenientemente ao lado do joelho.

No primeiro experimento, o sinal eletromiográfico relativo à atividade muscular do músculo quadríceps foi medido utilizando eletrodos de superfície colados sobre os músculos e um sistema de aquisição (construído no laboratório) para capturar o sinal dos eletrodos. No segundo experimento foi desenvolvido um aparato para medir a força necessária para o levantamento da perna durante a realização do exercício de extensão do joelho.

Ambos os testes foram realizados com 13 (treze) voluntários, sendo 6 (seis) homens e 7 (sete) mulheres. Para cada voluntário, foi realizada a medição dos parâmetros antropométricos necessários para uma avaliação da gordura corporal e nos testes de simulação.

4.1 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

O sistema de aquisição de dados utilizado na EMG faz parte de um trabalho desenvolvido em paralelo voltado para o projeto de construção do sistema de Estimulação Elétrica Funcional (EEF) em malha fechada. Assim, serão aqui apresentadas as condições e equipamentos com os quais foram realizadas a coleta do Sinal Eletromiográfico (SE) e a Cadeira Ergonômica utilizada para realização dos testes. Detalhes a respeito do circuito impresso, placa de aquisição e software utilizado, ver Apêndice 1. Para um maior detalhamento do desenvolvimento do projeto, equipamentos e do sistema de aquisição, ver em Gaino (2009).

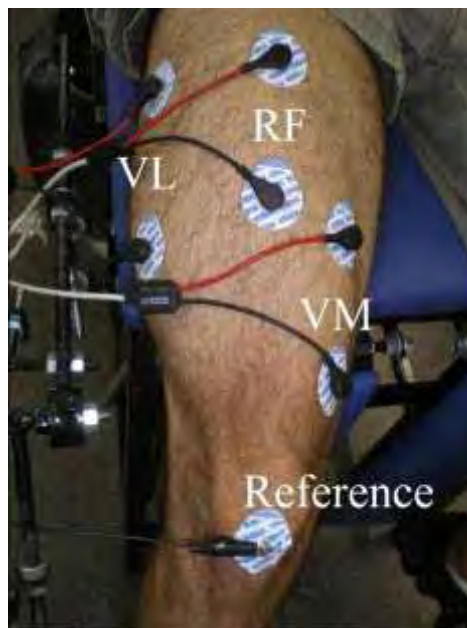
Os testes experimentais de EMG se referem à medição do sinal eletromiográfico do músculo quadríceps medidos através de eletrodos de superfície fixados na parte anterior da coxa do voluntário. O sinal de cada eletrodo passa por um circuito condicionador e por uma

placa de aquisição de dados que envia o sinal para o computador onde os dados são tratados em um software e gravados em um arquivo.

A placa de aquisição utilizada foi a DAQ NI USB-6009, e o interfaceamento, processamento e armazenamento dos dados foi feito na plataforma LabVIEW, e, posteriormente, importados por uma interface desenvolvida em Python que faz a comunicação direta com o software de simulação de extensão do joelho implementado.

A Figura 36 ilustra o posicionamento de um par de eletrodos sobre cada porção muscular do quadríceps, o Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM). O músculo vasto intermédio não foi analisado devido a sua posição, pois como ele fica sob o músculo reto femoral, isso dificulta captar o sinal do músculo utilizando eletrodos de superfície.

Figura 36 - Posicionamento dos eletrodos para captura e do eletrodo de referência.



Fonte: Elaboração própria.

Para monitorar o movimento da perna dos voluntários foi utilizada uma cadeira ergométrica construída no Laboratório de Sensores e Instrumentação Eletrônica do Departamento de Engenharia Elétrica com um sensor resistivo que mede o deslocamento angular da perna no movimento de extensão, também conhecido por eletrogoniômetro.

A cadeira, visualizada na Figura 37, possui uma estrutura específica para fixação do eletrogoniômetro, apoios para as pernas reguláveis e propicia um posicionamento adequado ao indivíduo. Esta montagem permite o movimento de extensão do joelho somente em um plano, na vertical.

Figura 37 - Cadeira Ergonômica.



Fonte: Elaboração própria.

A obtenção dos dados é feita de acordo com o protocolo de execução do experimento, em que cada voluntário movimenta a perna vagarosamente até atingir o estiramento máximo, mantendo-a na posição por alguns segundos e retornando-a para a posição de origem, enquanto o potencial elétrico desenvolvido pelo músculo é captado pelos eletrodos. Devido à limitações relativas ao número de canais (dois canais) da placa de aquisição, nestes testes foram utilizados apenas dois eletrodos por teste e, por isso, o processo teve de ser repetido mudando os eletrodos de modo que no primeiro movimento foram medidos os sinais dos músculos vasto lateral e do reto femoral e, no segundo movimento, o sinal do músculo vasto medial. Na Figura 38 é apresentada uma imagem que ilustra o movimento de extensão do joelho de um voluntário durante a execução de um protocolo.

Figura 38 - Voluntário durante a execução de um protocolo.



Fonte: Elaboração própria.

Após a realização dos testes experimentais foram feitas comparações com os dados obtidos através do modelo matemático. Foi utilizado um método baseado no método utilizado por Buchanan et al. (2004), denominado a *dinâmica de contração do músculo*, que parametriza os valores de força, ou torque, e os dados do SE de forma a torná-los comparáveis pois, apesar de representarem o esforço necessário para o movimento, possuem grandezas diferentes. A diferença está em que em vez da força é parametrizada a energia despendida no movimento, calculada pelo modelo matemático.

O método de Buchanan consiste em parametrizar o SE de ativação do músculo em uma escala de 0 (zero) a 1 (um) e compará-la com a força desenvolvida medida experimentalmente, também parametrizada. Do mesmo modo parametriza-se o SE e a energia calculada pelo modelo para, assim, compará-los como apresentado no capítulo 6.

4.2 DINAMOMETRIA

Neste segundo experimento, a Dinamometria foi utilizada para medir a força despendida para realização do movimento de extensão do joelho, foram utilizados um dinamômetro, uma polia e cordas para fixação do dinamômetro, mostrados na Figura 39.

Figura 39 - a). Dinamômetro; b). polia.

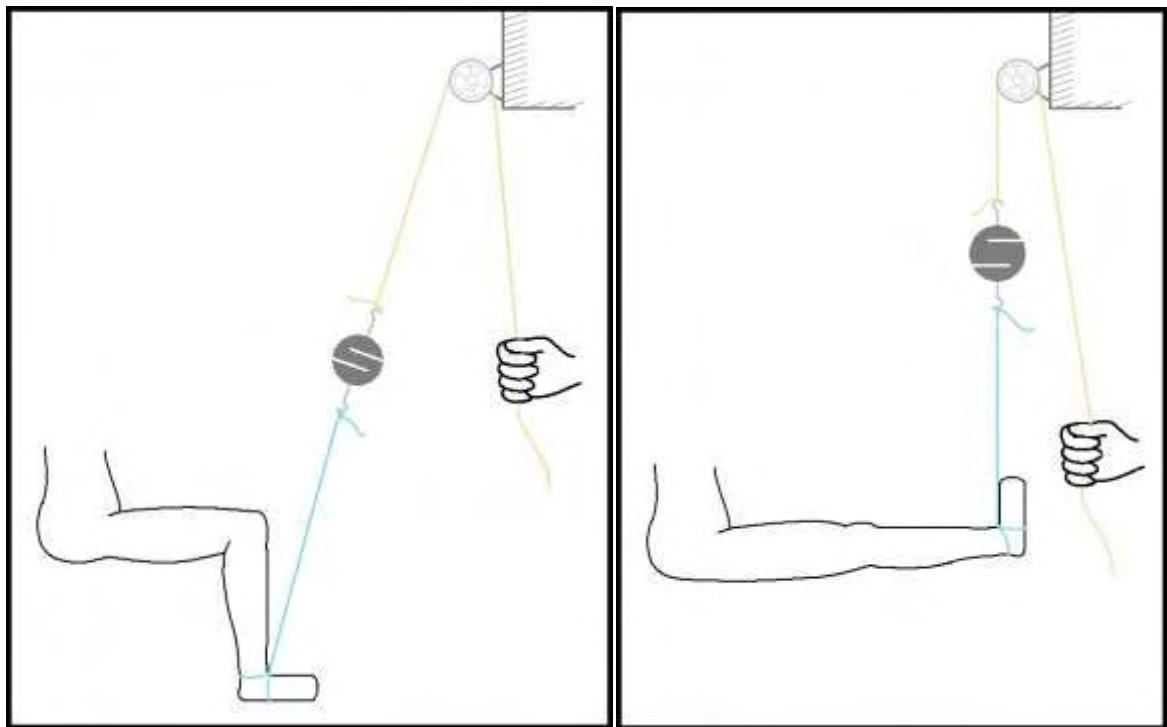


Através de extensômetros fixos em seu corpo metálico, o dinamômetro capta forças de tração ou compressão aplicadas em um eixo definido por duas hastes de fixação, como mostra a Figura 39. O esforço captado às hastes causa uma deformação nos extensômetros colados no dinamômetro que transmitem o um sinal correspondente que pode ser armazenado em um computador em tempo real.

O dinamômetro foi posicionado de modo a medir o sinal de uma força de tração na região do calcanhar do voluntário, conforme ilustrado na Figura 40. O joelho do voluntário é estendido somente pela força, medida, de tração da corda fixa no dinamômetro, necessária para realização do movimento.

O voluntário é posicionado de modo que a corda fixa em seu calcanhar forma um ângulo de 90° com sua perna quando o joelho está estendido. Isso busca atender à formulação utilizada em que a componente da força é normal à perna do voluntário.

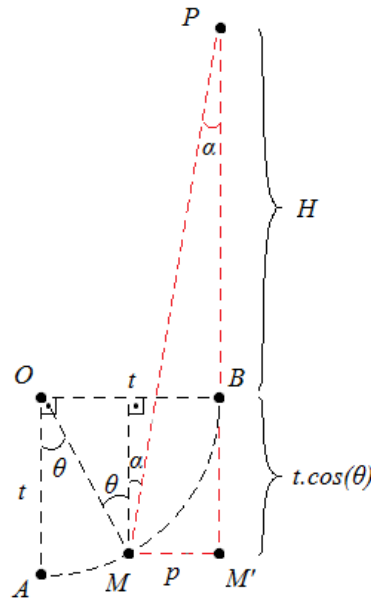
Figura 40 - Esquematização do teste experimental realizado com o dinamômetro.



Fonte: Elaboração própria.

Com o voluntário posicionado corretamente, o ângulo, pode ser obtido em função das distâncias e relação trigonométricas existentes entre os pontos de articulação do movimento, ver detalhes na Figura 41.

Figura 41 - Esquematização da formulação de α .



Fonte: Elaboração própria.

O ângulo entre a corda fixa no dinamômetro e o eixo vertical em função do ângulo da perna do voluntário no decorrer do movimento é calculado pelo uso das Equações 106 e 109.

$$p = t \cdot (1 - \sin \theta), \quad (106)$$

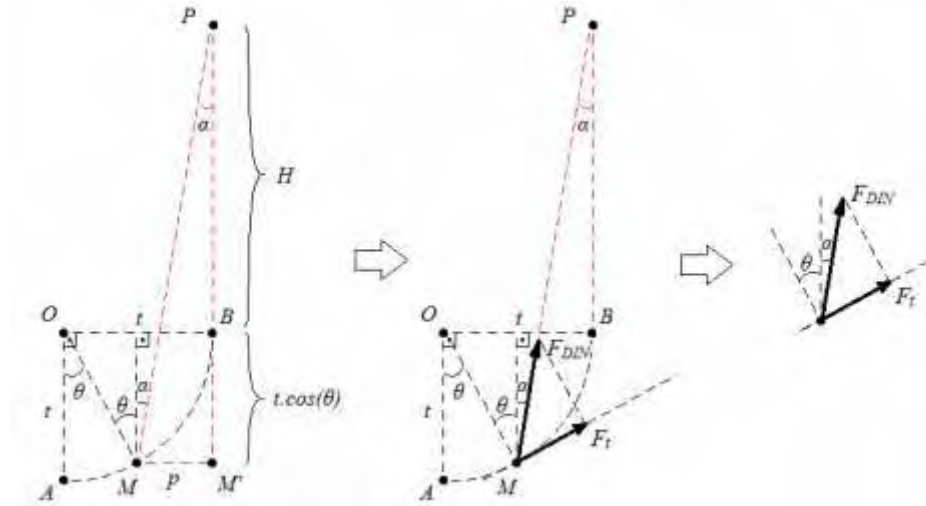
$$\tan(\alpha) = \frac{p}{H + t \cdot \cos(\theta)}, \quad (107)$$

$$\tan(\alpha) = \frac{t \cdot (1 - \sin \theta)}{H + t \cdot \cos(\theta)}, \quad (108)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{t \cdot (1 - \sin \theta)}{H + t \cdot \cos(\theta)}\right). \quad (109)$$

A Equação 109 foi obtida através de uma análise trigonométrica do posicionamento da cadeira ergonômica em relação à polia. Posicionando a cadeira de modo que o ponto de fixação da corda na perna passa pelo mesmo eixo de apoio da corda na polia, estabelece-se uma relação entre o ângulo da posição da perna com o ângulo da corda em relação ao eixo vertical. Esta relação está esquematizada na Figura 42.

Figura 42 - Representação esquemática da obtenção da componente da força perpendicular à perna, onde a trajetória que vai do ponto A ao ponto B representa o movimento do calcanhar durante o exercício de extensão do joelho.



Fonte: Elaboração própria.

Na Figura 42, H corresponde à altura entre o ponto de fixação da corda com o calcanhar do voluntário e o ponto de contato da corda com a polia. A variável t corresponde ao comprimento da perna do voluntário e p corresponde à distância no plano horizontal entre o ponto de fixação da corda no calcanhar do voluntário com o eixo vertical que passa pelo ponto de contato da corda com a polia. O ponto O corresponde ao centro de rotação da perna. Os pontos A e B correspondem, respectivamente, às posições inicial e final do ponto de fixação da corda no calcanhar do voluntário.

Para o cálculo da componente da força perpendicular à perna foi utilizado o cálculo do ângulo α (alpha), descrito na Equação 109. Com o ângulo α , pode-se calcular a componente perpendicular à perna através da Equação 110.

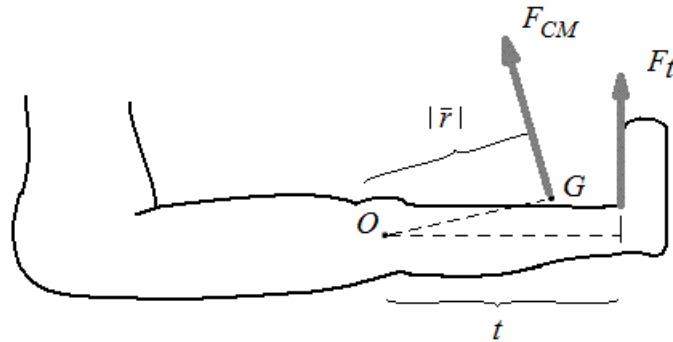
$$F_t = F_{DIN} \cdot \sin(\alpha + \theta). \quad (110)$$

A Equação 110 foi obtida através da força de direção tangente à trajetória descrita pelo ponto M , descrita na Figura 42.

O cálculo da força transposta para o centro de massa foi realizado através da Equação 111, obtida segundo a esquematização apresentada na Figura 43.

$$F_{CM} = \frac{F_t \cdot t}{r} \quad (111)$$

Figura 43 - Representação esquemática da equivalência dos momentos das forças F_t e F_{CM} .

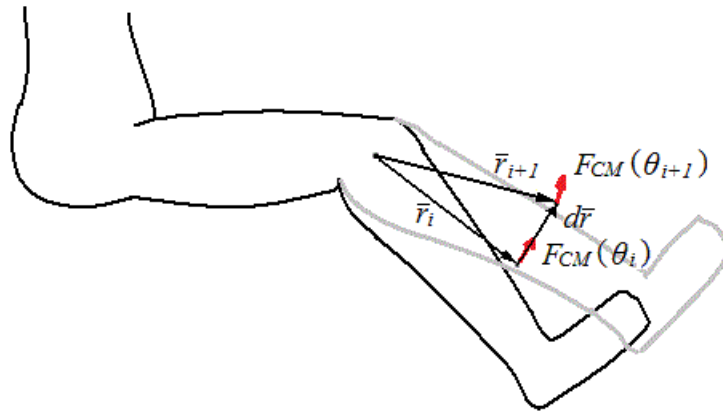


Fonte: Elaboração própria.

O trabalho realizado pela força F_{CM} foi calculado através da Equação 112, obtida segundo a representação esquemática da Figura 44.

$$dU = F_{CM} \cdot d\vec{r} \quad (112)$$

Figura 44 - Representação esquemática do deslocamento do vetor posição do centro de massa.



Fonte: Elaboração própria.

A equação se torna válida, pois o deslocamento é infinitesimal, assim a força pode ser considerada perpendicular ao deslocamento do vetor posição do centro de massa.

Integrando a Equação 112, obtêm-se a Equação 114 que é usada para calcular o trabalho da força no centro de massa, denominado U_{DIN} .

$$U_{DIN} = \int dU \quad (113)$$

$$U_{DIN} = \int F_{CM} \cdot d\vec{r} \quad (114)$$

Portanto, conhecendo o ângulo α é possível determinar, a partir da força medida com o dinamômetro, a componente de força perpendicular à perna e, conseqüentemente, calcular a força equivalente no centro de massa do sistema composto pela perna e pelo pé. A determinação desta força leva ao cálculo do trabalho, ou seja, da energia necessária para se realizar o movimento.

4.3 CINEMETRIA

Os parâmetros cinemáticos dos corpos em seus movimentos são obtidos através da cinemetria que é o estudo e obtenção desses parâmetros a partir do movimento. Uma metodologia muito aplicada na cinemetria é a utilização de câmeras de vídeo e câmeras fotográficas para captar posições, velocidade e acelerações de corpos inanimados ou de seres vivos, método este muito utilizado em estudos da biomecânica do esporte. Alguns tipos de sensores como acelerômetros, medidores de posição eletrônicos também podem ser utilizados na cinemetria. Neste trabalho foi utilizado o eletrogoniômetro como sensor para captação do ângulo da perna no movimento de extensão do joelho (Figura 45).

Figura 45 - Eletrogoniômetro posicionado na cadeira ergonômica.

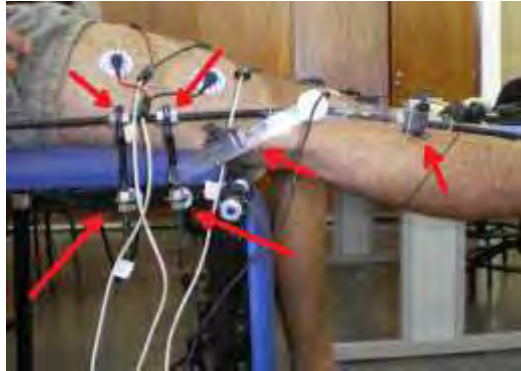


Fonte: Elaboração própria.

O eletrogoniômetro fica posicionado lateralmente ao joelho direito, fixo na cadeira ergonômica sendo que para cada novo teste é necessário um reposicionamento do

eletrogoniômetro devido às diferenças dos parâmetros antropométricos de cada voluntário para captar a angulação da perna corretamente (Figura 46).

Figura 46 - Sistemas de reposicionamento do eletrogoniômetro da cadeira ergonômica.



Fonte: Elaboração própria.

O eletrogoniômetro possui um potenciômetro que varia sua resistência com o deslocamento angular que, como a corrente é constante, causa uma variação de potencial elétrico. Dessa forma, é estabelecida uma relação entre variação de potencial elétrico e ângulo através da calibração do eletrogoniômetro possibilitando a medição da posição angular em tempo real.

No teste, a haste fixa no eletrogoniômetro é posicionada sobre a perna do voluntário, a haste segue a angulação da perna e o eletrogoniômetro captura o ângulo da mesma durante o movimento (Figura 47). O monitoramento e o armazenamento da angulação da perna tanto nos testes de EMG quanto nos testes de dinamometria são feitos utilizando um sistema de aquisição que registra o movimento em função do tempo. Isso permite inclusive, através de cálculo computacional, obter a aceleração angular e a velocidade angular da perna.

Figura 47 - Haste, com o eletrogoniômetro fixo, posicionada sobre a perna do voluntário.



Fonte: Elaboração própria.

4.4 AVALIAÇÃO DE GORDURA CORPORAL E ANTROPOMETRIA

Os parâmetros antropométricos utilizados no software de simulação foram obtidos através de medições realizadas nos próprios voluntários. Para estabelecer o biótipo dos voluntários, foi também realizada uma avaliação de gordura corporal e estatura dos mesmos.

Para isso, foi feita a pesagem de cada voluntário em uma balança comercial da marca Supermedy e a avaliação da gordura corporal foi feita com base no protocolo Falkner.

O protocolo Faulkner foi escolhido para a avaliação da gordura corporal dos voluntários por apresentar uma menor variância em seus resultados dentre os protocolos oferecidos pelo fabricante do Plicômetro utilizado para colher os dados relativos à dobra cutânea (Torres & Silva, 2003).

O protocolo Faulkner utiliza as dobras cutâneas do tríceps, subescapular, suprailíaca e abdominal. A medição da dobra cutânea foi realizada através do plicômetro comercial da marca Inovare Cescorf. A expressão utilizada para o cálculo da porcentagem de gordura corporal é dada por:

$$gc_F\% = (DT + DSb + DSp + DA) \cdot 0,153 + 5,783 , \quad (110)$$

Figura 48 - Material utilizado para medição dos parâmetros antropométricos e da avaliação de gordura corporal: a). plicômetro comercial, marca Inovare Cescorf; b). balança comercial, marca Supermedy.



a).

b).

Elaboração própria.

Para medida dos parâmetros antropométricos, perímetros e comprimentos dos diferentes segmentos corporais dos voluntários foi utilizado uma fita métrica comercial comum. As medidas foram utilizadas para definir as dimensões do modelo geométrico, Figura 32, utilizado no software.

Os parâmetros medidos foram:

- Distância da rótula ao tornozelo;
- Perímetro da panturrilha;
- Perímetro do tornozelo;
- Comprimento do pé;
- Altura do tornozelo;
- Altura do início das falanges;
- Largura no início das falanges;
- Largura do calcanhar.

As dimensões do modelo geométrico foram calculadas da seguinte forma: o comprimento t do cilindro circular foi definido pela distância entre a rótula e o tornozelo; o raio r foi calculado através da média dos perímetros da panturrilha e do tornozelo pela Equação 112; o comprimento d foi definido pelo comprimento do pé; a altura b foi calculada através da média entre as alturas medidas no tornozelo e no início das falanges; a largura c foi calculada através da média entre as larguras medidas no calcanhar e no início das falanges.

$$r = \frac{p}{2\pi} , \quad (111)$$

$$r = \frac{\left(\frac{p_p + p_t}{2}\right)}{2\pi} ; \quad (112)$$

Com as dimensões do modelo geométrico obtidas a partir dos parâmetros antropométricos dos voluntários e os parâmetros cinemáticos, o software permite simular o movimento de extensão do joelho do próprio voluntário utilizando parâmetros do próprio.

5 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados referentes simulação do movimento de extensão do joelho calculado a partir de parâmetros cinemáticos (deslocamento, velocidade e aceleração angulares) provenientes de curvas teóricas. Posteriormente são apresentados os resultados obtidos nos testes experimentais de Eletromiografia (EMG), a Dinamometria e a Cinemetria.

Inicialmente são apresentados os resultados da avaliação de gordura corporal realizada para cada voluntário.

Todos os dados experimentais assim como a avaliação de gordura corporal foram obtidos através dos testes realizados com 13 (treze) voluntários, sendo 6 (seis) homens e 7 (sete) mulheres. Todos os voluntários são saudáveis, ou seja, não possuem qualquer tipo de deficiência. Os dados da avaliação corporal dos voluntários estão na Tabela 2.

Tabela 2 - Avaliação corporal.

Homens	Massa [kg]	Idade [Anos]	Gordura corporal	Gordura em sobra	Altura [m]
1	81	26	17,4%	6,2%	1,71
2	65	26	11,3%	0,0%	1,67
3	84	21	12,7%	2,4%	1,86
4	51	21	12,2%	1,9%	1,69
5	87	21	14,7%	4,4%	1,83
6	62	24	11,0%	0,1%	1,68
Média	71,67	23,17	13,22%	2,50%	1,74
Faixa	51 - 87	21 - 26	11,0% - 17,4%	0,0% - 6,2%	1,68 - 1,86
Mulheres	Massa [kg]	Idade [Anos]	Gordura corporal	Gordura em sobra	Altura [m]
7	51	21	12,2%	1,9%	1,69
8	48	23	12,7%	2,0%	1,59
9	66	15	15,4%	6,3%	1,66
10	55	23	11,3%	0,6%	1,65
11	54	22	13,7%	3,2%	1,57
12	58	21	13,9%	3,6%	1,52
13	52	32	11,1%	-1,4%	1,64
Média	54,86	22,43	12,90%	2,31%	1,62
Faixa	48 - 66	15 - 32	11,1% - 17,4%	1,4% - 6,3%	1,52 - 1,69

Fonte: Elaboração própria.

O grupo de voluntários está numa faixa etária que vai de 15 (quinze) a 32 (trinta e dois) anos de idade, as taxas de gordura corporal estão numa faixa que vai de 11,0% a 15,4% de

gordura em relação à massa total do corpo e uma estatura numa faixa que vai de 1,52 a 1,86 metros de altura.

5.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO COM BASE EM PARÂMETROS CINEMÁTICOS TEÓRICOS

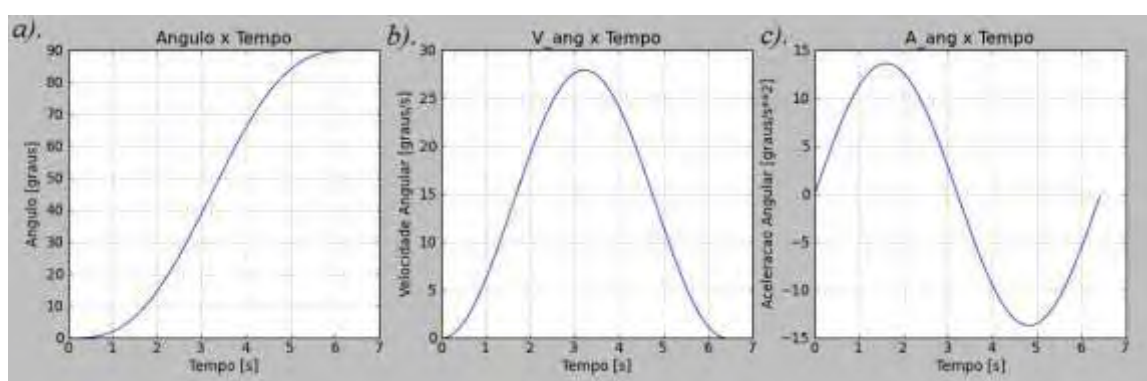
Neste item são apresentadas as simulações do movimento de extensão do joelho realizadas a partir de curvas de deslocamento, velocidade e aceleração geradas teoricamente além dos dados antropométricos de cada voluntário. Estas curvas representam um movimento análogo ao desenvolvido em exercícios de reabilitação, ou seja, possui baixas variações de aceleração no início e no final do movimento e é realizado lentamente.

Dessa forma é simulado um movimento suave cuja velocidade cresce lentamente até atingir um máximo e decresce também lentamente até atingir o valor nulo.

As curvas são construídas tendo como parâmetro necessário para sua construção a duração do movimento. Foi utilizada aqui a mesma duração dos movimentos realizados nos testes experimentais de dinamometria.

Na Figura 49 estão apresentados os dados cinemáticos definidos teoricamente para a simulação do movimento de extensão do joelho do voluntário 1 (um).

Figura 49 - Gráficos relativos ao movimento suave de extensão do joelho, desenvolvidos para um movimento realizado no mesmo intervalo de tempo do teste de dinamometria do voluntário 1: a). posição angular do centro de massa da perna em função do tempo; b). velocidade angular da perna em função do tempo; c). aceleração angular em função do tempo.



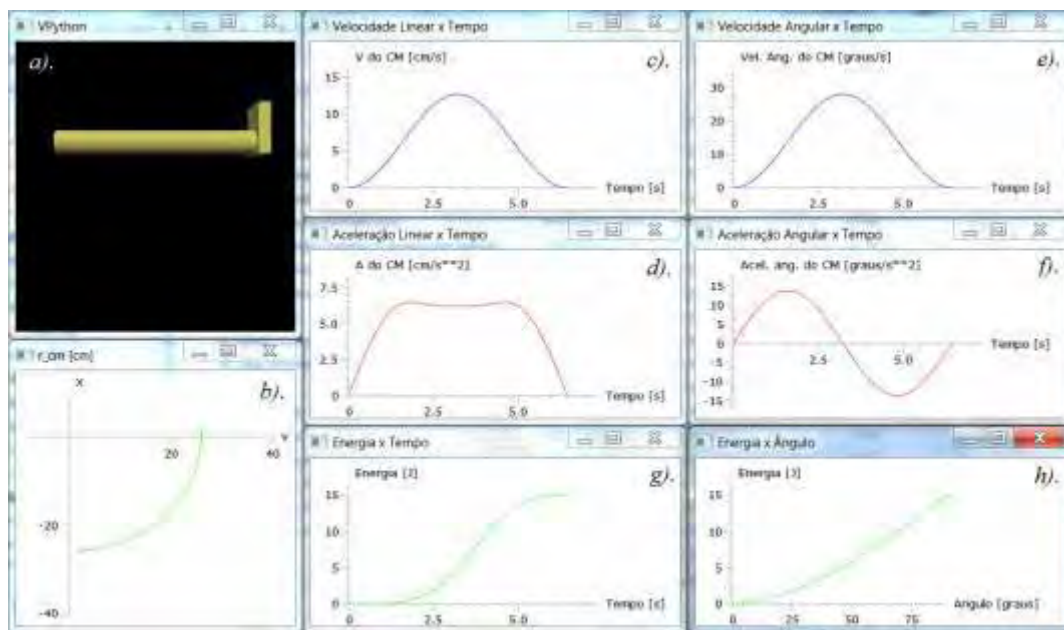
Fonte: Elaboração própria.

A curva (a) descreve um deslocamento angular suave ao longo do tempo que vai de 0 (zero) a 90 (noventa) graus. Assim a curva corresponde ao deslocamento angular da perna durante o movimento de extensão do joelho. O gráfico (b) descreve o comportamento da

velocidade no desenvolver do movimento, partindo inicialmente de zero e retornando ao valor nulo novamente. O gráfico (c) descreve a aceleração e a desaceleração do movimento.

Na Figura 50, estão apresentados os gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho calculados com base nos parâmetros do voluntário 1 (um).

Figura 50 - Gráficos provenientes do software de simulação computacional utilizando dados cinemáticos de deslocamento, velocidade e aceleração angulares obtidos teoricamente: a). simulação do movimento; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). velocidade $|\vec{v}|$ em função do tempo; d). aceleração $|\vec{a}|$ em função do tempo; e). velocidade angular $|\omega|$ em função do tempo; f). aceleração angular $|\alpha|$ em função do tempo; g). energia U_{TEO} em função do tempo; h). U_{TEO} em função do ângulo da perna.



Fonte: Elaboração própria.

Os dados e resultados obtidos na simulação dos movimentos dos demais voluntários não serão apresentados no corpo de texto. Os resultados são apresentados no Apêndice B. Essa decisão buscou evitar a repetição exaustiva de dados no corpo do texto.

Como exposto no item 3.3, os gráficos (c), (d), (e) e (f) expõem os dados de entrada para o cálculo computacional e os gráficos (b), (g) e (h) representam os resultados do cálculo computacional.

Na Figura 50, analisando o gráfico (g), nota-se que a energia tem um comportamento similar ao comportamento da curva de deslocamento angular (Figura 49.a). No gráfico (h), é observada uma tendência da energia de crescer de forma linear, em relação ao ângulo da perna, na segunda metade do movimento. O mesmo comportamento se observa para os resultados das simulações de todos os voluntários (Apêndice B).

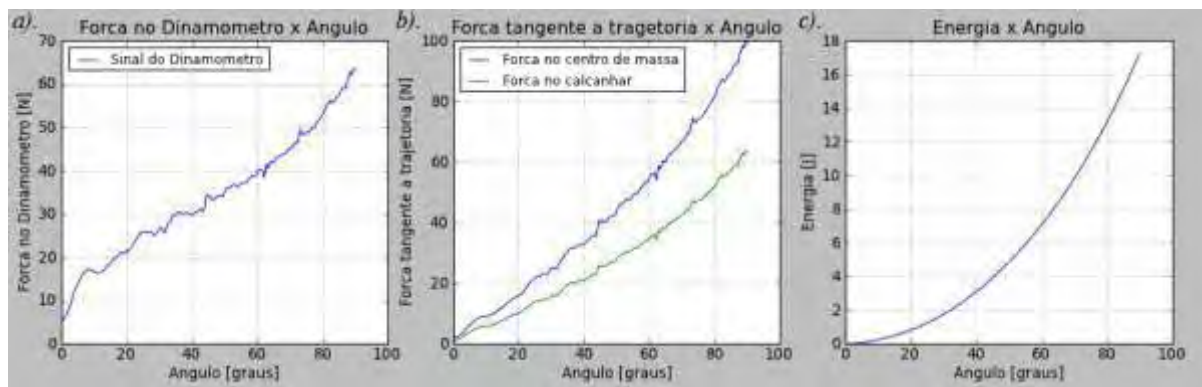
5.2 DINAMOMETRIA

A dinamometria foi realizada com o intuito de se obter dados relativos à energia ou trabalho realizado durante o movimento de extensão do joelho. Foi medido e analisado o comportamento da força necessária para erguer a perna do voluntário realizando o movimento de extensão do joelho. Com estes dados foi possível realizar uma comparação quantitativamente com os dados obtidos com o modelo matemático.

Na preparação para o teste de dinamometria, o voluntário senta na cadeira ergonômica, onde é posicionado o eletrogoniômetro lateralmente ao joelho direito para realização da cinemetria simultaneamente. Com o joelho em máxima extensão, posiciona-se a cadeira de modo que a corda que se prende a perna do voluntário fique na posição conforme definida no capítulo 4. O voluntário flexiona então a perna formando um ângulo de 90 (noventa) graus com a coxa. Iniciando o teste, o experimentalista suspende a perna do voluntário de forma lenta sem que o mesmo faça força com o músculo, realizando a extensão completa do joelho, finalizando o teste.

Na Figura 51 são apresentados os resultados obtidos para o voluntário 1. No gráfico (a) é mostrada a força medida diretamente pelo dinamômetro (F_{DIN}) em função do ângulo da perna, no gráfico (b) é mostrada a componente da força perpendicular à perna na mesma região do calcanhar (F_t) e sua transposta para o centro de massa (F_{CM}) sobrepostas em função do ângulo da perna e no gráfico (c) é mostrado o comportamento da energia/trabalho da força F_{CM} em função do ângulo da perna.

Figura 51 - Gráficos relativos à: a). F_{DIN} em função do ângulo da perna; b). F_t e F_{CM} em função do ângulo da perna ; c). U_{DIN} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

Analisando o comportamento do gráfico (c) (Figura 51), nota-se um comportamento similar com o obtido com o modelo matemático onde há um crescimento lento na primeira metade do movimento e um crescimento acentuado no restante do movimento. No capítulo seguinte é realizada uma comparação quantitativa entre os resultados teóricos e experimentais.

5.3 ELETROMIOGRAFIA

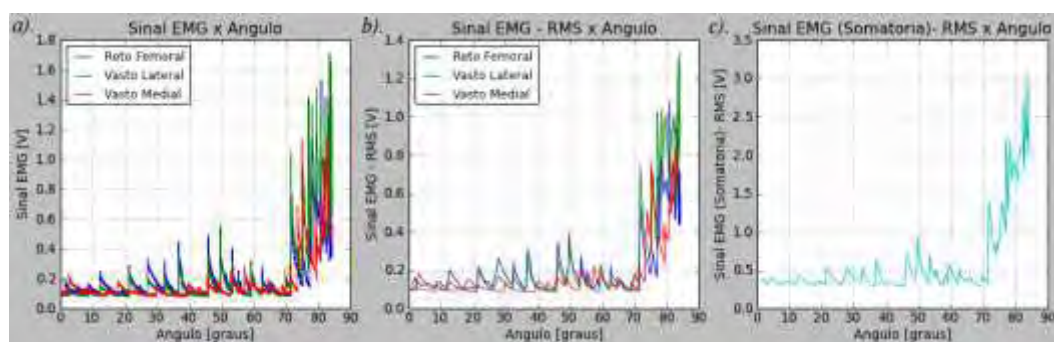
Nos testes de EMG buscou-se captar o potencial elétrico gerado pela contração das três porções do músculo quadríceps durante o movimento de extensão do joelho para comparar seu comportamento com o comportamento da energia calculado pelo modelo matemático.

Na EMG, foi medido o Sinal Eletromiográfico (SE) das três porções do músculo quadríceps que são Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM), juntamente com a posição angular da perna através da cinemetria.

Na etapa de preparação para o teste, o voluntário é posicionado na cadeira ergonômica com o joelho flexionado, são posicionados os pares de eletrodos nas três porções do quadríceps da perna direita e o eletrogoniômetro é posicionado lateralmente ao joelho, para medição do ângulo da perna. Após o posicionamento do voluntário na cadeira inicia-se a aquisição dos dados e o voluntário realiza o movimento, de forma lenta, até atingir a máxima extensão do joelho, quando a aquisição é finalizada.

Na Figura 52 está apresentado o resultado obtido com o teste realizados com o voluntário 1 (um). O SE é dado em volts [V] e os ângulos em graus [°]. Na Figura 51, o gráfico (a) mostra o SE das três porções do músculo superpostos, o gráfico (b) mostra o sinal RMS para o sinal do gráfico anterior e o gráfico (c) apresenta a somatória dos três sinais RMS.

Figura 52 - Gráficos relativos a(o): a). SE dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; b). sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; c). somatória do sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

No início do movimento de extensão do joelho, a taxa com que crescem os picos de potencial elétrico é pequena e aumenta nos últimos trinta graus do movimento. Para alguns voluntários, praticamente não houve alteração no SE na primeira metade do movimento. Algumas hipóteses em relação a este comportamento apresentado pelo SE são levantadas e discutidas no capítulo seguinte.

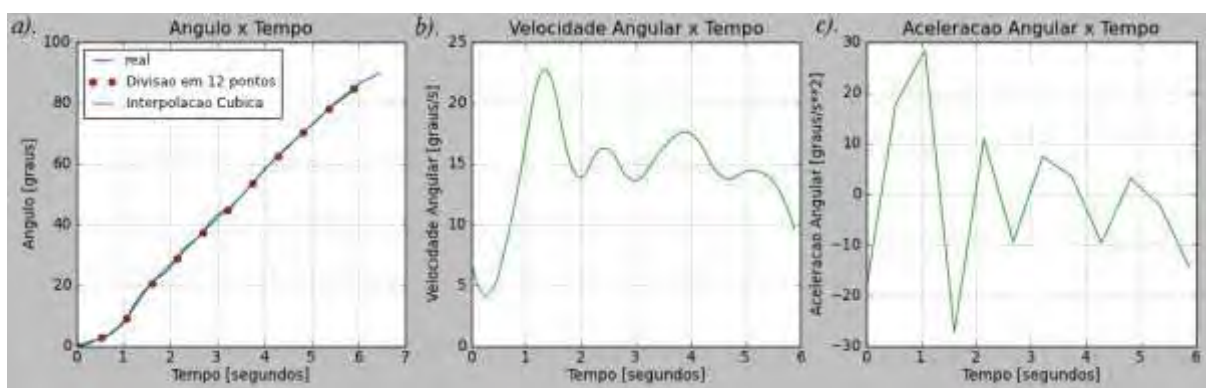
5.4 CINEMETRIA

Os testes de cinemetria foram utilizado para obtenção experimental dos dados referentes ao comportamento da angulação da perna de cada voluntário em função do tempo nos testes de EMG e de dinamometria. Esses dados foram utilizados para calcular a velocidade e aceleração angulares desenvolvida durante os testes experimentais.

Na preparação de cada teste, o eletrogoniômetro é posicionado lateralmente ao joelho direito para se calcular o deslocamento angular da perna em função do tempo.

Na Figura 53 são mostrados os dados medidos e calculados para o voluntário 1. No gráfico (a) estão apresentados os dados relativos à evolução do ângulo da perna durante o movimento de extensão do joelho em função do tempo. Nos gráficos (b) e (c) são mostrados respectivamente a velocidade e aceleração angulares do movimento.

Figura 53 - Gráficos relativos à: a). evolução do ângulo da perna em função do tempo durante o movimento de extensão do joelho; b). evolução da velocidade angular da perna em função do tempo no mesmo movimento; c). aceleração angular da perna em função do tempo. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

Para se calcular a velocidade foi realizada a derivação de uma curva interpolada do gráfico de deslocamento angular em função do tempo. Isto se fez com o objetivo de suavizar o comportamento das velocidades e acelerações angulares resultantes da derivação, mantendo uma aproximação satisfatória do comportamento real do deslocamento angular do joelho. A

utilização desta curva de interpolação ao invés da utilização direta da curva obtida pelo eletrogoniômetro se deve o sistema de aquisição que causa variações na velocidade do deslocamento angular em espaços de tempo muito pequenos, da ordem de 0,0005 segundos. Derivações realizadas na curva obtida diretamente pelo eletrogoniômetro mostraram um comportamento randômico da velocidade e aceleração angular. Optou-se então por trabalhar com a derivação da curva interpolada a partir de pontos espaçados igualmente da curva ao invés de usar a curva obtida diretamente do sensor.

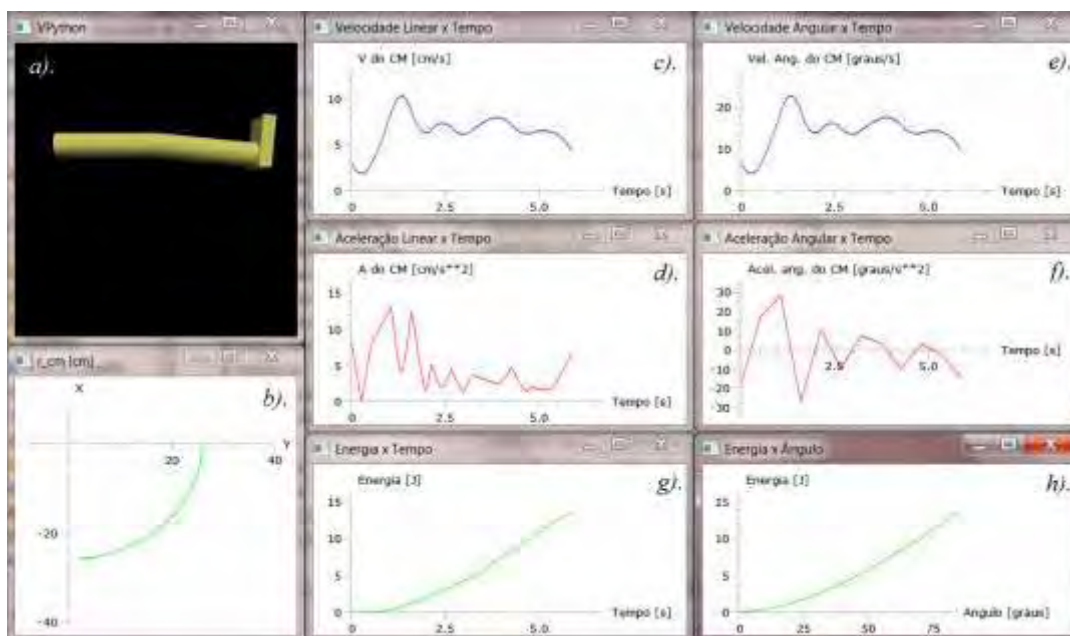
Assim, a partir da curva de ângulo da perna em função do tempo obtiveram-se os valores de velocidade e aceleração angulares que representam o movimento de extensão do joelho realizado pela perna de cada voluntário durante os testes experimentais, com o intuito de serem utilizados como dados de entrada para o software possibilitando o cálculo da energia despendida nos movimentos desenvolvidos nos testes experimentais.

5.5 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO COM BASE EM PARÂMETROS CINEMÁTICOS EXPERIMENTAIS

Com os parâmetros cinemáticos (deslocamento, velocidade e acelerações angulares) obtidos na cinemetria pode se calcular a energia despendida na realização do movimento de extensão do joelho utilizando o modelo matemático. Como o modelo matemático utiliza parâmetros cinemáticos como entrada de dados, pode-se assim calcular a energia com base nos parâmetros obtidos durante o teste experimental de dinamometria. Dessa forma, a energia calculada pelo modelo matemático pode ser comparada com a energia calculada experimentalmente através da dinamometria.

Assim, foi realizada a simulação computacional do movimento, calculando assim o comportamento da energia durante o movimento para cada voluntário. Esta energia calculada com o modelo matemático com base nos parâmetros obtidos experimentalmente foi denominada U_{SIM} e está apresentada na Figura 54.

Figura 54 - Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional do movimento de extensão do joelho, utilizando dados cinemáticos colidos experimentalmente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y c). $|\dot{v}|$ em função do tempo; d). $|\dot{a}|$ em função do tempo; e). $|\dot{\omega}|$ em função do tempo; f). $|\alpha|$ em função do tempo; g). U_{SIM} em função do tempo; h). U_{SIM} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

Estes são os resultados obtidos com as simulações teóricas e com os testes experimentais obtidos neste trabalho. No capítulo seguinte, estes resultados são discutidos e comparados com o objetivo de validar o modelo matemático desenvolvido para o movimento de extensão do joelho e entender melhor a mecânica no movimento de extensão da articulação do joelho humano.

6 DISCUSSÕES E COMPARAÇÕES TEÓRICO-EXPERIMENTAIS

Neste capítulo é feita uma comparação entre os resultados da simulação com os resultados dos testes de dinamometria, em seguida é feita uma discussão a respeito das forças provenientes dos elementos anatômicos inerentes ao sistema biomecânico que influenciam no movimento de extensão do joelho, posteriormente são realizadas comparações dos resultados da simulação com os dados resultantes da correção feita na energia obtida na dinamometria e finalmente é feita uma comparação entre os resultados da simulação e os obtidos através dos testes de Eletromiografia (EMG).

Uma discussão a respeito do comportamento e origem das energias calculadas nas abordagens numérica e experimental se mostra necessária para que as mesmas possam ser comparadas. A comparação visa estabelecer uma correlação entre o modelo simulado com os dados medidos experimentalmente. Isso permitiria que o modelo simulado possa ser utilizado no estudo e análise do movimento de extensão do joelho, visando aplicações em exercícios de reabilitação.

No modelo matemático desenvolvido, a energia calculada é a energia necessária para realização do movimento da perna e do pé no espaço. Nesse caso, o modelo não aborda a ação de elementos que constituem o sistema biomecânico (membro inferior) que possam agir restringindo ou auxiliando no movimento. Dentre estes elementos estão, por exemplo, os músculos que cruzam a articulação do joelho, a pele, nervos, artérias. Todos esses elementos, de alguma forma, aplicam forças no sistema quando em movimento que podem atuar como uma restrição ou auxílio ao mesmo.

No teste experimental de dinamometria, a força total necessária para a execução do movimento de extensão do joelho é medida. Nesta força está presente, além da componente de força necessária para o movimento da perna e do pé no espaço, a componente existente devido à ação destes elementos não abordados no modelo matemático. Dessa forma, a energia calculada a partir do trabalho da força medida na dinamometria não é a mesma energia calculada pelo modelo matemático.

Foram realizados cálculos com o intuito de se verificar a ação destas forças de restrição ao movimento. Analisando os resultados da dinamometria, foi feito um estudo em torno da aproximação da massa dos segmentos perna e pé com base na a dinâmica do movimento. A partir dos resultados deste estudo foi possível desenvolver uma formulação para se calcular

separadamente, a partir da força medida no teste de dinamometria, a força proveniente destes elementos de restrição. Isto possibilitou o cálculo da energia proveniente da ação destes elementos de restrição e uma correção da energia obtida a partir da força medida na dinamometria. Dessa forma, tornou-se possível uma comparação entre a energia calculada com o modelo matemático e a energia corrigida obtida na dinamometria, sabendo-se que estas representam somente a energia necessária para o simples movimento da perna e do pé no espaço.

6.1 COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO E OS RESULTADOS DA DINAMOMETRIA

O comportamento da energia no movimento de extensão do joelho calculado pelo modelo é calculado a partir dos parâmetros antropométricos de cada indivíduo e dos parâmetros cinemáticos (aceleração, velocidade e deslocamento angulares) necessários para simular o movimento conforme discutido no capítulo 3. No caso em que os parâmetros cinemáticos utilizados são definidos a partir de curvas teóricas, a energia é denominada U_{TEO} . Para o caso em que os parâmetros cinemáticos usados são os obtidos através da cinemetria durante o teste de dinamometria, a energia é denominada U_{SIM} .

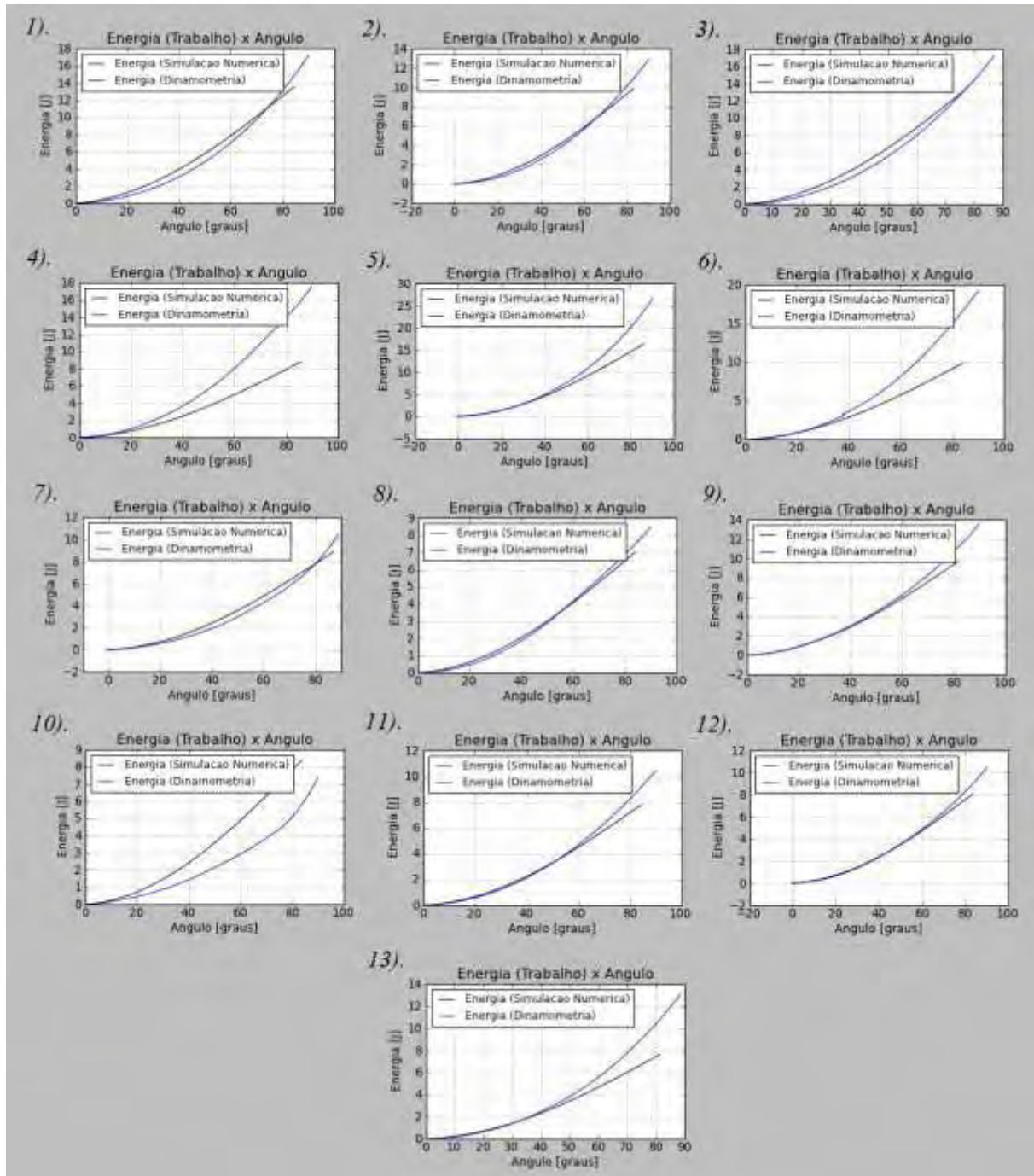
A energia proveniente do trabalho da força F_{CM} obtida na dinamometria é denominada U_{DIN} . Ela representa a energia total gasta no movimento de extensão do joelho, diferente da energia U_{SIM} calculada com o software que representa somente a energia necessária para o movimento da perna e do pé no espaço sem considerar a ação de elementos internos que possam influenciar no movimento. Assim, na energia U_{DIN} é considerada a energia necessária para se vencer a ação dos elementos inerentes ao sistema biomecânico somada a parcela de energia proveniente da movimentação da perna e do pé no espaço, como descrito anteriormente.

A comparação dos resultados foi realizada para todos os voluntários, entretanto, no texto é apresentado somente os gráficos relativos aos dados do voluntário 1. Os dados dos demais voluntários, assim como no capítulo anterior, são apresentados no Apêndice C.

Na Figura 55 são apresentadas sobrepostas as curvas de energia U_{SIM} e U_{DIN} em função do ângulo da perna e na Figura 56 são apresentadas as curvas das mesmas energias em função do tempo. O comportamento da energia obtida na simulação, U_{SIM} , e da energia obtida a partir

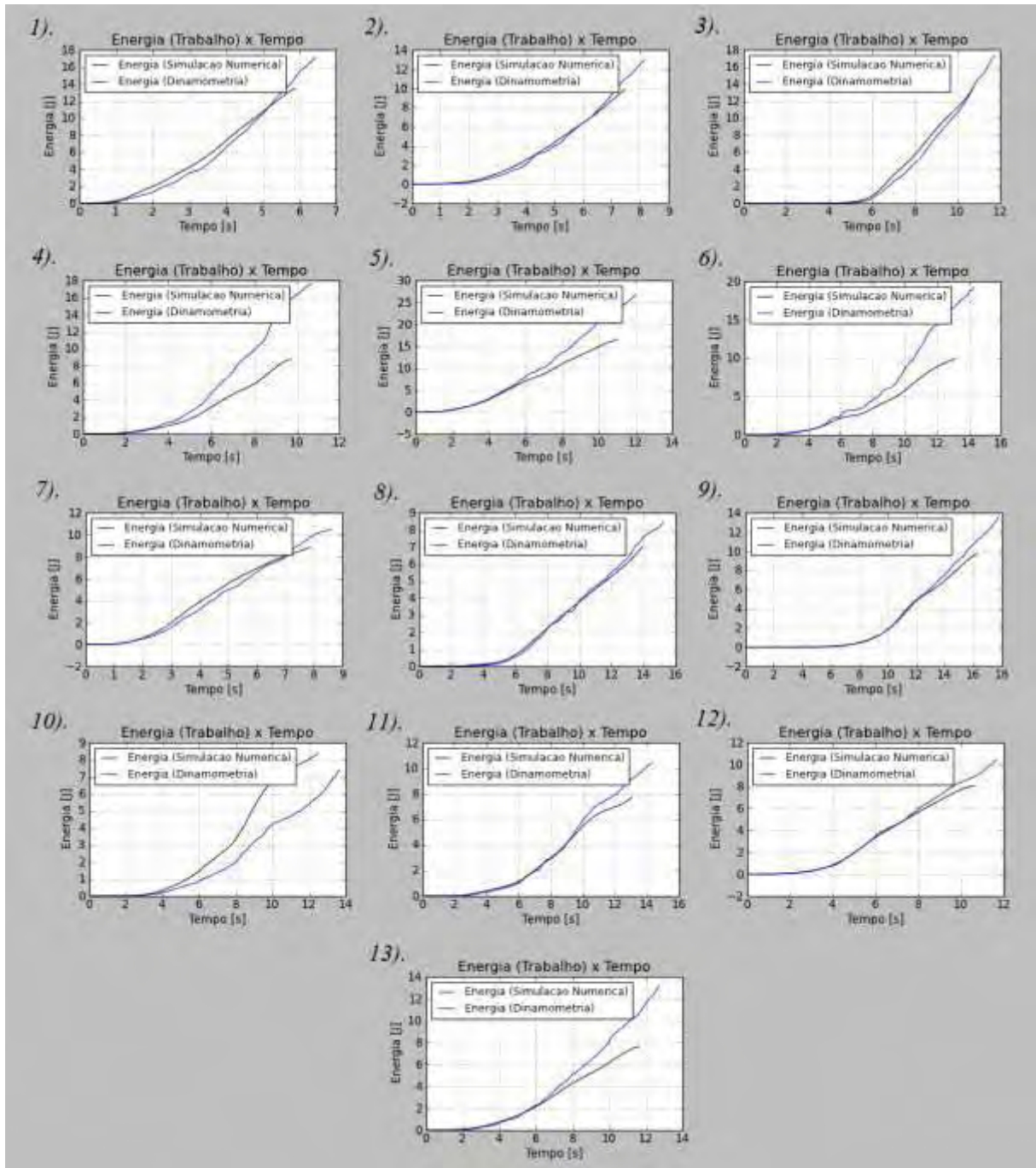
da força medida no dinamômetro, U_{DIN} , é muito semelhante para alguns voluntários e para outros se torna muito distinto. Há uma tendência da energia U_{DIN} se diferenciar no final do movimento em relação à energia U_{SIM} . Este aspecto é discutido com mais detalhes posteriormente neste capítulo.

Figura 55 - Comparação entre as curvas de energias U_{SIM} e U_{DIN} em função do ângulo da perna. Para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 56 - Comparação entre as curvas de energias U_{SIM} e U_{DIN} em função do tempo. Para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

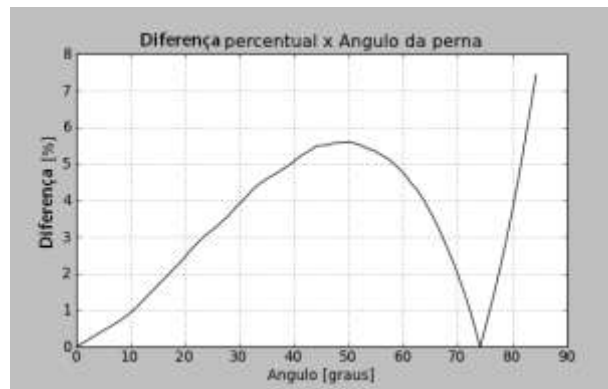
A energia U_{SIM} só pode ser calculada até uma posição angular menor que a energia U_{DIN} devido à interpolação realizada para obtenção dos dados cinemáticos de entrada.

Foi feita uma avaliação quantitativa da diferença entre as curvas de energia U_{SIM} e U_{DIN} . A diferença entre as curvas foi calculada para cada ângulo da perna com relação ao valor máximo da energia U_{DIN} alcançado no movimento, utilizando a Equação 121.

$$d_{SD\%}(\theta) = \frac{|U_{SIM}(\theta) - U_{DIN}(\theta)|}{U_{DIN}(\theta_{m\acute{a}x})} \quad (121)$$

No caso, o valor de $\theta_{m\acute{a}x}$ corresponde ao ângulo máximo alcançado pela perna no cálculo da energia U_{SIM} . Na Figura 57 é mostrado o gráfico da diferença percentual $d_{SD\%}$ da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DIN} para o voluntário 1. A energia calculada através do modelo matemático apresenta uma ligeira discrepância em relação à energia calculada a partir da força medida no dinamômetro. Esse valor é maior ou menor em função do ângulo da perna.

Figura 57 - Diferença percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DIN} . Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 3 apresenta o valor máximo de diferença percentual registrado entre as curvas U_{SIM} e U_{DIN} e seu ângulo correspondente para cada voluntário.

Tabela 3 - Máxima diferença percentual entre as energias U_{SIM} e a energia U_{DIN} para cada voluntário.

Voluntários	Máxima diferença percentual [%]	Posição da perna (ângulo) [°]
1	7,44	84,4
2	8,12	82,8
3	5,62	49,0
4	40,19	85,6
5	28,18	86,2
6	35,62	84,5
7	9,06	87,1
8	5,71	84,0
9	10,91	81,8
10	37,22	78,3
11	12,93	84,2
12	8,73	83,6
13	24,12	81,4

Fonte: Elaboração própria.

A comparação das curvas de energia U_{SIM} e U_{DIN} dos voluntários (ver Apêndice C) apresenta um comportamento distinto, em alguns casos a diferença das curvas é da ordem de 5,62 e em outros 40,19%.

Isto se deve ao fato de que as energias não possuem a origem nos mesmos fenômenos mecânicos. Ambas tem em sua constituição uma parcela proveniente da energia necessária para o movimento da perna e do pé no espaço, mas somente a energia U_{DIN} possui somada a energia proveniente das forças inerentes a elementos que constituem a perna e influenciam no movimento, ou restringindo, ou auxiliando com o mesmo. Em seguida, a ação destes elementos e a formulação desenvolvida para obtenção destas forças são abordadas com mais detalhe.

6.2 FORÇAS INERENTES AO SISTEMA BIOMECÂNICO

O cálculo da energia durante o movimento de extensão do joelho, discutido no item anterior, demanda o conhecimento da massa dos segmentos corporais da perna e do pé. O valor deste parâmetro, massa dos segmentos perna e pé, foram definidos com base no trabalho de Clauser et al. (1969), em que uma estimativa da massa de todos os segmentos corporais é calculada em relação à massa total do corpo. Essa aproximação ainda é bastante usada nos dias atuais (VARRIEST, 2012; DOUGHTY, 2011).

Este item trata a discrepância do comportamento das energias, obtidas na simulação e na dinamometria, observada nas comparações de alguns voluntários no item 6.1. Buscou-se então avaliar a causa da discrepância observada através de uma reaproximação da massa dos segmentos corporais (perna e pé) com base na força medida nos testes de dinamometria e na dinâmica do movimento. Desenvolvendo uma formulação para a determinação da massa a partir dos resultados experimentais, pode-se comparar com a aproximação da massa obtida como por Clauser et al. (1969).

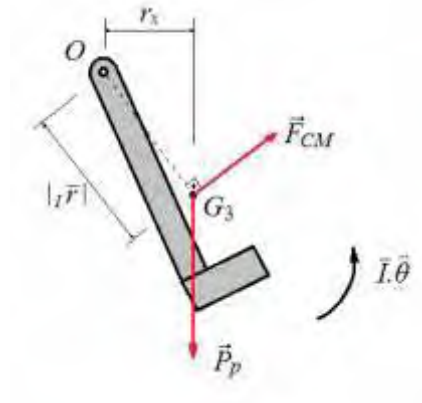
Para isso, foi desenvolvido o modelo físico (Figura 58) capaz de determinar a formulação necessária para tal (Equação 116).

$$\sum M_O = I \cdot \alpha , \quad (115)$$

$$P_p \cdot r_x - F_{CM} \cdot |I\vec{r}| = \bar{I} \cdot \ddot{\theta} . \quad (116)$$

Na Equação 116, a força F_{CM} representa a força no centro de massa. A força P_p representa a força peso resultante do sistema composto pela perna e pelo pé.

Figura 58 - Representação esquemática do movimento de extensão do joelho com foco na dinâmica do movimento.



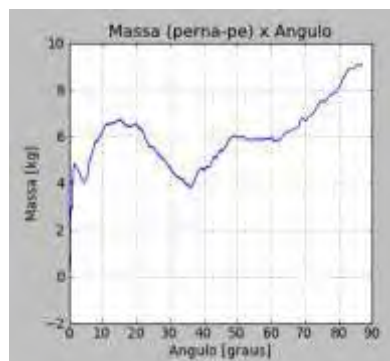
Fonte: Elaboração própria.

Isolando a massa na Equação 116, tem-se:

$$m = \frac{F_{CM} \cdot |I\vec{r}| + I \cdot \ddot{\theta}}{r_x \cdot g}, \quad (117)$$

A substituição do valor da força F_{CM} medida no teste de dinamometria na Equação 117 permite uma estimativa da massa do conjunto perna e pé. O gráfico da Figura 59 mostra o valor da massa estimado para cada ângulo da perna. O resultado não condiz com o esperado, pois a massa da perna e do pé de cada voluntário não varia. Portanto, acredita-se que esta variação observada está relacionada com a ação de outras forças, possivelmente, as forças associadas aos elementos de restrição ao movimento discutidas no início deste capítulo.

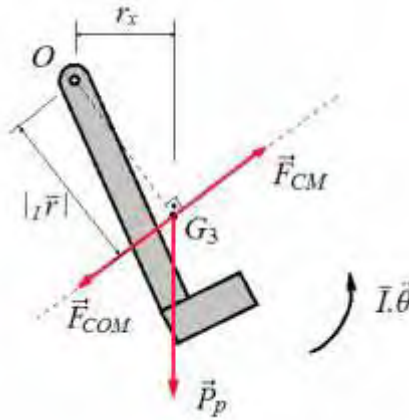
Figura 59 - Gráficos da variação da massa do sistema constituído pela perna e pelo pé: a). gráfico da variação da massa em função do ângulo da perna; b). gráfico da variação da massa em função do tempo. Dados do voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

Na Equação 117, a força peso P_p é a única força a contrabalancear a força F_{CM} no somatório de momentos em torno do eixo O em relação à resultante dinâmica de $\bar{I} \cdot \ddot{\theta}$. Isso, mediante observação feita nos resultados apresentados na Figura 59, levou a uma reformulação da Equação 117 em que foi assumida a existência de uma componente de força denominada aqui de força compensadora F_{COM} sendo que essa força busca representar as restrições ao movimento, discutidas no início do capítulo. Neste caso, a variação observada do valor da massa seria devido a esta força visto que a massa é constante. A representação esquemática dessa força compensadora F_{COM} é ilustrada na Figura 60.

Figura 60 - Representação esquemática do movimento de extensão do joelho com foco na dinâmica do movimento com o acréscimo da força compensadora.



Fonte: Elaboração própria.

A equação de equilíbrio do movimento considerando a força compensadora é dada por:

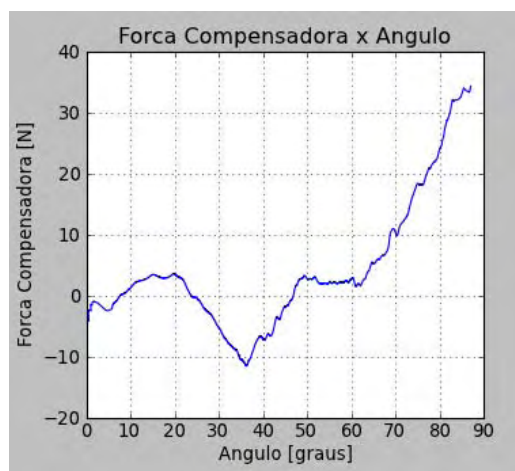
$$P_p \cdot r_x - F_{CM} \cdot |I\vec{r}| + F_{COM} \cdot |I\vec{r}| = \bar{I} \cdot \ddot{\theta} . \quad (118)$$

Isolando a força compensadora F_{COM} na Equação 118, tem-se:

$$F_{COM} = \frac{\bar{I} \cdot \ddot{\theta} - P_p \cdot r_x + F_{CM} \cdot |I\vec{r}|}{|I\vec{r}|} , \quad (119)$$

O gráfico da Figura 61 mostra como essa força varia para cada ângulo da perna ao longo do movimento, dados referentes ao voluntário 1. Neste caso, o valor da massa da perna e do pé utilizados no cálculo da força P_p foram os valores estimados a partir do trabalho de Clauser et al. (1969). Dessa forma se mantém a massa constante para o cálculo da força F_{COM} .

Figura 61 - Gráficos da força compensadora calculados com os dados do voluntário 1: a). gráfico da força compensadora em função do ângulo da perna; b). gráfico da força compensadora em função do tempo.
Dados do voluntário 1.



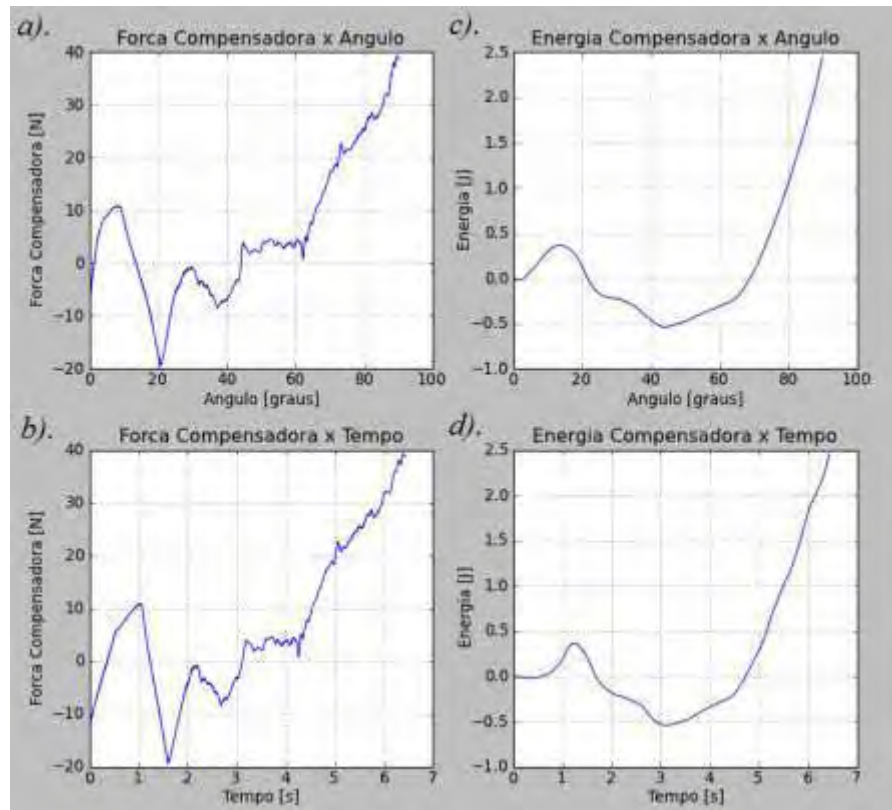
Fonte: Elaboração própria.

Como esquematizado na Figura 60, a força compensadora F_{COM} possui a mesma direção da força F_{CM} e sentido contrário. Os valores negativos indicam que a força F_{COM} contribui a favor do movimento. Os valores positivos da força F_{COM} contribuem contra o movimento.

Como discutido, acredita-se que esta força advém de forças de restrição ao movimento provenientes do alongamento de músculos e de outros elementos que constituem a anatomia do membro inferior que ocorrem durante o movimento. Consequentemente, se faz necessário a correção desse efeito na energia obtida experimentalmente pela dinamometria antes das comparações com os resultados simulados.

Na Figura 62 estão apresentados os gráficos da força compensadora F_{COM} e da sua respectiva energia calculados em função do ângulo e do tempo para o voluntário 1. Como no capítulo anterior, os resultados dos demais voluntários estão apresentados no Apêndice C.

Figura 62 - Gráficos relativos à: a) força compensadora em função do ângulo da perna; b). força compensadora em função do tempo; c). trabalho da força compensadora em função do ângulo da perna; d). trabalho da força compensadora em função do tempo. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

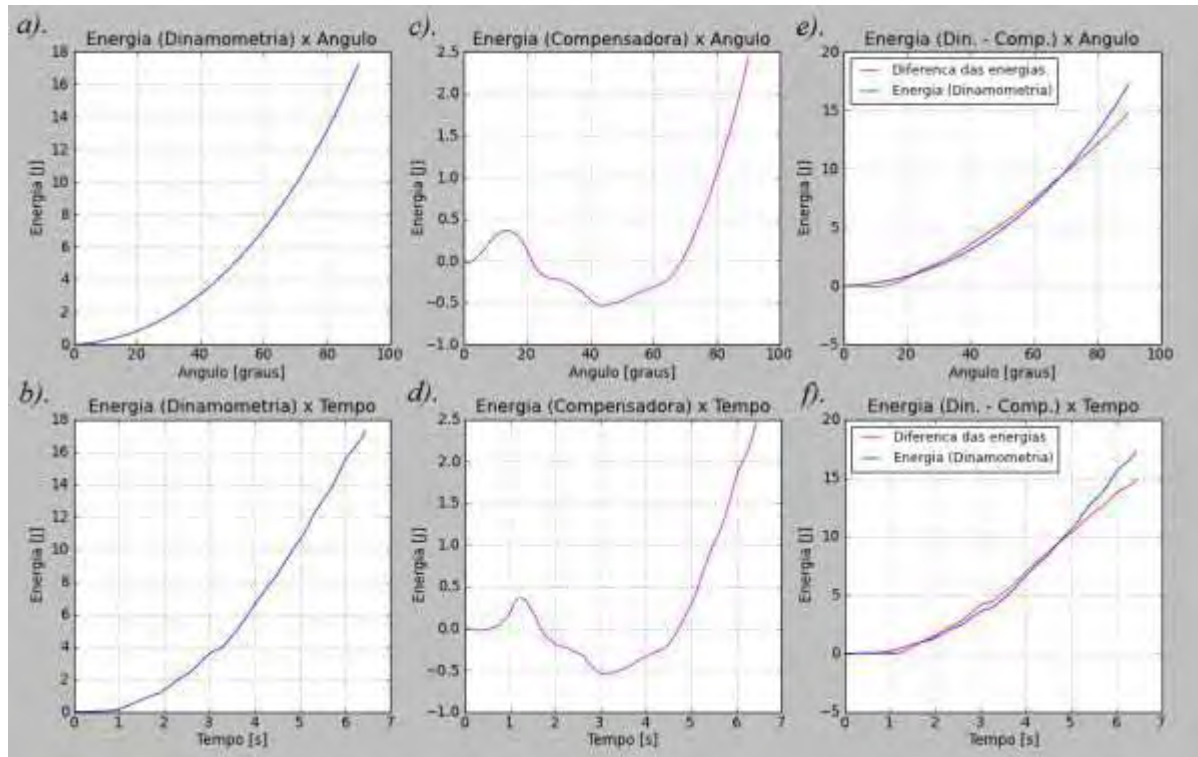
A diferença entre a energia correspondente ao trabalho realizado pela força F_{CM} e a energia correspondente ao trabalho realizado pela força F_{COM} é igual a uma energia que corresponde unicamente ao movimento da perna e do pé no espaço. Denominou-se esta energia como U_{DINC} , pois se trata de uma correção da energia U_{DIN} .

Os gráficos (e) e (f) da Figura 63 mostram a superposição das curvas de energia U_{DIN} e U_{DINC} . Nos gráficos (e) e (f) da Figura 63 observa-se a diferença entre as curvas U_{DIN} , obtida diretamente da força medida no dinamômetro, e U_{DINC} , curva obtida corrigindo a curva U_{DIN} com a adição da ação da força compensadora F_{COM} . Em alguns momentos no movimento de extensão do joelho, a ação da força F_{COM} auxiliou o movimento e, em outros momentos do movimento, restringiu o mesmo.

Nos gráficos (e) e (f) da Figura 63 observa-se a diferença entre as curvas U_{DIN} , obtida diretamente da força medida no dinamômetro, e U_{DINC} , curva obtida corrigindo a curva U_{DIN} com a adição da ação da força compensadora F_{COM} . Em alguns momentos no movimento de

extensão do joelho, a ação da força F_{COM} auxiliou o movimento e, em outros momentos do movimento, restringiu o mesmo.

Figura 63 - Gráficos relativos a (o): a). energia U_{DIN} em função do ângulo da perna; b). energia U_{DIN} em função do tempo; c). energia U_{COM} em função do ângulo da perna; d). energia U_{COM} em função do tempo; e). diferença entre as energias U_{DIN} e U_{COM} em função do ângulo da perna; f). diferença entre as energias U_{DIN} e U_{COM} em função do tempo. Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

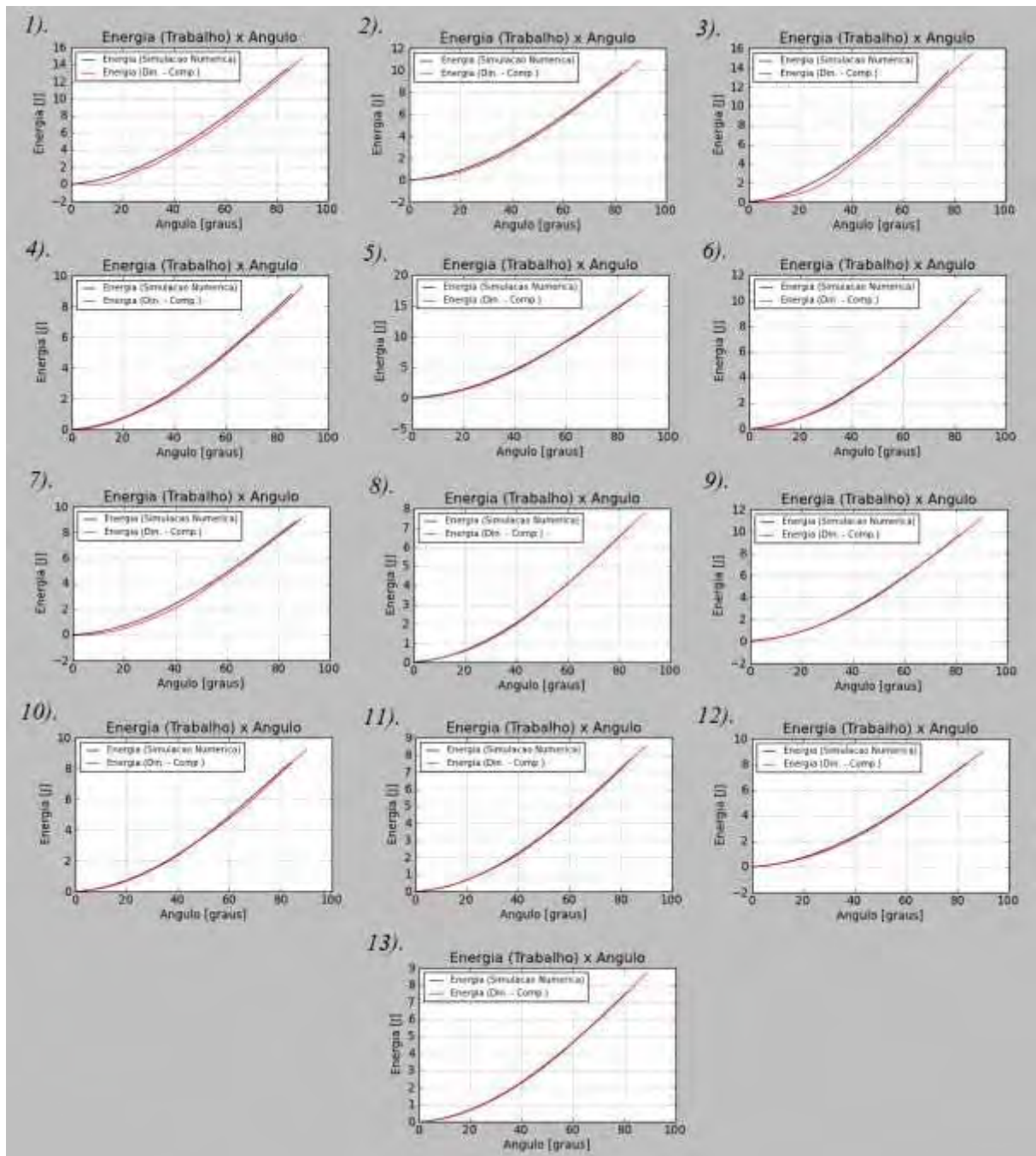
Analisando os gráficos (c) da Figura 63, nota-se que, por exemplo, entre os ângulos de 20° e 70° a energia é negativa. Tendo em vista que a força F_{COM} é definida tendo o sentido contrário ao do movimento de extensão do joelho, uma contribuição negativa significa que esta auxilia no movimento. O mesmo pode ser confirmado analisando o gráfico (e), pois entre os mesmos ângulos de 20° e 70° a energia corrigida U_{DINC} é maior que a energia U_{DIN} , evidenciando que, sem a ação da força compensadora F_{COM} , se despende mais energia na realização do movimento da perna e do pé no espaço.

6.3 COMPARAÇÃO TEÓRICO-EXPERIMENTAL COM A ABORDAGEM DA ENERGIA DE COMPENSAÇÃO

Após os cálculos e discussões apresentadas no item anterior, foi feita uma comparação entre as energias U_{SIM} , calculada com o modelo matemático, e a energia U_{DINC} , proveniente

da correção da energia U_{DIN} pelo trabalho da força de compensação F_{COM} discutida no mesmo item. Na Figura 64, estão apresentados os gráficos de comparação entre as energias U_{SIM} e U_{DINC} em função do ângulo da perna para todos os voluntários. Na Figura 65, estão apresentados os gráficos de comparação entre as energias U_{SIM} e U_{DINC} em função do tempo para todos os voluntários.

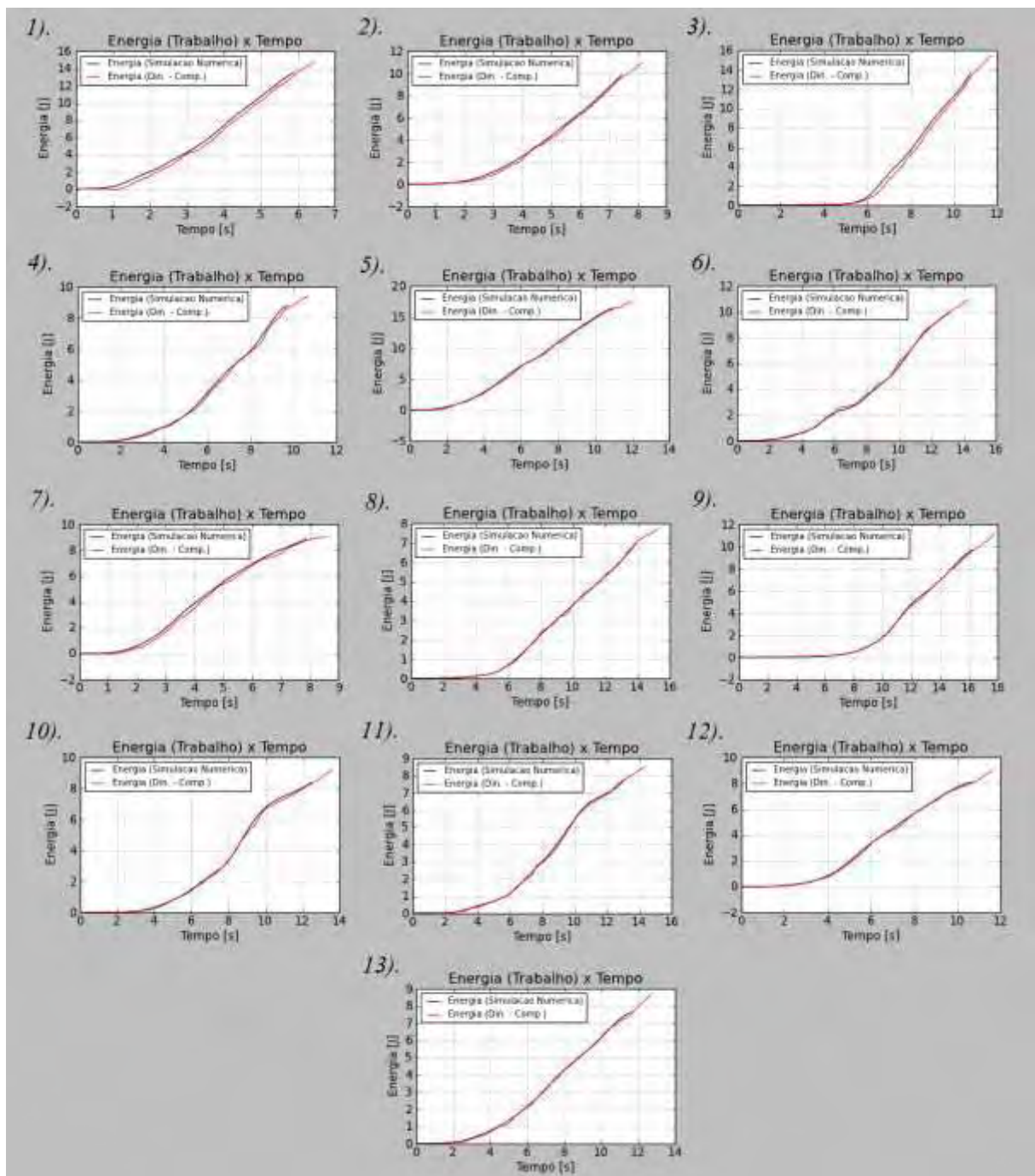
Figura 64 - Comparação entre as curvas de energias U_{SIM} e U_{DINC} em função do ângulo da perna. Para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

Analisando as comparações, observa-se que as curvas de energia experimental U_{DINC} e a energia obtida na simulação U_{SIM} apresentam um comportamento praticamente idêntico. Diferente do caso anterior em que não se considerou a ação da força compensadora, a curva da energia U_{SIM} se manteve próxima da curva U_{DINC} durante todo o movimento para todos os voluntários.

Figura 65 - Comparação entre as curvas de energias U_{SIM} e U_{DINC} em função do tempo. Para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

Analisando as Figuras 64 e 65, nota-se que as curvas U_{SIM} e U_{DINC} possuem comportamentos praticamente idênticos para todos os voluntários. A energia U_{COM} proveniente da ação dos elementos de restrição aproximou o comportamento da curva U_{DINC} do comportamento da curva U_{SIM} para todos os voluntários, comprovando o que observou em teoria.

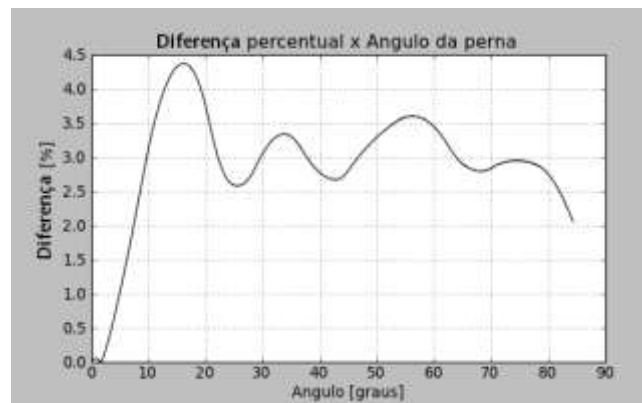
A energia U_{DINC} , da mesma forma que a energia U_{SIM} , representa a energia necessária para o movimento da perna e do pé no espaço. Em termos da mecânica, as energias U_{DINC} e U_{SIM} representam a energia utilizada na translação e rotação dos corpos (perna e pé) desenvolvidos durante o movimento de extensão do joelho. Isto comprovou a relação estabelecida entre a energia U_{COM} e a energia ou trabalho realizado pelas forças de restrição inerentes ao sistema biomecânico.

Foi feita posteriormente uma avaliação quantitativa da diferença entre as curvas de energia U_{SIM} e U_{DINC} . A diferença entre as curvas foi calculada para cada ângulo da perna com relação ao valor máximo da energia U_{DINC} alcançado no movimento, utilizando a Equação 122.

$$d_{SDC\%}(\theta) = \frac{|U_{SIM}(\theta) - U_{DINC}(\theta)|}{U_{DINC}(\theta_{m\acute{a}x})}, \quad (122)$$

Calculada a diferença percentual $d_{SDC\%}$ da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} , torna-se visível o quanto a energia calculada através do modelo matemático se distanciou da energia, correspondente ao mesmo ângulo, obtida pela metodologia experimental e corrigida pela ação da força compensadora. A Figura 66 apresenta o gráfico de diferença percentual para os dados do voluntário 1.

Figura 66 - Gráfico da diferença percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 1.



Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 4 apresenta o valor máximo de diferença percentual registrado entre as curvas U_{SIM} e U_{DINC} e seu ângulo correspondente para cada voluntário.

Como apresentado na Tabela 4, após a correção da energia obtida pela dinamometria, a máxima diferença percentual entre as curvas U_{SIM} e U_{DINC} variam em uma faixa que vai de 0,74% a 4,48.

Tabela 4 - Máxima diferença percentual entre as energias U_{SIM} e a energia U_{DINC} para cada voluntário.

Voluntários	Máxima diferença percentual [%]	Posição da perna (ângulo) [°]
1	4,38	16,3
2	2,16	82,7
3	4,48	29,6
4	2,18	81,1
5	1,21	39,7
6	1,18	32,9
7	3,61	41,8
8	0,92	32,0
9	1,00	49,6
10	2,21	66,8
11	1,05	67,6
12	1,59	37,0
13	0,74	48,7

Fonte: Elaboração própria.

As comparações realizadas neste capítulo entre as energias mostraram que os músculos que executam o movimento de extensão do joelho exercem uma força maior que a força necessária para o simples movimento da perna e do pé no espaço. Neste caso, a força exercida pelo músculo tem que vencer, além do movimento da perna e do pé, a ação de forças de restrição provenientes de elementos anatômicos inerentes ao sistema biomecânico do membro inferior.

As comparações realizadas até aqui envolvem as energias U_{SIM} (modelo matemático), U_{DIN} (experimental), e U_{DINC} (experimental corrigida). Ressalta-se que os valores dos parâmetros cinemáticos (deslocamento, velocidade e aceleração angulares) utilizados no cálculo da energia U_{SIM} foram os parâmetros medidos ao longo do movimento de cada voluntário através da cinemetria realizada durante a dinamometria.

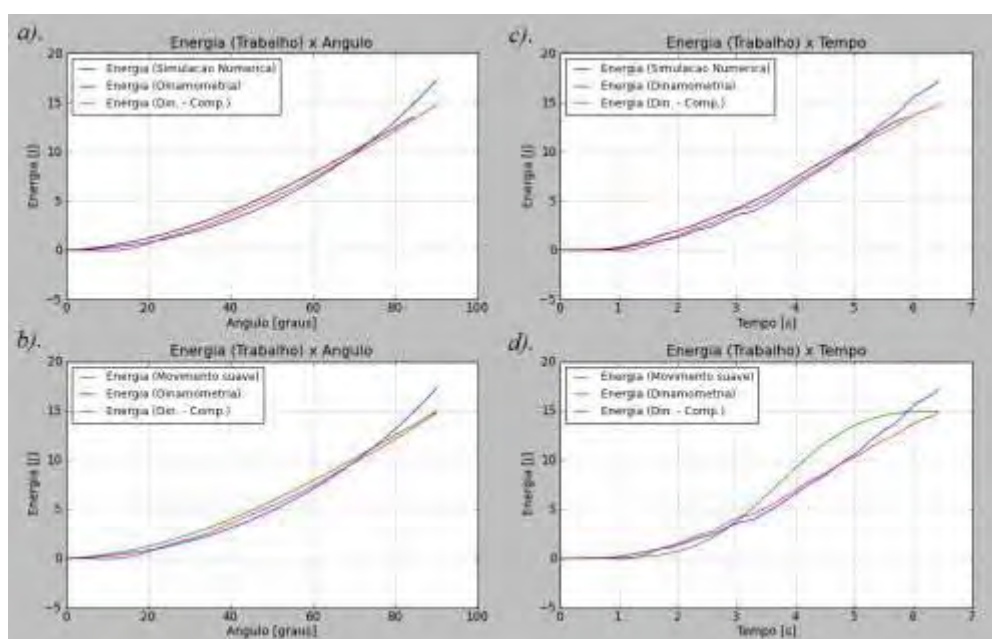
A utilização dos parâmetros cinemáticos medidos buscou a validação do modelo e implementação do software. Uma vez confirmada a representatividade do modelo matemático

proposto, foram realizadas simulações utilizando parâmetros cinemáticos definidos a partir de curvas teóricas com o intuito de avaliar a utilização do software.

Visando conhecer a magnitude e comportamento da energia despendida no movimento de extensão do joelho, o software realiza os cálculos computacionais e simulação do movimento baseado nos parâmetros antropométricos de cada indivíduo avaliado e em parâmetros cinemáticos teóricos de deslocamento, velocidade e aceleração angular. Nesse caso, a estimativa da energia descrita (denominada U_{TEO}) foi calculada utilizando os parâmetros cinemáticos teóricos cujas curvas descrevem um movimento desenvolvido no mesmo tempo que nos movimentos desenvolvidos pelos voluntários nos testes experimentais de dinamometria.

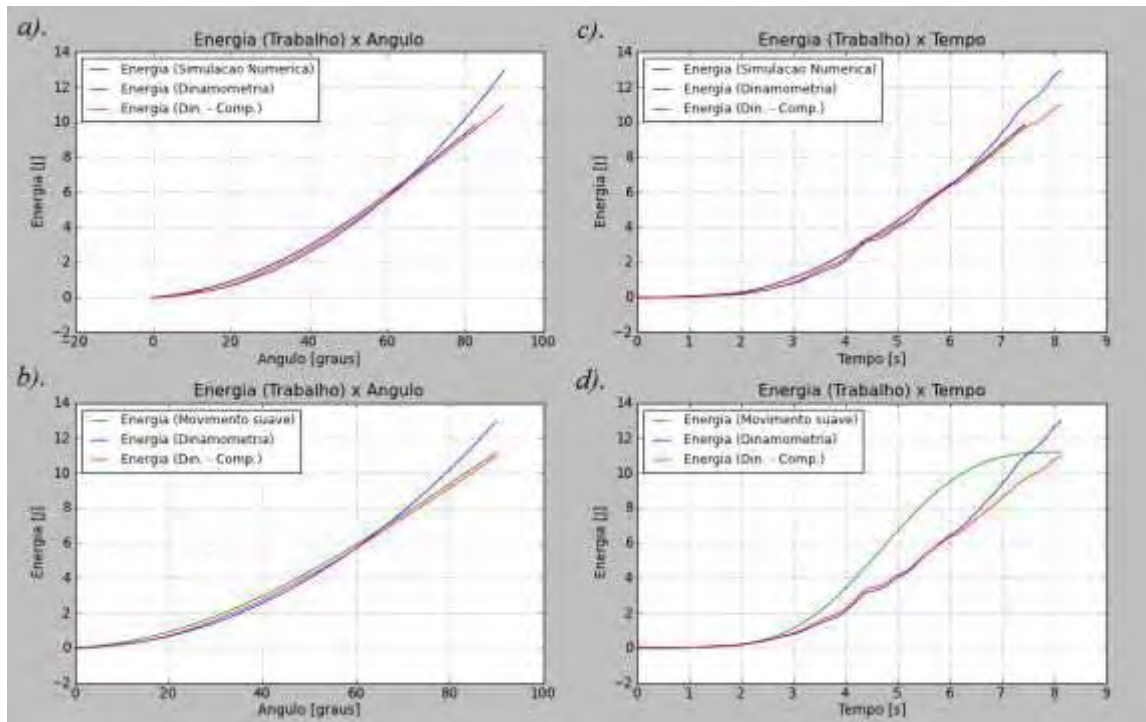
Da Figura 67 a Figura 79, são apresentados gráficos das curvas teóricas e experimentais sobrepostas. Nos gráficos (a) e (c) de cada figura, são comparadas a energia U_{SIM} com as energias U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna e do tempo. Nos gráficos (b) e (d) de cada figura, são comparadas a energia U_{TEO} com as energias U_{DIN} e U_{DINC} também em função do ângulo da perna e do tempo. Dessa forma, torna-se possível uma análise entre as curvas teóricas das energias simuladas U_{SIM} (parâmetros antropométricos experimentais) e U_{TEO} (parâmetros antropométricos teóricos) e as curvas das energias obtidas a partir dos testes de dinamometria U_{DIN} e U_{DINC} .

Figura 67 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 1.



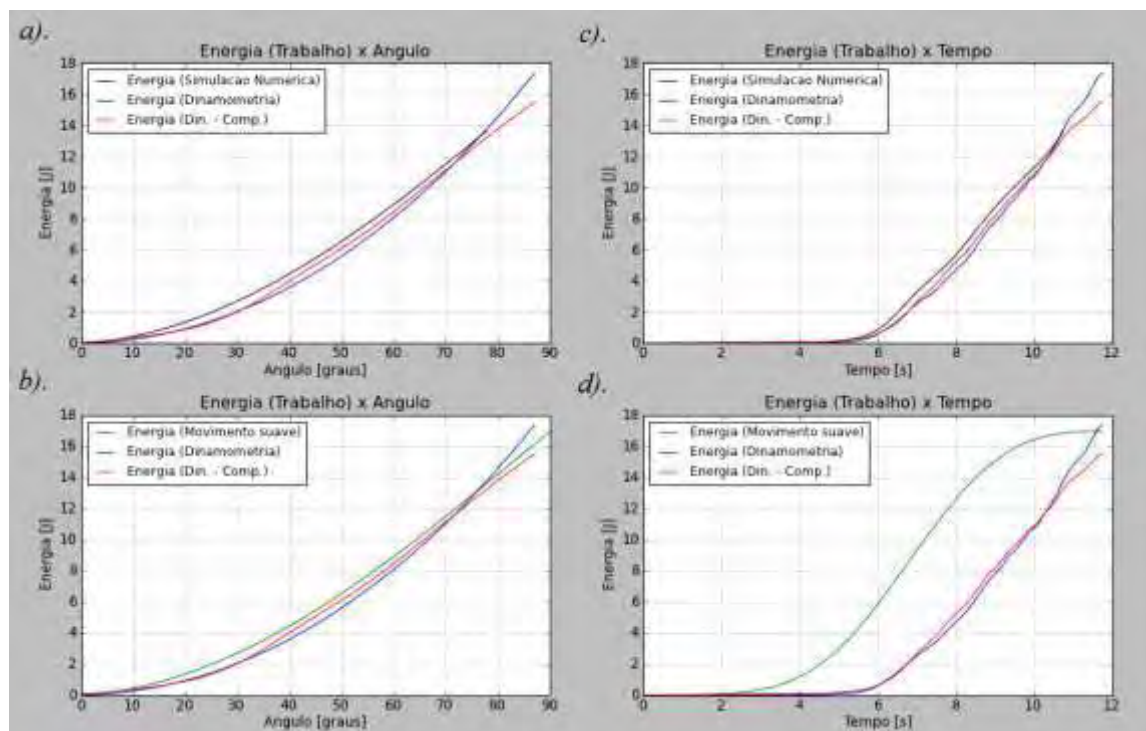
Fonte: Elaboração própria.

Figura 68 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 2.



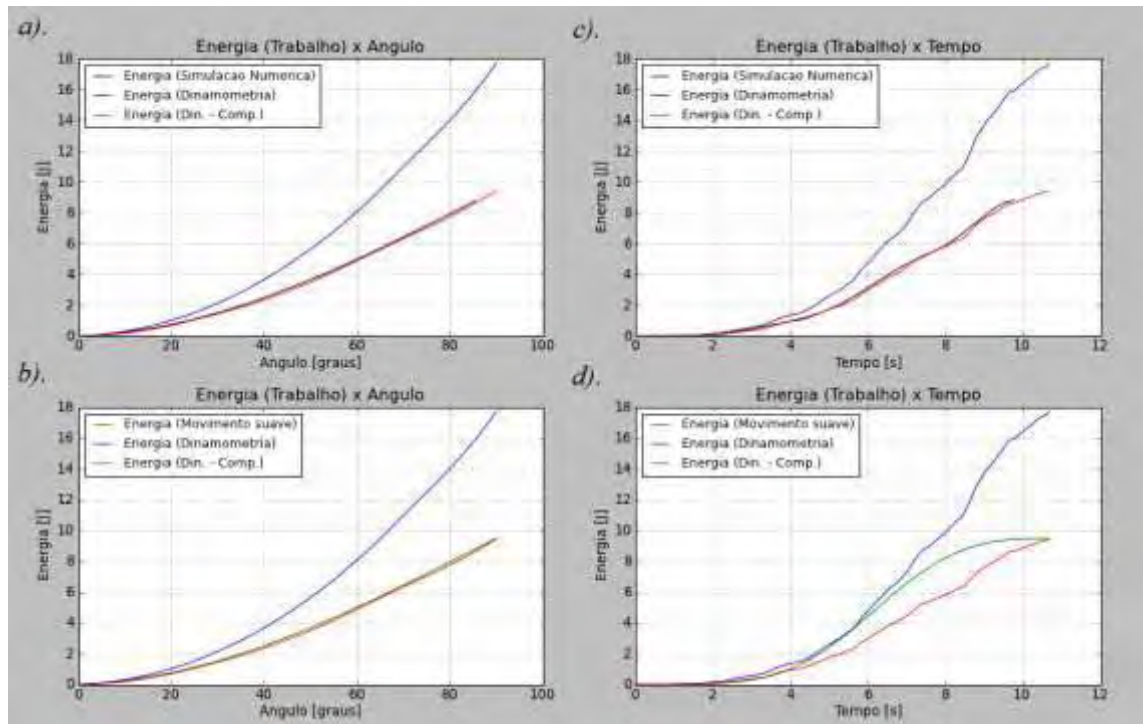
Fonte: Elaboração própria.

Figura 69 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 3.



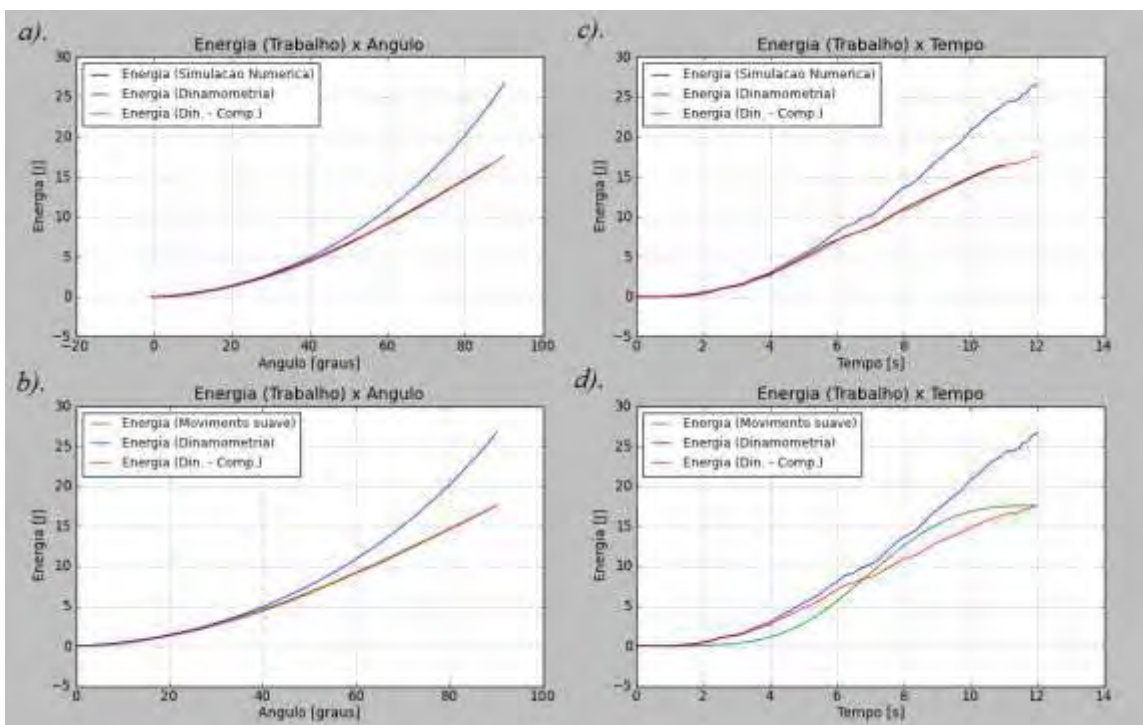
Fonte: Elaboração própria.

Figura 70 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 4.



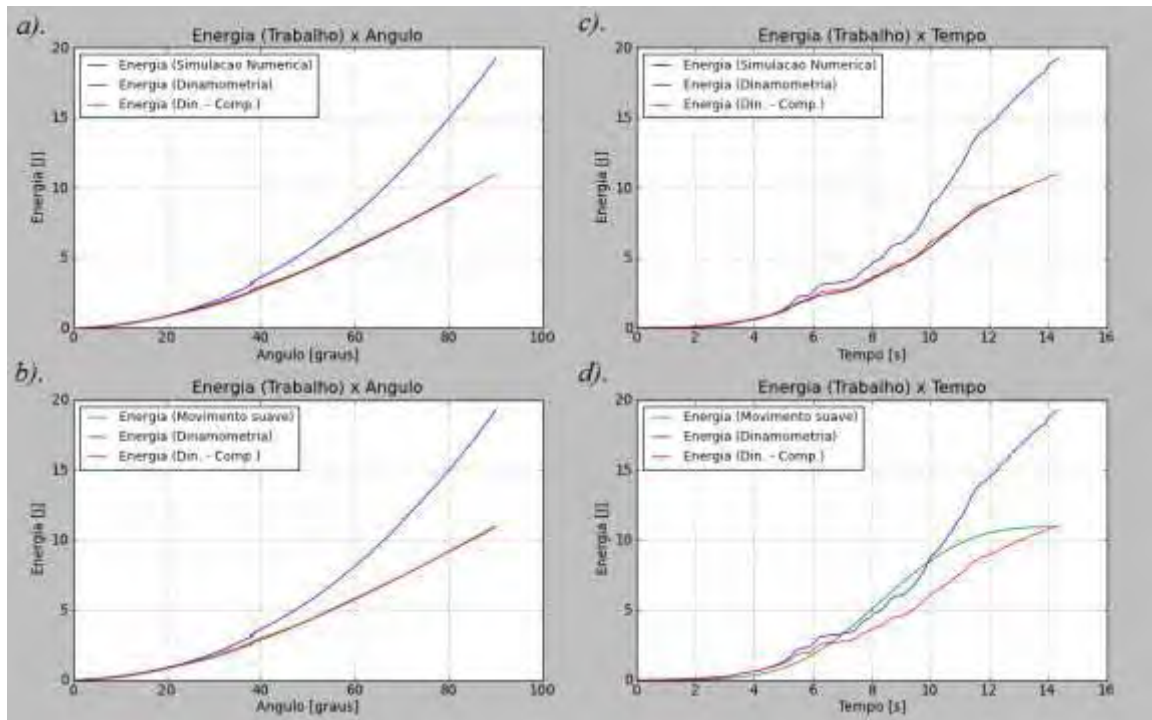
Fonte: Elaboração própria.

Figura 71 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 5.



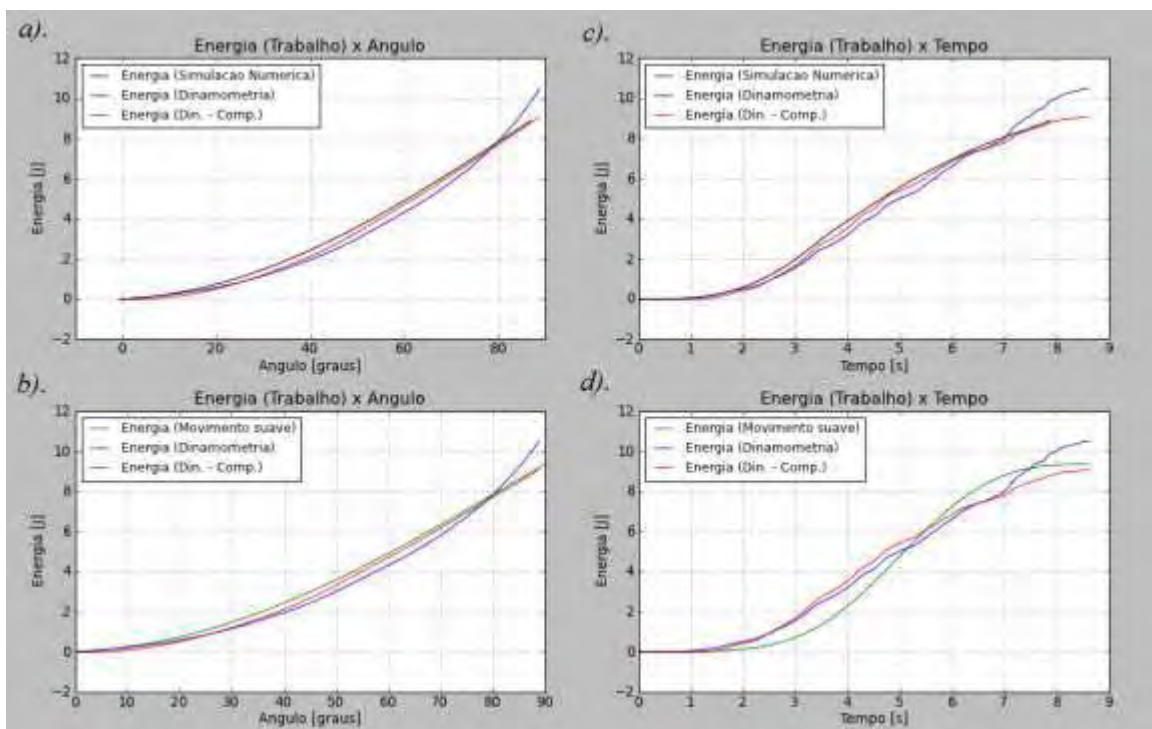
Fonte: Elaboração própria.

Figura 72 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 6.



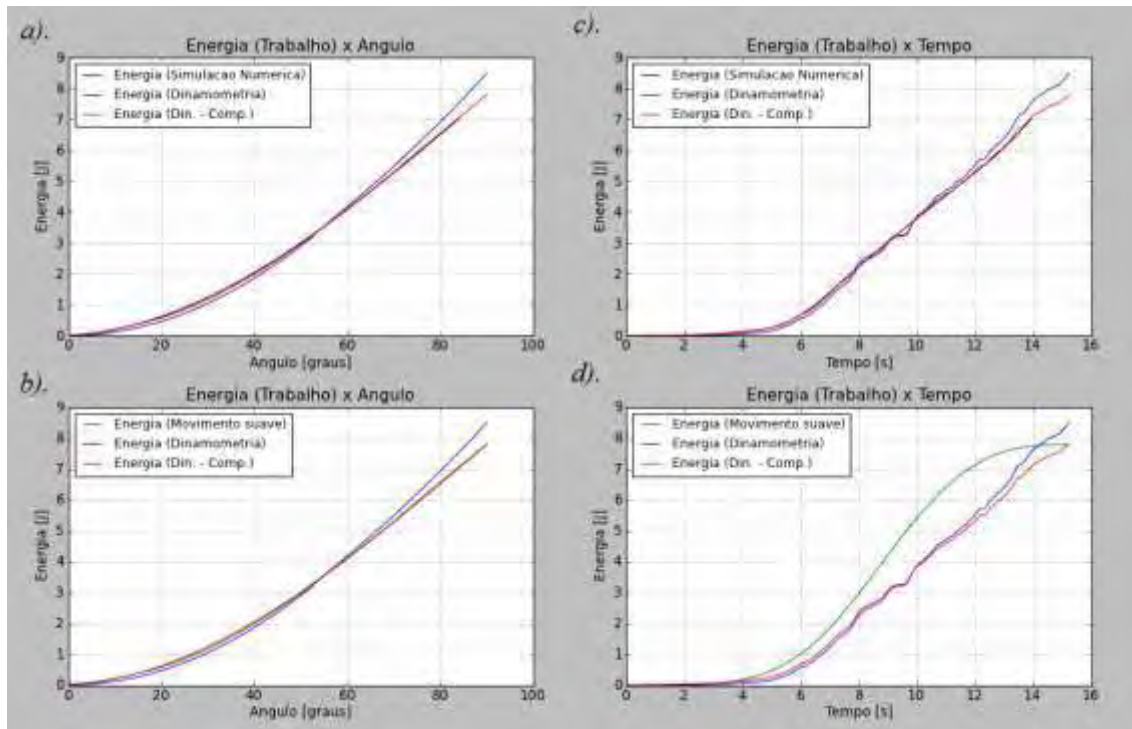
Fonte: Elaboração própria.

Figura 73 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 7.



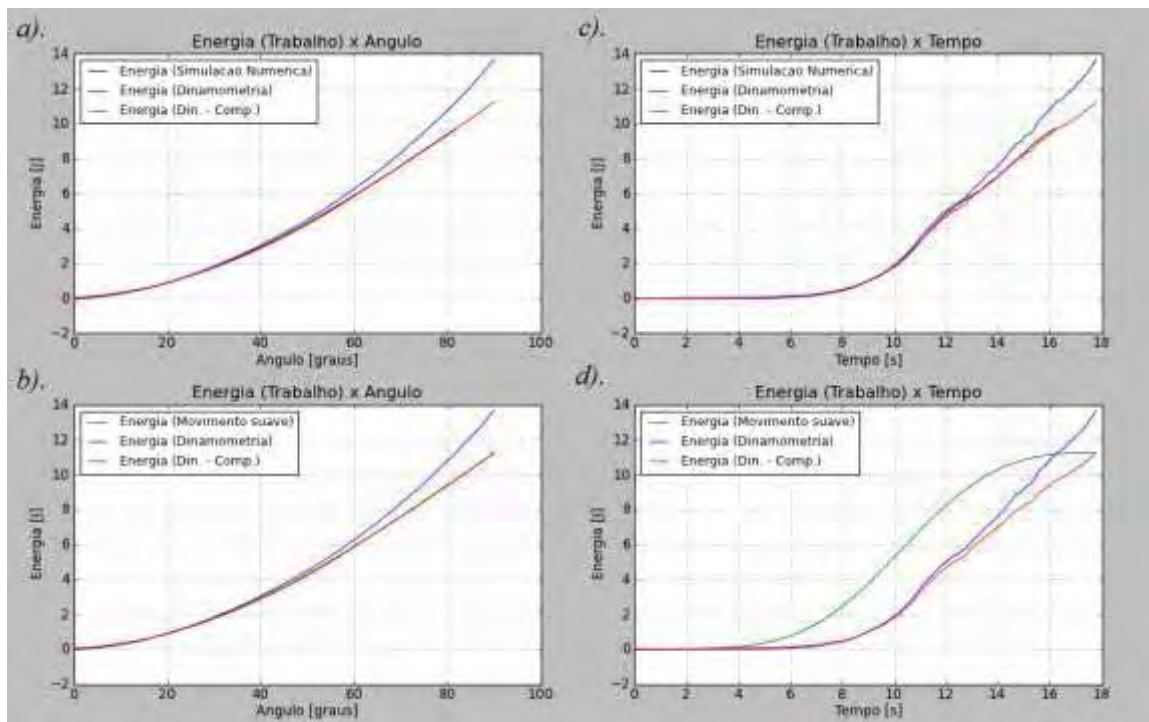
Fonte: Elaboração própria.

Figura 74 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 8.



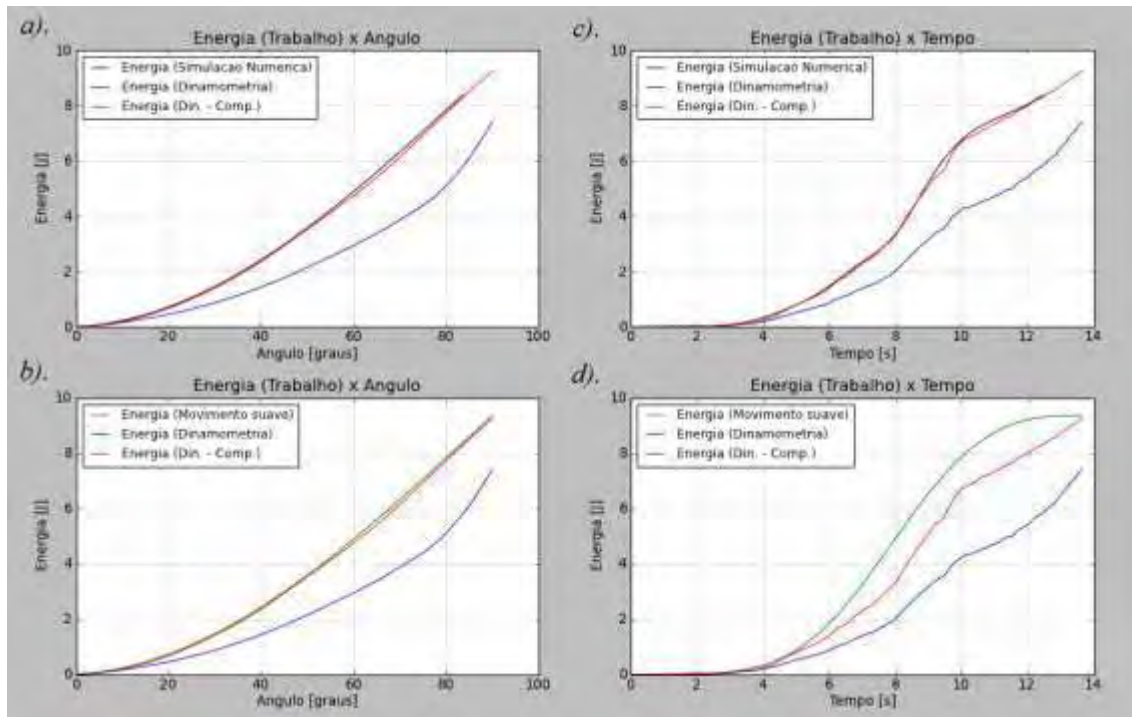
Fonte: Elaboração própria.

Figura 75 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 9.



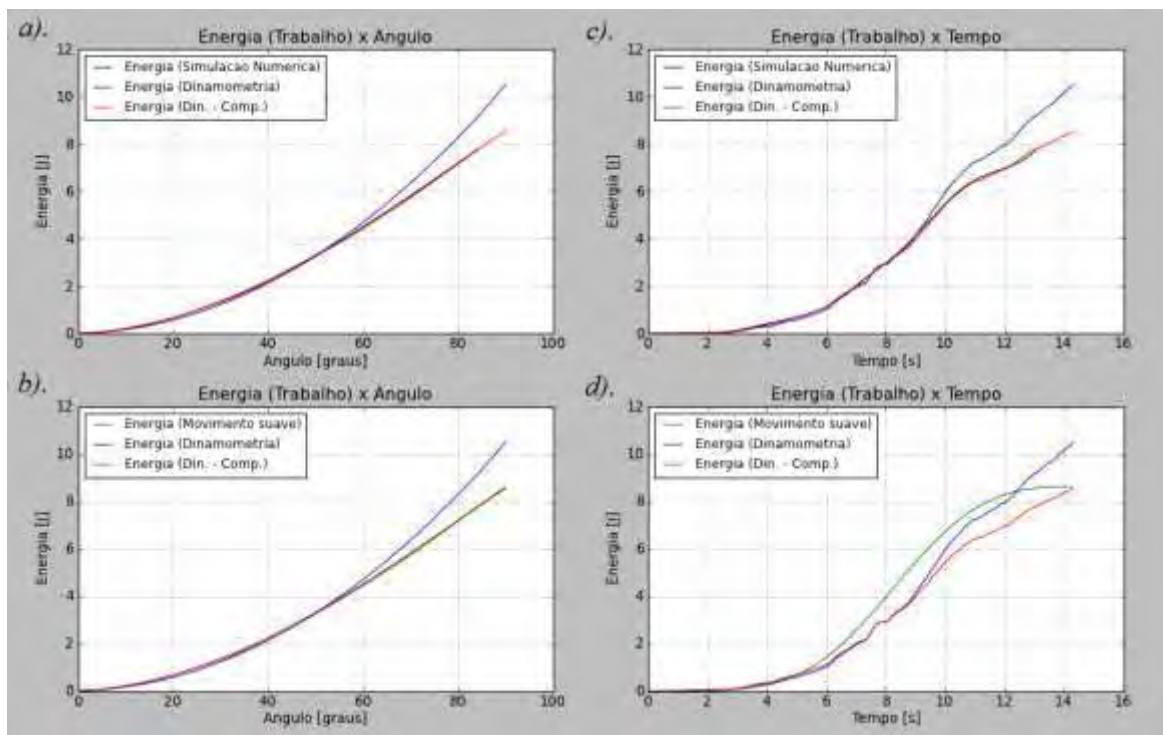
Fonte: Elaboração própria.

Figura 76 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 10.



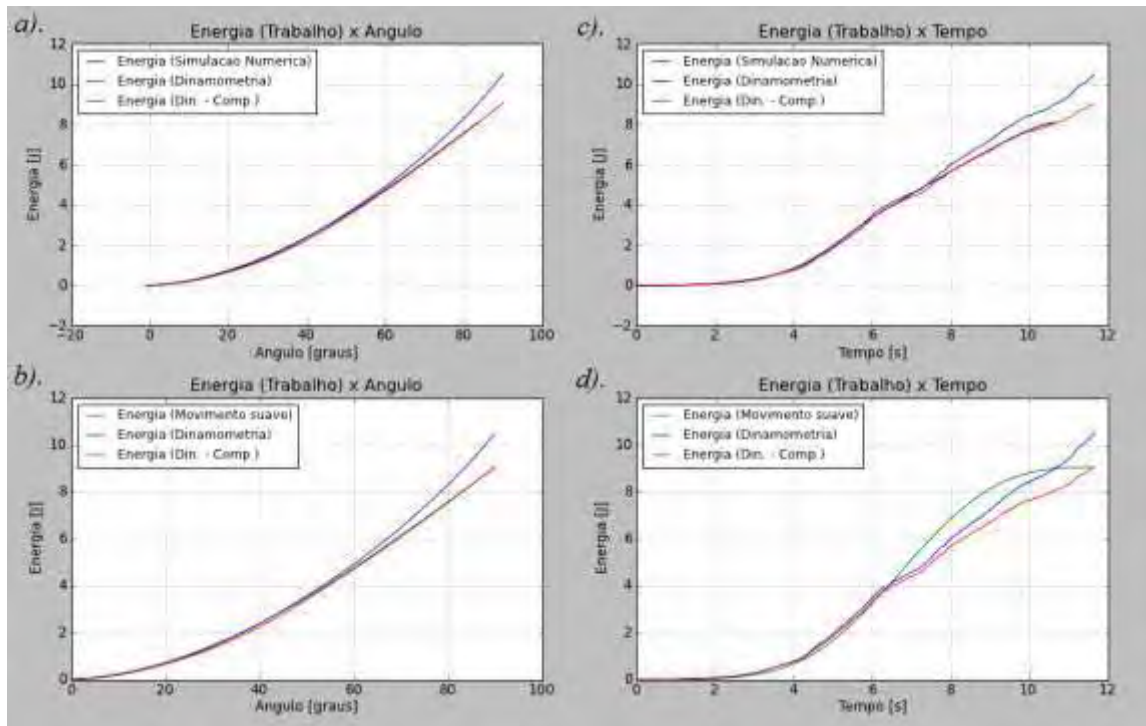
Fonte: Elaboração própria.

Figura 77 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 11.



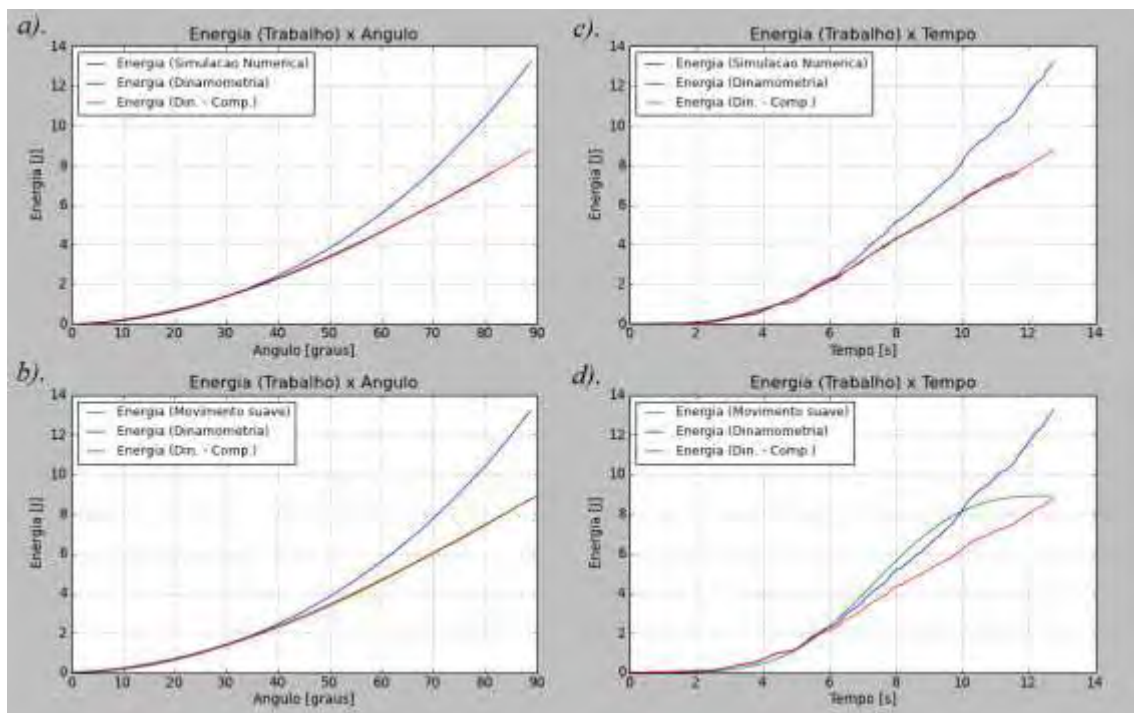
Fonte: Elaboração própria.

Figura 78 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 79 - Gráficos relativos à: a). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; b). energias U_{SIM} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo; c). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do ângulo da perna; d). energias U_{TEO} , U_{DIN} e U_{DINC} em função do tempo. Dados do voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

A energia U_{TEO} tem um comportamento similar em relação à energia U_{DINC} nos gráficos no domínio do ângulo da perna. Como esperado, no domínio do tempo elas possuem comportamento diverso devido à origem teórica dos parâmetros cinemáticos utilizados como base para os cálculos da energia U_{TEO} que tem por objetivo descrever um movimento suave.

6.4 MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO, SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E TESTES DE ELETROMIOGRAFIA

A relação entre parâmetros eletromiográficos e o torque desenvolvido na articulação é tema de vários trabalhos no campo da biomecânica (ALKNER, 2000; GUIMARÃES, 1995; KOMI; VIITASALO, 1976; LINNAMO et al., 2002; LIPOLD, 1954; PINCIVERO; COELHO, 2000; PINCIVERO et al., 2003).

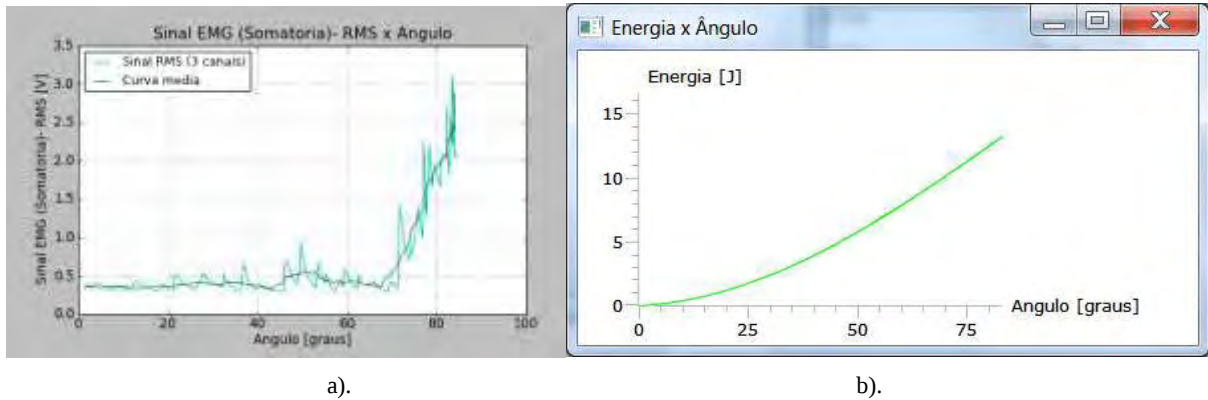
Uma das dificuldades encontradas ao se estabelecer uma relação entre EMG e a força é a de comparar o Sinal Eletromiográfico (SE) com a força medida. Nos trabalhos desenvolvidos por Buchanan et al. (2004) esta relação é estabelecida através de uma metodologia chamada dinâmica de contração do músculo que se trata de uma parametrização dos valores do SE e da força medida entre os valores de 0 (zero) e 1 (um).

Neste trabalho é analisada a relação entre SE e a energia calculada com o modelo matemático a partir de parâmetros cinemáticos obtidos durante os testes de EMG. Os resultados obtidos com o modelo matemático e com a EMG foram comparados buscando estabelecer uma relação entre a energia e o sinal RMS medido nos testes de EMG com base na metodologia de Buchanan.

Da mesma forma que na apresentação dos gráficos finais de comparação do item 6.3, estão apresentados as comparações para todos os voluntários, pois foram considerados de grande importância para a análise e discussão dos resultados do trabalho.

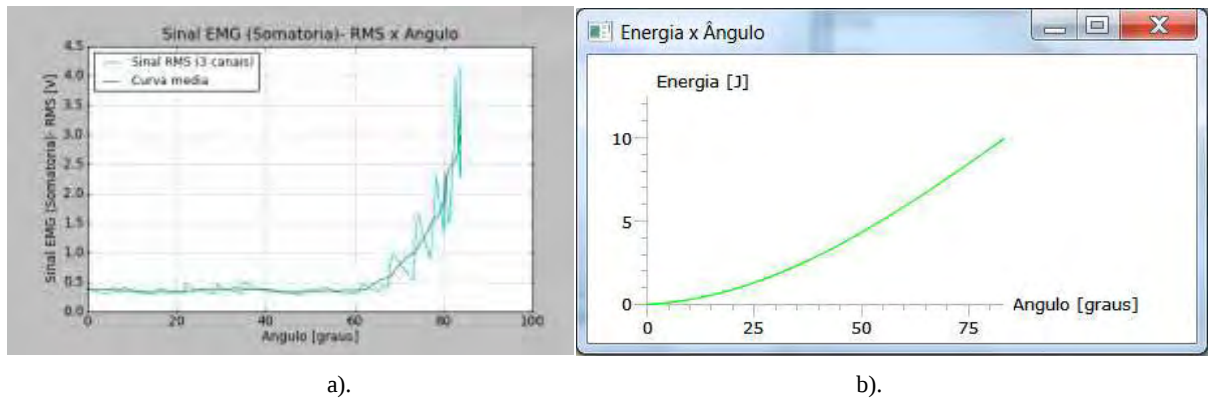
A seguir, são apresentadas as comparações descritas para os treze voluntários (Figura 80 a Figura 92).

Figura 80 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 1.



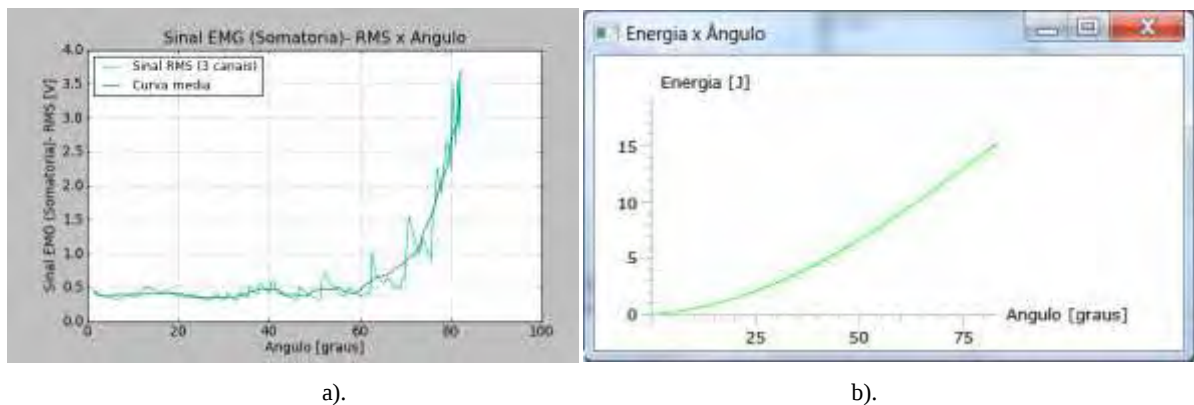
Fonte: Elaboração própria.

Figura 81 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2 (dois).



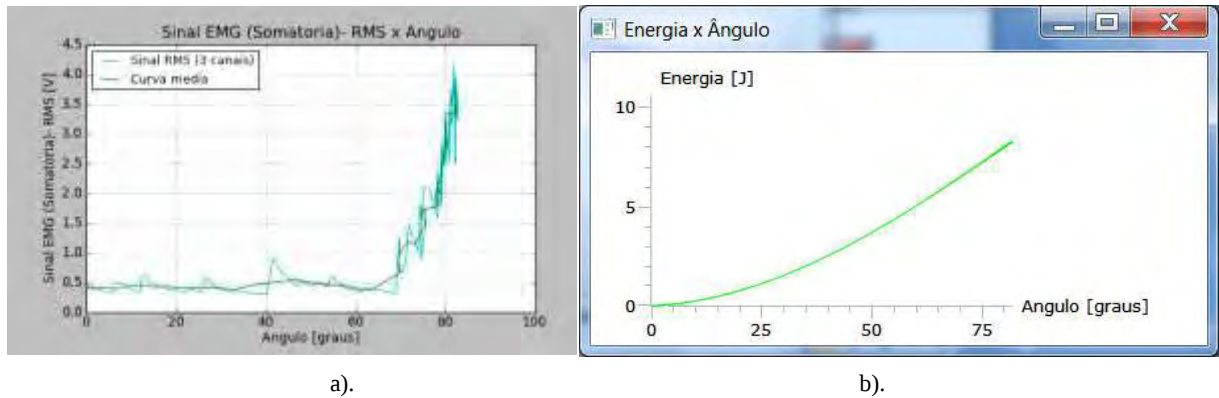
Fonte: Elaboração própria.

Figura 82 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 3 (três).



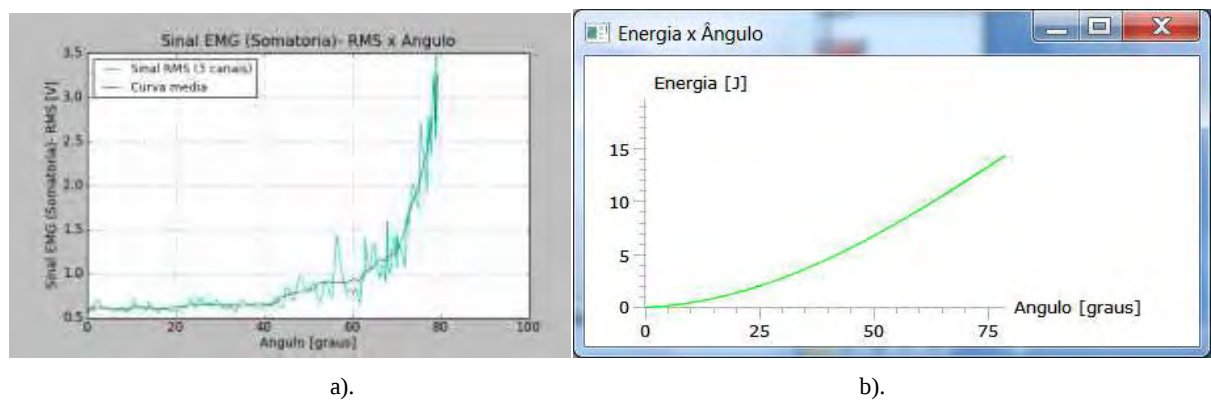
Fonte: Elaboração própria.

Figura 83 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 4 (quatro).



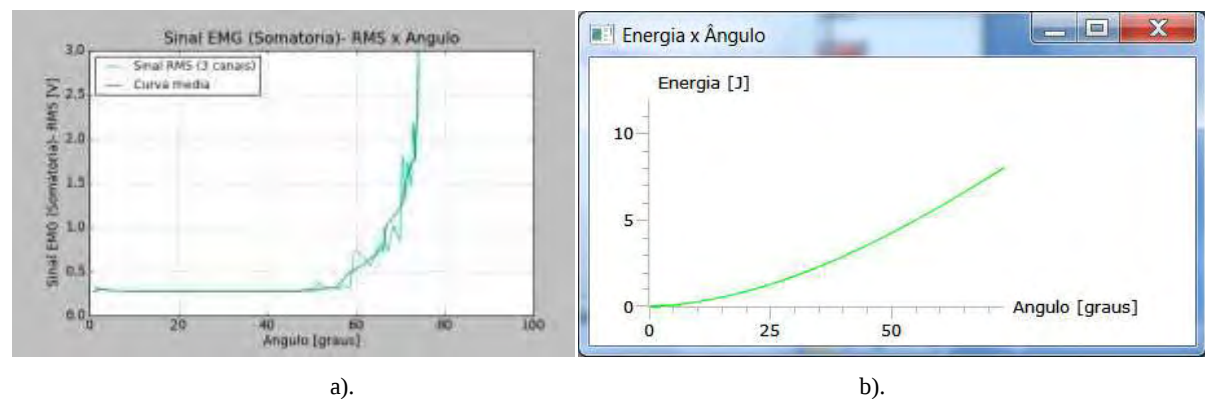
Fonte: Elaboração própria.

Figura 84 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 5 (cinco).



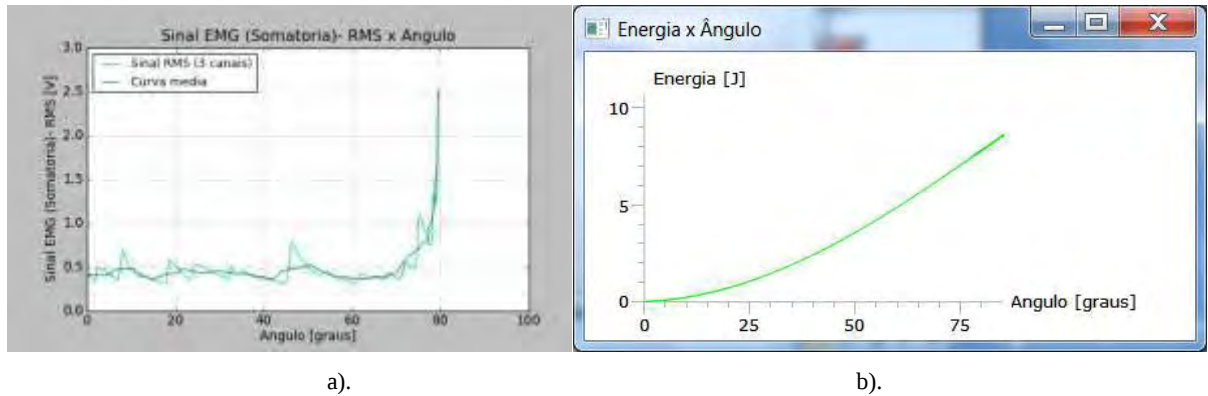
Fonte: Elaboração própria.

Figura 85 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 6 (seis).



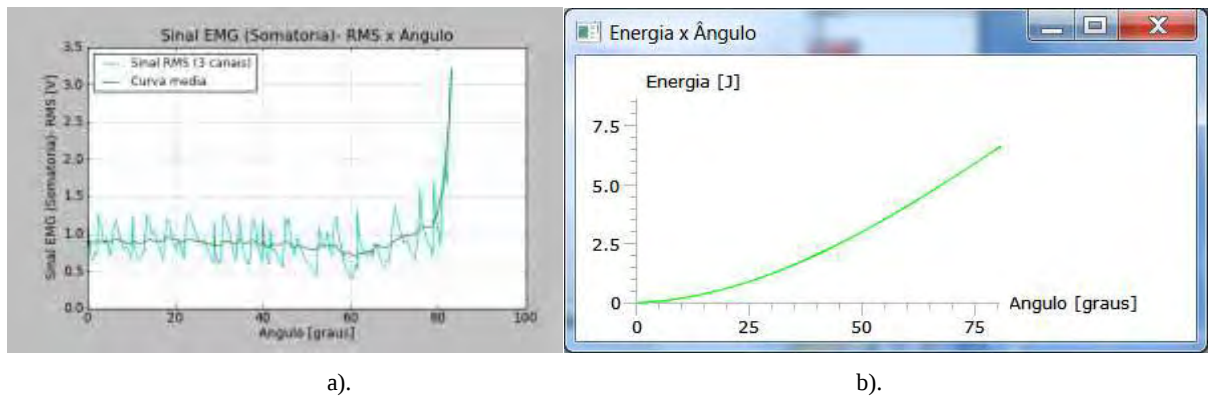
Fonte: Elaboração própria.

Figura 86 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 7 (sete).



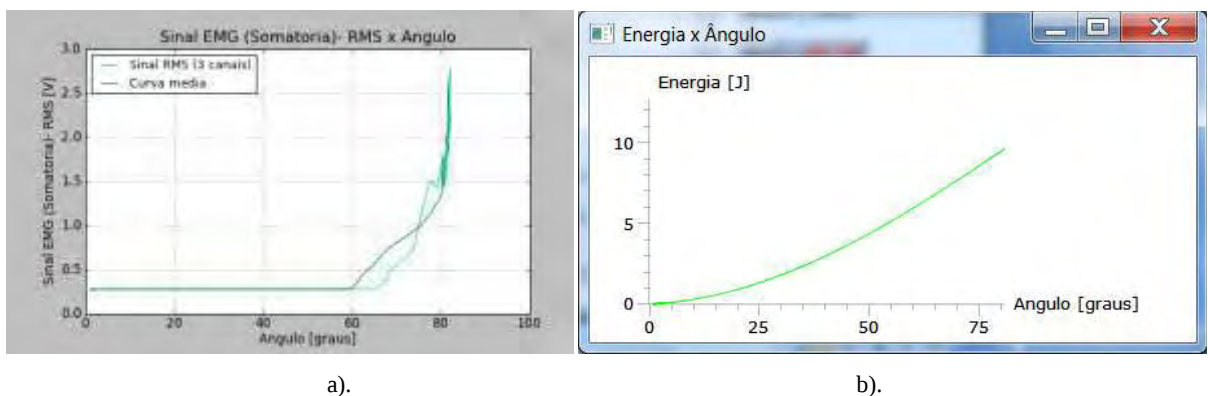
Fonte: Elaboração própria.

Figura 87 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 8 (oito).



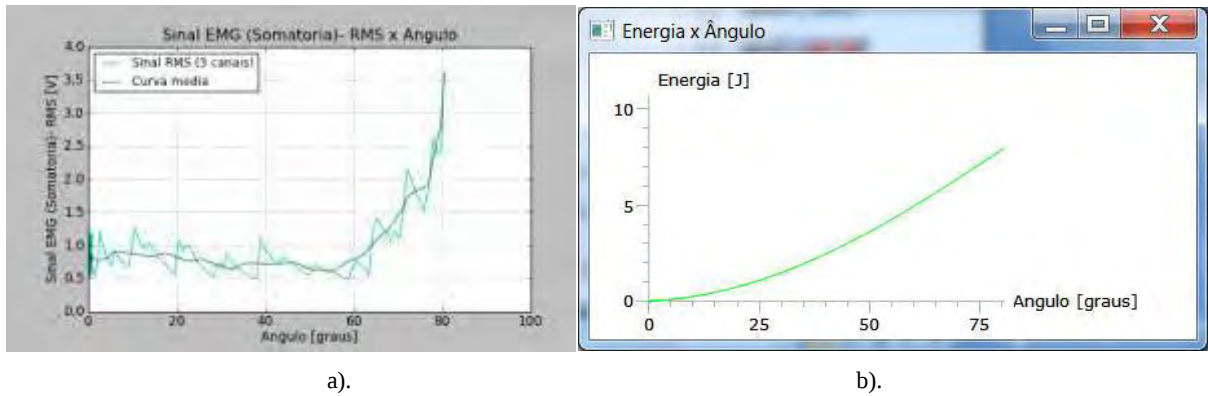
Fonte: Elaboração própria.

Figura 88 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 9 (nove).



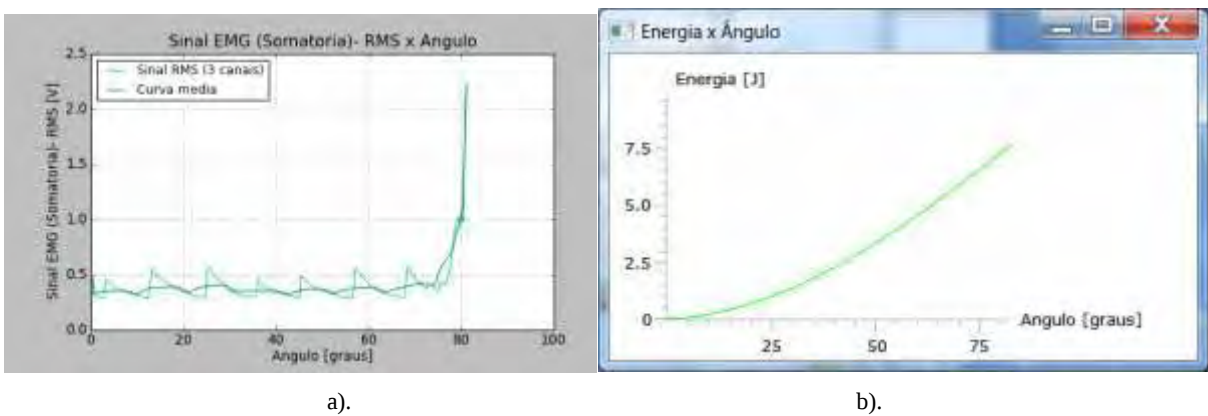
Fonte: Elaboração própria.

Figura 89 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 10 (dez).



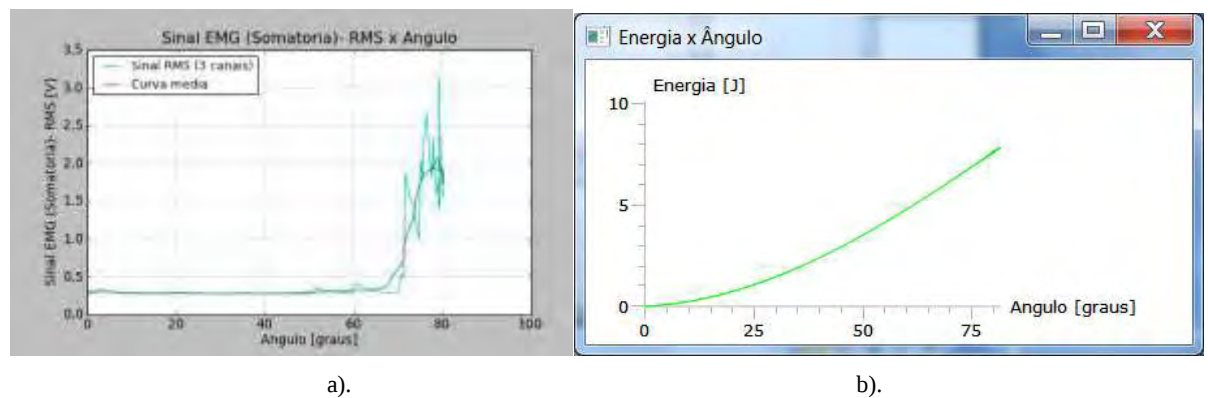
Fonte: Elaboração própria.

Figura 90 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 11 (onze).



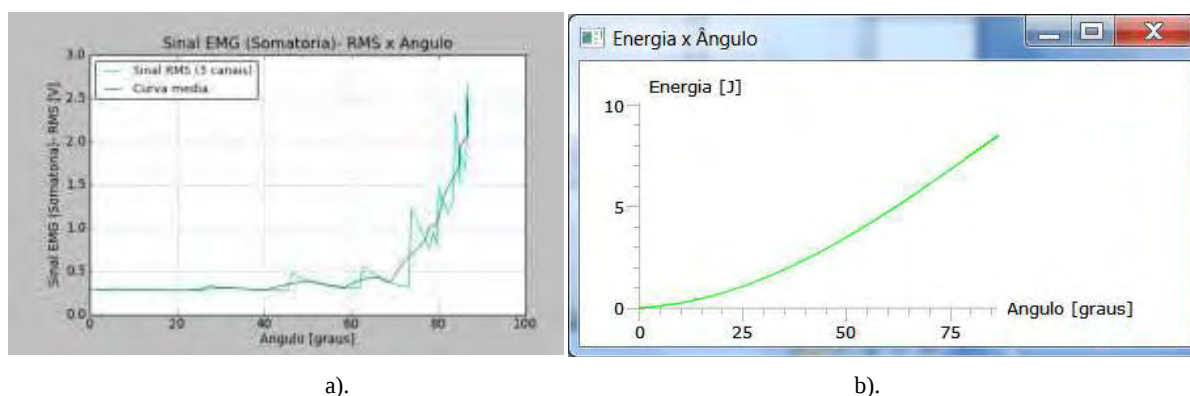
Fonte: Elaboração própria.

Figura 91 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 12 (doze).



Fonte: Elaboração própria.

Figura 92 - Gráficos relativos à: a). somatória do sinal RMS dos três canais de EMG e curva média em função do ângulo da perna; b). energia U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 13 (treze).



Fonte: Elaboração própria.

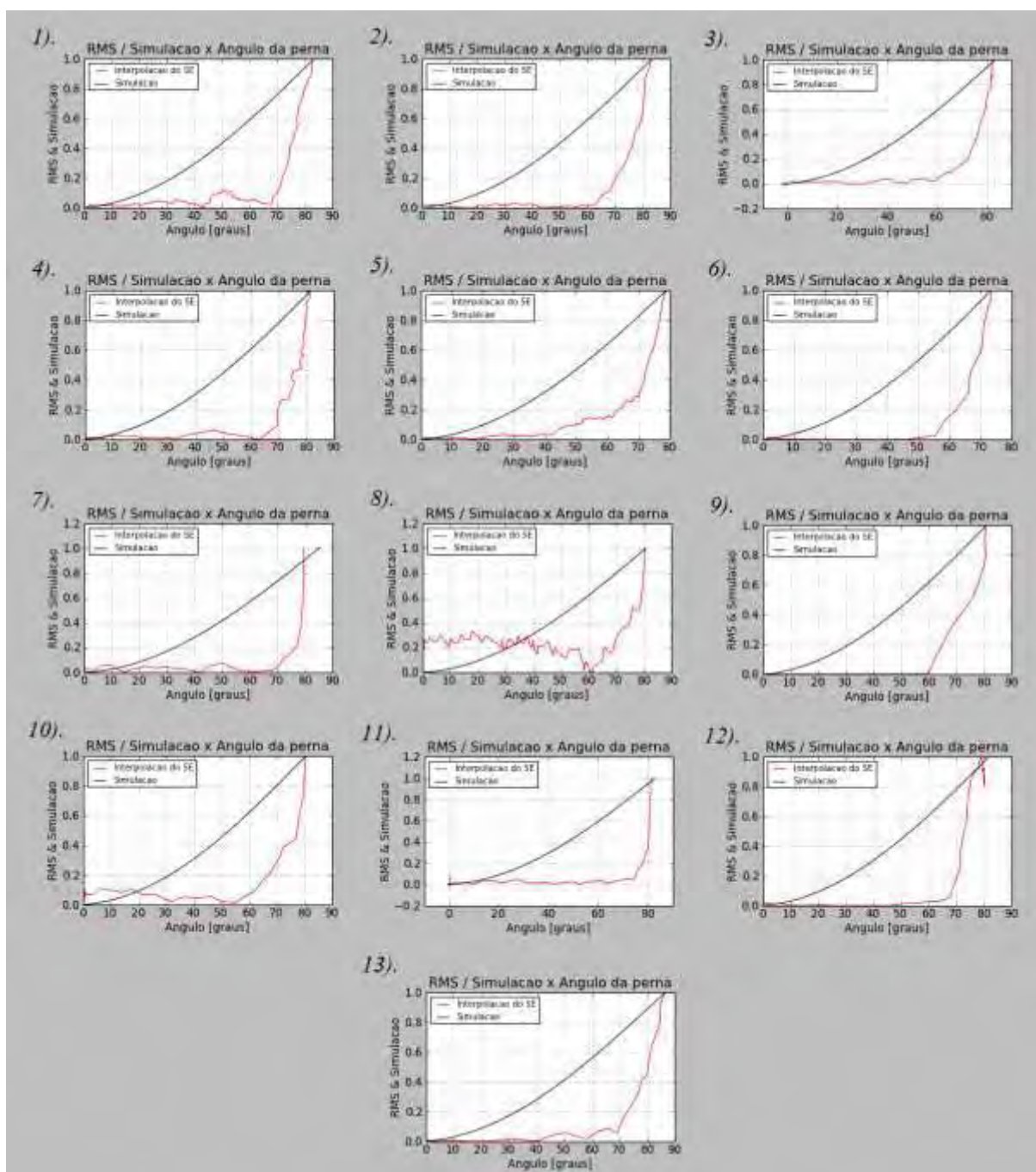
Nos gráficos apresentados, observa-se um comportamento similar entre o sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculada com o modelo matemático, descritos em função do ângulo da perna. No entanto, o crescimento das curvas do sinal RMS se dá somente nos ângulos finais, diferente dos gráficos calculados com o modelo que possuem um crescimento gradativo com o aumento do ângulo. A ação das forças compensadoras, ou de restrição ao movimento, poderia explicar tal fenômeno. Estas forças atuariam acrescentando um esforço no final do movimento o que resultaria na tendência descrita pela curva RMS de um crescimento mais acentuado nos últimos ângulos.

Na metodologia de Buchanan et al. (2004), parametriza-se as curvas de SE e de força ou torque articular para se poder compara-las ou estabelecer alguma relação entre elas, pois não podem ser comparadas em suas unidades originais. Neste trabalho utilizou-se da mesma metodologia de se parametrizar as curvas do SE para se comparar com as curvas de energia obtidas através do modelo matemático. Desta forma, foi realizada a parametrização das curvas obtidas nos testes e calculo computacional para cada voluntário em uma escala de 0 (zero) a 1 (um).

Dessa forma podem-se visualizar as curvas do sinal eletromiográfico e da energia calculada pelo modelo matemático em um só gráfico.

Os gráficos do sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculado com o modelo matemático, descritos em função do ângulo da perna estão apresentados da Figura 93.

Figura 93 - Gráficos de sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculada com o modelo matemático, descritos em função do ângulo da perna, para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

Encontrou-se durante os testes experimentais uma dificuldade em se captar o sinal eletromiográfico para os ângulos iniciais. Buscando resolver esta questão, foi proposto trazer o limiar de leitura do SE para os primeiros ângulos com um acréscimo de massas à perna dos voluntários durante os testes. Talvez isso se traduzisse em uma atividade muscular mais intensa nos primeiros ângulos do movimento. Mas esta é uma proposta para trabalhos futuros.

Buscando uma aproximação das curvas de sinal RMS e energia obtida pela simulação computacional, foi acrescentada à energia, calculada com o modelo, a ação dos elementos de restrição, pois da mesma forma que discutido nas comparações feitas entre os resultados teóricos com a dinamometria, a energia calculada com o modelo não leva em considerações a energia proveniente da ação dos elementos do sistema biomecânico.

Com o intuito de visualizar a ação das forças de compensação para este caso, adicionando a energia calculada pelo trabalho da força F_{COM} à energia obtida com o modelo matemático, foram construídos os gráficos apresentados na Figura 94. Assim, a energia compensadora foi somada a energia calculada com o modelo, utilizada na comparação anterior (Figura 93)

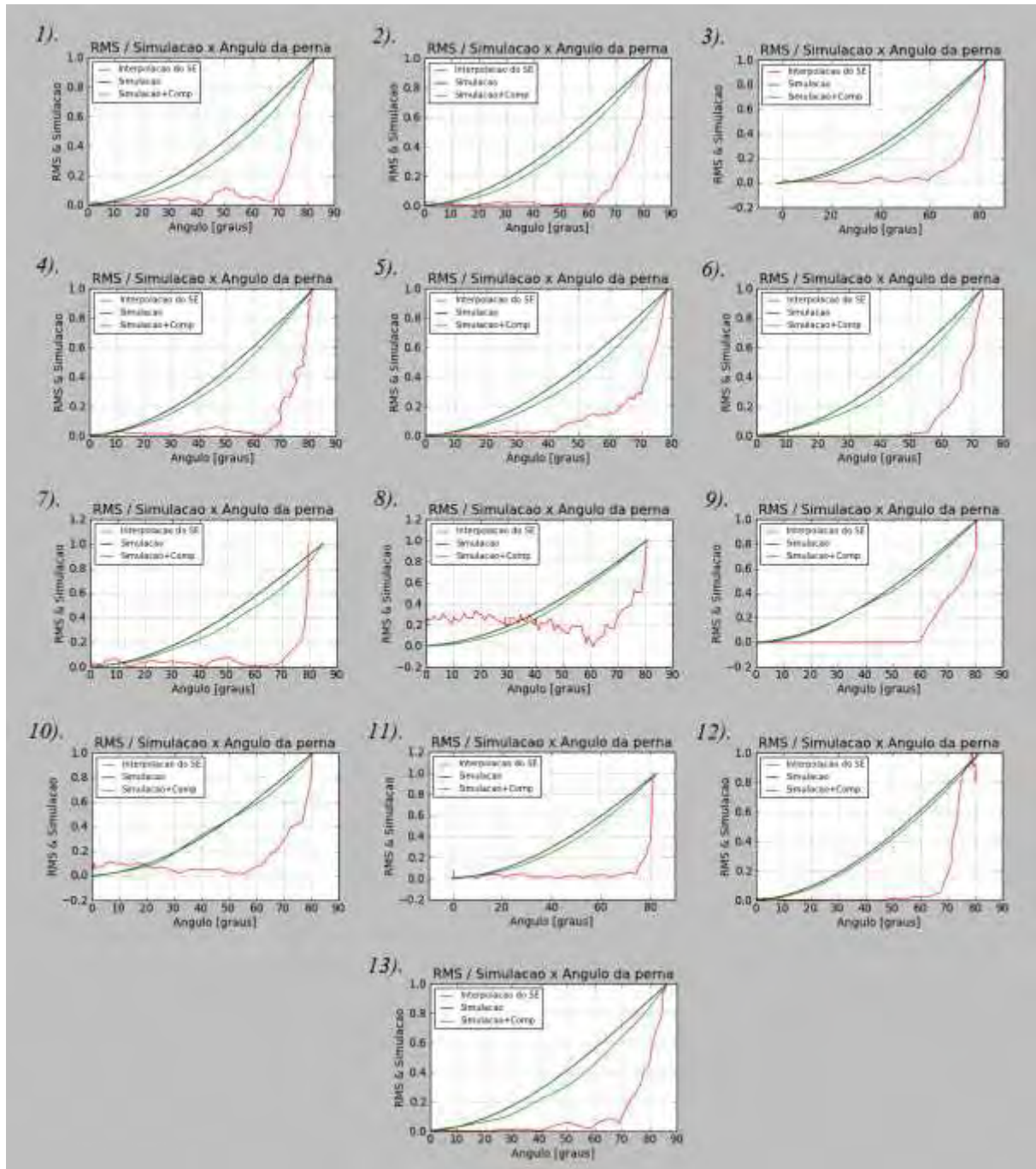
Com o acréscimo da ação da força F_{COM} , a energia calculada com o modelo matemático se aproxima do comportamento da curva RMS, porém ainda se mantém um comportamento distinto entre as curvas.

Apesar de não apresentar comportamentos idênticos entre as curvas, esta segunda comparação mostra a importância em se considerar a ação dos elementos do sistema biomecânico que podem influenciar no movimento. Apesar de não tornar idêntico o comportamento entre as curvas, os tornou mais próximos.

A EMG é uma ferramenta de grande importância para os estudos da biomecânica, pois possibilita a captação de dados biológicos relativos à atividade muscular durante os movimentos ou esforços em análise. No entanto, neste trabalho o foco da utilização de testes experimentais é a avaliação quantitativa e qualitativa do modelo matemático desenvolvido. O estudo com o equipamento e os parâmetros utilizados nos testes de EMG ainda estão em desenvolvimento.

Capítulo 6: Discussões e comparações teórico-experimentais

Figura 94 - Gráficos de sinal RMS colhido com a EMG e a energia calculada com o modelo matemático acrescida da energia proveniente do trabalho da força F_{COM} descritos em função do ângulo da perna, para todos os voluntários.



Fonte: Elaboração própria.

6.5 A INFLUÊNCIA DOS MÚSCULOS DA PERNA NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Durante as comparações e discussões levantadas a respeito dos resultados teóricos e experimentais, foi realizado um estudo cujos resultados apontam para uma explicação sobre a origem das forças de restrição ou, como denominadas, forças compensadoras. Estas forças foram calculadas através dos conceitos de dinâmica aplicados à análise dos resultados obtidos com a dinamometria.

Segundo este estudo, a origem destas forças estaria em elementos que exercem uma influência na mecânica do movimento de extensão do joelho, seja restringindo o mesmo ou agindo a favor do movimento. Dentre estes elementos estão tecidos que envolvem a articulação e os membros (a pele e as membranas que encapsulam a articulação do joelho), forças de atrito entre as superfícies que estão em contato e possuem movimento relativo (superfícies ósseas e os meniscos ou os tendões e as bolsas de gordura que os amortecem), elasticidade dos tendões e dos próprios músculos.

Dentre estes elementos que influenciam o movimento, as forças geradas pelos conjuntos musculares e tendões que cruzam a articulação do joelho possuem um comportamento interessante do ponto de vista mecânico, de forma que foi realizada uma análise da cinesiologia destes grupos musculares.

Diretamente, têm-se a ação dos músculos antagonistas no movimento de extensão do joelho, que são o músculo grácil e os músculos do jarrete composto pelo bíceps femoral (porção longa e porção curta), pelo semitendinoso e pelo semimembranoso (Figura 17) (JACOB et al., 1990).

O que se supõe é que durante o movimento de extensão do joelho, os músculos, não contraídos, atuam na articulação com uma força de tração oposta ao movimento que lhes é imposto. Esta força de oposição ao movimento é naturalmente percebida ao se alongar um músculo e depende do estado de alongamento do mesmo. Como descrito por Lippert (1996):

Em fisioterapia, alonga-se propositadamente um músculo tanto para se manter como para se readquirir seu comprimento normal de repouso. Algumas atividades requerem uma grande flexibilidade; desta forma, o alongamento é feito para aumentar o comprimento de repouso de um músculo.

O músculo em repouso pode não possuir seu comprimento máximo quando alongado. O objetivo dos exercícios de alongamento é justamente reestabelecer este comprimento. Por

isso, um músculo que não esteja habituado com exercícios de alongamento pode exercer uma força de resistência ao se alongar. Tanto os músculos antagonistas quanto os músculos que cruzam a articulação do joelho podem influenciar com uma força contrária ao movimento ao se alongarem.

Como descreve Lippert (1996), os músculos antagonistas são os responsáveis pelo movimento contrário, ou seja, o movimento de flexão do joelho, por isso de sua relevância em se falando de forças de restrição ao movimento. Devido a sua posição na articulação e sua ação de flexionar o joelho, podem de alguma forma ser também responsáveis por uma restrição ao movimento de extensão do joelho.

A hipótese de uma co-contração dos músculos antagonistas, fenômeno definido no capítulo 3 (três), não foi levada em consideração, pois as forças compensadoras foram obtidas através dos testes de dinamometria nos quais o voluntário mantém sua perna relaxada. O caso desta hipótese ser relevante seria o caso do cérebro, involuntariamente, realizar a co-contração ao se impor o movimento de extensão do joelho à articulação. Mas como não foi encontrado precedentes deste fato na literatura, a hipótese foi descartada.

No caso dos músculos que cruzam a articulação do joelho, dependendo da sua situação de alongamento, um músculo poderia influenciar contra ou a favor do movimento. O caso de um músculo influenciar a favor do movimento seria o caso da força de restrição calculada para o voluntário 10 (Figura 55).

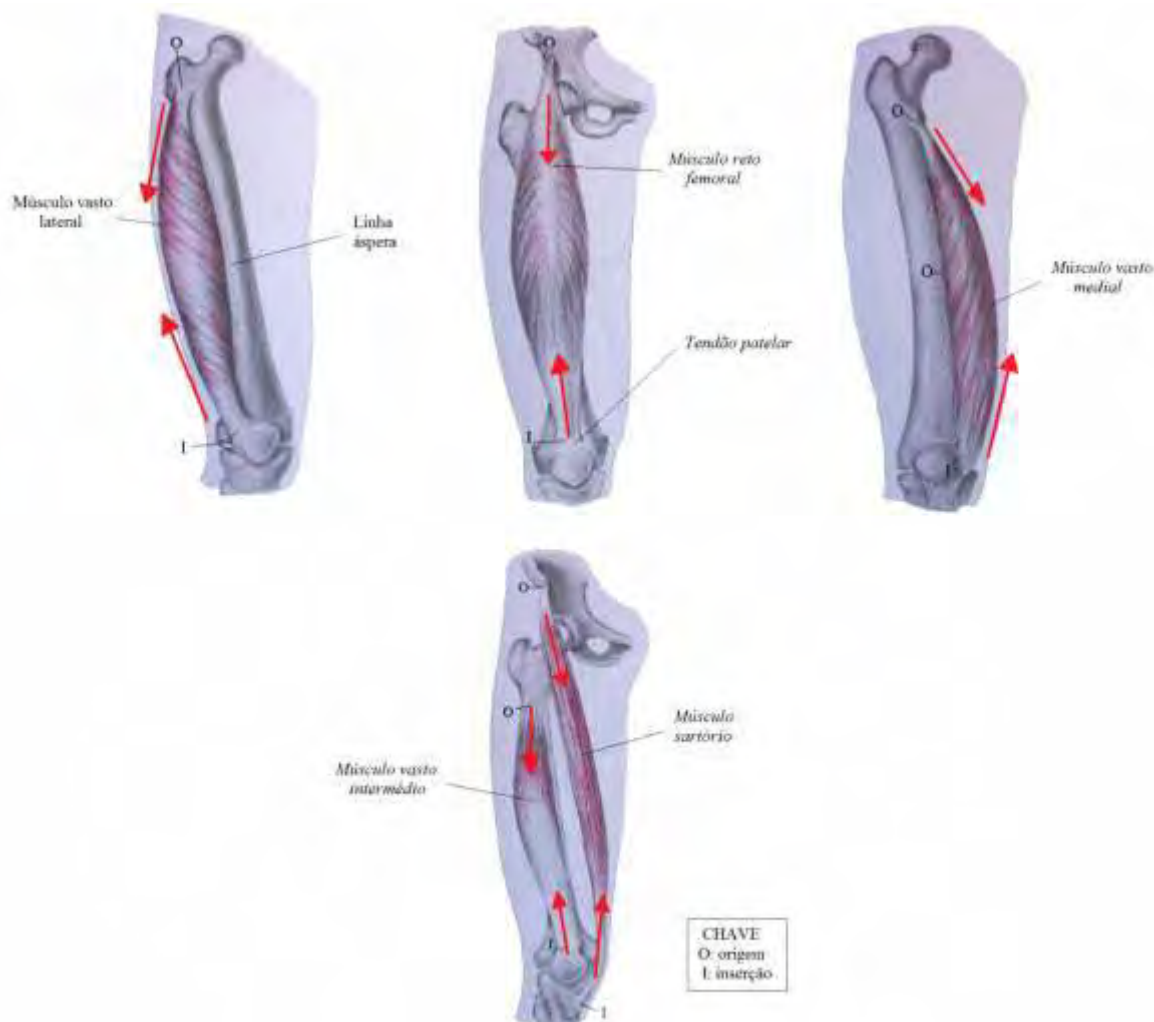
Como descrito no capítulo 3 (três), além dos músculos agonistas e antagonistas no movimento de extensão do joelho, cruzam a articulação do joelho também os músculos gastrocnêmio, plantar, poplíteo, sartório e o trato iliotibial (JACOB et al., 1990).

Como a dinamometria é feita com os músculos relaxados, o quadríceps estaria atuando de modo a auxiliar no movimento, principalmente nos ângulos iniciais, pois ele se alonga com o movimento de flexão do joelho (Figura 95).

Antes do movimento se iniciar, a articulação do joelho já está sobre influencia de forças relativas ao alongamento dos músculos que realizam o movimento. No caso do movimento de extensão do joelho, o quadríceps está alongado devido à posição de flexão da articulação.

Os músculos vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio possuem origem no fêmur, já os músculos reto femoral e sartório possuem origem no ilíaco. Todos se inserem no tendão patelar com exceção do músculo sartório que se insere na parte superior da superfície medial da tíbia (Jacob et al., 1990, p. 156).

Figura 95 - Músculos do Quadríceps (vasto lateral, reto femoral, vasto medial, vasto intermédio) e músculo sartório. Em destaque as forças exercidas pelos músculos e tendões à articulação do joelho ao se alongarem no movimento de flexão do joelho, com exceção do sartório que se alonga com o movimento de extensão do joelho.

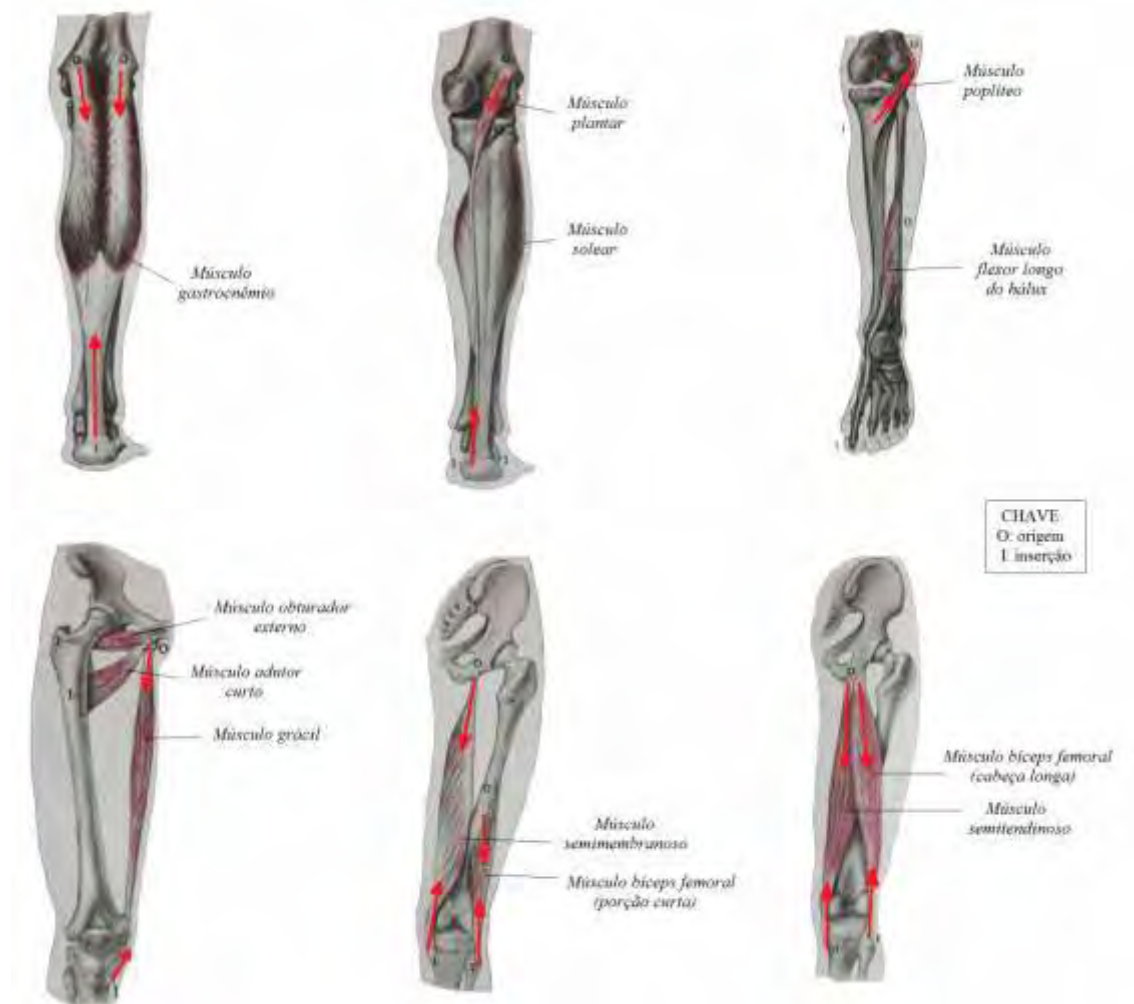


Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990).

O músculo sartório se alonga com o movimento de extensão do joelho. Sua função é a de fletir o joelho e rodar lateralmente a coxa (Jacob et al., 1990, p. 156).

Os músculos gastrocnêmio, plantar, poplíteo e os músculos antagonistas (músculo grácil e os músculos do jarrete), atuam de forma contrária aos músculos do quadríceps. Eles se alongam com o movimento de extensão do joelho do mesmo modo que o músculo sartório (Figura 96). Dessa forma, estes músculos influenciariam o movimento de extensão do joelho com uma força de oposição, principalmente nos ângulos finais do movimento.

Figura 96 - Músculos gastrocnêmio, plantar, poplíteo, grácil, bíceps femoral (porção longa e porção curta), pelo semitendinoso e pelo semimembranoso. Em destaque as forças exercidas pelos músculos e tendões à articulação do joelho ao se alongarem no movimento de extensão do joelho.



Fonte: Modificado de Jacob et al. (1990).

Dentre os músculos antagonistas que se situam na região do fêmur, o músculo grácil, semimembranoso, semitendinoso e cabeça longa do bíceps femoral possuem origem no ílio, já a porção curta do bíceps femoral possui origem no fêmur. O músculo grácil possui inserção na superfície medial do corpo da tibia. Os músculos semimembranoso e semitendinoso possuem inserção na parte mais superior da tibia. As duas porções do músculo bíceps femoral possuem inserção na cabeça da fíbula e côndilo lateral da tibia (Jacob et al., 1990, p. 156).

Os músculos gastrocnêmio, plantar e poplíteo que se situam na região da tibia e da fíbula possuem origem nos côndilos do fêmur. Os músculos gastrocnêmio e plantar possuem inserção no calcâneo, osso que forma o calcanhar, e o músculo poplíteo possui inserção no corpo da tibia (Jacob et al., 1990, p. 156).

O trato iliotibial trata-se de um feixe muscular onde se inserem parte do glúteo máximo e o tensor da fáscia lata que se estende da crista ilíaca ao côndilo lateral da tíbia. Em relação ao joelho, o trato iliotibial tem a função de estabilizar o fêmur sobre a tíbia (Jacob et al., 1990). Sua posição faz com que ele não se alongue com os movimentos de extensão e flexão do joelho.

Todos os testes experimentais foram realizados sem obstrução para os movimentos do calcanhar. Foi levantada a possibilidade de se manter o pé dos voluntários na posição perpendicular em relação à perna eliminando um grau de liberdade e imitando a posição do pé estabelecida no modelo matemático. Mas o procedimento não foi adotado nos testes experimentais. Analisando a anatomia dos músculos que cruzam o joelho, nota-se que se o procedimento discutido anteriormente fosse adotado os músculos gastrocnêmio e plantar sofreriam um alongamento ainda maior com o movimento de extensão do joelho, o que acarretaria em mais uma contribuição para a força compensadora calculada neste trabalho. Tal fator também deve ser levado em consideração em estudos futuros ligados aos movimentos da articulação do joelho.

O fenômeno do alongamento dos músculos e suas implicações observadas neste trabalho devem ser levados em consideração em trabalhos futuros assim como outras possíveis causas das forças de restrição. O seu estudo pode levar a um modelo matemático mais apurado, podendo calcular o comportamento da energia no movimento de extensão do joelho mais próximo ao real comportamento para cada indivíduo.

Não só neste trabalho, o fenômeno do alongamento dos músculos deve ser levado em considerações em todo estudo que aplique esta metodologia da análise cinética e cinemática do movimento tendo em vista a relevância que possui.

6.6 DISCUSSÕES

Neste item são apresentadas discussões sobre alguns aspectos importantes do trabalho relacionados ao modelo matemático e ao software aqui desenvolvidos, testes experimentais utilizados e trabalhos relacionados ao estudo de sistemas biomecânicos, principalmente dos membros inferiores.

Por ser um trabalho inicial nos estudos com foco na cinemática de sistemas biomecânicos dentro do contexto em que foi desenvolvido, vários refinamentos podem ainda ser realizados em relação ao modelo matemático. Como por exemplo, na definição do modelo geométrico e, conseqüentemente, no cálculo da inércia do sistema biomecânico. Poder-se-ia usar elementos

geométricos mais complexos no modelo geométrico para representar a perna melhorando assim a estimativa de centro de massa e inércia de massa. Da mesma forma, poder-se-ia utilizar scanners de objetos sólidos ou aplicar técnicas de Estereoscopia ou outras técnicas de captação de imagem para criação de modelos em três dimensões de objetos sólidos visando o estabelecimento de um modelo geométrico mais próximo das reais dimensões da geometria da perna de cada indivíduo.

Em relação aos testes experimentais, outros testes poderiam ser realizados visando melhorar o limiar de leitura na EMG como, por exemplo, o acréscimo de massa a perna do voluntário, pois uma atividade muscular mais intensa poderia trazer o limiar de leitura para os ângulos iniciais do movimento. Tal mudança nos resultados poria ser estudada visando possíveis modificações no circuito de aquisição construído para os testes de obtenção do SE.

A realização de testes com uma quantidade maior de voluntários poderia gerar uma análise sobre a ação das forças de restrição em relação ao biótipo dos voluntários. Os resultados podem ser diferentes entre pessoas sedentárias, pessoas que realizam atividades físicas constantes, pessoas que realizam exercícios de alongamento com frequência e pessoas que realizam um trabalho especial de alongamento.

O estudo realizado neste trabalho a respeito da ação dos elementos anatômicos que influenciam no movimento de extensão do joelho mostrou-se ser válida, segundo os resultados aqui apresentados. No entanto, muito estudo ainda deve ser realizado visando comprovar a sua veracidade, verificar quais são os elementos anatômicos de maior ação no movimento, buscar quantificar a sua ação para a utilização em modelos matemáticos mais abrangentes, dentre outros estudos.

A participação de pesquisadores de outras áreas se torna de grande importância durante os trabalhos que envolvem o estudo da biomecânica de movimentos humanos. A quantificação de reações fisiológicas na contração muscular, por exemplo, poderia somar em muitas das etapas dos estudos aqui desenvolvidos, podendo trazer novas comparações em relação aos resultados já obtidos.

A interação entre pesquisadores das áreas da Educação Física e Fisioterapia podem contribuir e muito em relação a técnicas de experimentação, estabelecimento de questionários visando a caracterização do biótipo dos voluntários, dentre outros fatores que podem ser de grande importância para a evolução dos estudos ligados a biomecânica do movimento humano.

Todos estes apontamentos possuem uma importância em relação aos estudos do movimento de sistemas biomecânicos e serão levados em consideração em estudos futuros.

7 CONCLUSÃO

Neste trabalho realizou-se um estudo do movimento de extensão do joelho através do desenvolvimento de um modelo matemático e implementação do algoritmo para o cálculo do comportamento da energia despendida no mesmo. O modelo matemático foi formulado com base na dinâmica do movimento de extensão do joelho e no princípio do trabalho virtual. Testes experimentais com base na dinamometria e eletromiografia foram realizados e os resultados foram utilizados para avaliação do modelo proposto.

Os resultados mostraram que o modelo matemático proposto implementado é suficientemente representativo e possibilita o cálculo e o estudo do comportamento da energia necessária para o movimento de extensão do joelho através de simulações numéricas. As comparações realizadas entre as curvas de energia simuladas com as curvas de energia obtidas pela dinamometria mostraram uma boa concordância para alguns voluntários analisados, apresentado um desvio considerável em outros.

Uma reavaliação dos testes experimentais de dinamometria mostrou como elementos inerentes ao sistema biomecânico do membro inferior (músculos, pele, artérias, por exemplo) que cruzam ou estão ligados à articulação do joelho podem influenciar no movimento de extensão do joelho e devem ser considerados na análise. A estimativa da força despendida devido à ação destes elementos de restrição foi feita a partir dos resultados obtidos na dinamometria, com base em uma análise dinâmica do movimento desenvolvido no teste experimental, o que levou a uma formulação para determinação desta força possibilitando a obtenção da energia através do cálculo do trabalho. Posteriormente a energia obtida nos testes de dinamometria foi reavaliada levando em consideração a ação dos elementos de restrição antes da comparação com os dados obtidos na simulação. As curvas de energia dos modelos, neste caso, tiveram um comportamento praticamente idêntico para todos os voluntários, inclusive com resultados quantitativos muito próximos.

Na análise das possíveis causas da força de restrição discutida, destaca-se a importância do fenômeno do alongamento dos músculos durante o movimento das articulações na criação de modelos matemáticos para movimentos articulares. Como observado, a energia despendida na movimentação da perna e do pé no espaço corresponde à maior parte da energia necessária para o movimento de extensão do joelho, no entanto, em alguns casos pode existir uma parcela considerável de energia despendida para se vencer a ação dessas forças. Especula-se

que essas forças são mais ou menos intensas dependendo da capacidade de alongamento dos músculos de cada indivíduo. Sendo assim, indivíduos sedentários poderiam ter uma ação mais intensa das forças de restrição em relação a um indivíduo que pratique esportes regularmente, ou mesmo, um indivíduo que pratique esportes com regularidade poderia apresentar forças de restrição mais intensas que outro que faça um trabalho especial de alongamento dos músculos.

De forma geral, o modelo proposto se mostrou adequado para simular o movimento de extensão do joelho juntamente com a estimativa da energia despendida para realização do movimento. A abordagem baseada na dinâmica de corpos rígidos juntamente com o princípio de trabalho virtual poderia ser aplicada para o estudo do movimento de quaisquer outras articulações, podendo assim auxiliar em aplicações da engenharia de reabilitação como, por exemplo, no mapeamento do comportamento da energia durante os movimentos articulares ou em estudos relacionados com os movimentos do corpo humano através, por exemplo, de uma caracterização de diferentes indivíduos em relação à energia despendida nos movimentos articulares.

7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Alguns pontos importantes foram observados no decorrer do trabalho que poderiam ser mais bem explorados em trabalhos posteriores, visando a continuação dos estudos inseridos neste trabalho.

Em relação à formulação do modelo matemático desenvolvido, uma proposta seria:

- Refinar a obtenção do modelo geométrico da perna e do pé através da utilização de formas geométricas mais complexas ou técnicas de modelagem em três dimensões com base no tratamento de imagens com o intuito de melhorar o cálculo do centro de massa e inércia de massa do sistema.

Em relação aos testes experimentais:

- Utilizar uma quantidade maior de voluntários e tentar estabelecer uma correlação entre as forças de restrição e o biotipo dos voluntários com o intuito de estudar as causas dessas forças de restrição, por exemplo, alongamento dos músculos que cruzam a articulação, tração de vasos sanguíneos ou da pele, dentre outras possíveis causas;

- Realizar modificações no sistema de aquisição do SE para a realização de novos testes de EMG com o intuito de diminuir o limiar de leitura, possibilitando assim a leitura da atividade muscular para os ângulos iniciais do movimento de extensão do joelho.

8 REFERÊNCIAS

- ACQUESTA, F. M., IWAMIZU, J. S., FERREIRA, I. C., BOARETTO, R. A., MENDES, D. R., HERMANN, F., MOCHIZUKI, L., AMADIO, A. C., SERRÃO, J. C., O estudo da biomecânica do movimento humano no Brasil através da análise da distribuição das publicações da Revista Brasileira de Biomecânica no período 2000-2006. **Brazilian Jornal of Biomechanics**, Nov 2007.
- ALKNER B.A, TESCH P.A., BERG H.E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Official Journal of the American College of Sports Medicine**, p. 459-463, 2000.
- ANDRADE, N. A. Desenvolvimento de um sistema de aquisição de processamento de sinais eletrográficos de superfície para utilização no controle de prótese motoras ativas. 2007. 72 f. **Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)** – Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, DF, Brasília, DF, 2007.
- BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5 ed., **ISBN:0-0683-00414-X**, Baltimore: Wlliams & Wilkins, p. 561., 1985.
- BAZANI, M. A., PASCHOALINI, A. T., YANAGYIA, M. F. M. TANAKA, J. T. Study of the abdominal aorta through the infinit element method. **Anais do VII Dincon**, Presidente Prudente, SP, Brasil, 2008.
- BAZANI, M. A., PASCHOALINI, A. T., SOUSA, A. P. Análise numérica da clipagem arterial utilizando interação fluido estrutura através do método de elementos finitos. **Anais do VI Conem**, Campina Grande, PB, Brasil, 2010.
- BELTRAMINI, M. L. Elementos de Histologia e Anatomo-Fisiologia Humana. 01. ed.: **Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos - USP**, São Carlos, SP, v. 01. p. 270, 1999.
- BUCHANAN, T. S., LLOYD, D. G., MANAL, K., BESIER, T. F. Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. **J Appl Biomech**, Author manuscript, PMC, 2004.
- CLAUSER, C. E., MCCONVILLE, J. T., YOUNG, J. W. Weight, volume, and, center of mass of segments of the human body. **AMRL Technical Report**, Wright Patterson Air Force Base, Ohio, USA, 101 p, 1969.
- CRAMERI R. M., WESTON A., CLIMSTEIN M., DAVIS G.M., SUTTON J.R. Effects of electrical stimulation-induced leg training on skeletal muscle adaptability in spinal cord injury. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, 12:05, p. 316-322, 2002.

- CRAMERI R., M., COOPER, P., SINCLAIR P.J., BRYANT, G, WESTON, A. Effect of load during electrical stimulation training in spinal cord injury. **Muscle & Nerve**, 29:01, p. 104-111, 2004.
- DINKHUYSEN, J. J., ANDRADE, A. J. P., MANRIQUE, R., SAITO, C. S. M., BISCEGLI, F. Bomba Sanguínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original, **Jornal of Cardiovasc Surg**, Rio de Janeiro, Brasil, 2007.
- DOUGHTY, E. S., KLIJN, N. S. Noninvasive in vivo characterization of pediatric human spine: 3-d finite element study, **Proceedings of the ASME**, Denver, USA, p. 6, 2011.
- EILINGER, T., WILD, M., GERBER, H. STUSSI, E. An Eight-Channel Computer controlled Stimulator for Functional Electrical Stimulation. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, 13:04, p. 1803-1804, 1991.
- FERRARIN, M. AND PEDOTI, A. The Relationship Between Electrical Stimulus and Joint Torque: A Dynamic Model. **IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n.3, p. 324-352, 2000.
- FRANCIULLI, P. M. Análise da relação entre parâmetros eletromiográficos e o torque isométrico do músculo quadríceps da coxa. 2006. **Dissertação de Mestrado** – Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 2006.
- GAINO, R. Controle de Movimentos de Pacientes Utilizando modelos Fuzzy T-S. Ilha Solteira: UNESP, 2009, **Tese (Doutorado)** – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, S.Paulo, Brazil, p. 179, 2009.
- GUIMARÃES A. C., HERZOG W., ALLINGER T. L., ZHANG Y. T. EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. **Journal of Experimental Biology**, v.198, p. 975-987, 1995.
- JACOB, S. W., FRANCONI, C. A., LOSSOW, W. J. **Anatomia e Fisiologia Humana**, 5ª ed., Rio de Janeiro: Editora Guanabara, p. 184 - 199, 1990.
- KAPANDJI, I.A., **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**, 5 ed., São Paulo: Editora Manole, v. 2, 1990.
- KOMI P. V., VIITASALO J. H. T. Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 96, p. 267, 1976.
- LAW L. A. F., SHIELDS R. K., Predicting human chronically paralyzed muscle force: a comparison of three mathematical models. **Journal Of Applied Physiology**, v. 100 p. 1027 - 1036, 2006.

- LINNAMO V., MORITANI T., NICOL C., KOMI P. V. Motor unit activation and force production during Eccentric, Concentric and Isometric Action. **Studies in sport, physical education and health**, Faculty of Sports and Health Sciences of the University of Jyväskylä, Finland, v. 82, p. 93 - 101, 2002.
- LIPPOLD O. C. J. The relation between integrated action potencial sinal human muscle and its isometric tension. **Journal Physiology**, v. 30, p. 345, 1954.
- LIPPERT, L., **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas.**, 2 ed., Rio de Janeiro: Editora Revinter, p. 301, 1996.
- MAN, I.O.W., LEPAR, G.S., MORRISSEY, M.C., CYWINSKI, J.K. Effect Of neuromuscular electrical stimulation on foot/ankle volume during standing. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 35:4, p. 630 - 634, 2003.
- MARTIN, P.S Pesquisadores da Unicamp desenvolveram aparelhos para recuperar paraplégicos. **Galileu** p. 57 - 61, 1999.
- MASINI, M. Estimativa da incidência e prevalência de lesão medular no Brasil. **Jornal Brasileiro de Neurocirurgia**. v. 12, n.2, p. 97 - 100, 2001.
- MEIROVITCH, L. **Methods of Analytical Dynamics**. Dover Publications, New York, Estados Unidos da América, p. 59 - 61, 1998.
- MERIAM, J.L., KAIGE, L.G. **Mecânica – Dinâmica**. LTC, Rio de Janeiro, Brazil, p. 341 - 342, 1997.
- PERGHER, R., BOTTEGA, V., NABINGER, E. Controle robusto aplicado ao modelo matemático de sistema músculo esquelético inferior humano. **Anais do 8o Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica**. Cusco, Peru, 2007.
- PINCIVERO DM, CAMPY RM, SALFETNIKOV Y, COELHO AJ. Knee Extensor torque and quadriceps femoris EMG during percentually-guided isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, p.159-167, 2003.
- PINCIVERO, D.M., COELHO, A.J. Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum. **Muscle nerve**, 3: p. 393 - 398, 2000.
- SANTOS, I.S. **Dinâmica de Sistemas Mecânicos**. Makro n Books, S. Paulo, Brasil, p. 272, 2001.
- SCREMIN A., KURTA L, GENTILI A, WISEMAN B, PERELL K, KUNKEL C. Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. **Aarchives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 80:12, p. 1531 - 1536, 1999.

- VENEZIANO, W. H. Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas. **Tese de Doutorado** - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Distrito Federal, 2006.
- VERMEULEN, H. M., BOCK, G. H., HOUWELINGEN, H. C., MEER, R. L., MOL, M. C., PLUS, B. T., ROZING, P. M., VLIELAND, T. P. M. V. A comparison of two portable dynamometers in the assessment of shoulder and elbow strength. **DOI:10.1016/j.physio.2004.08.005**, p. 101 – 112, 2005.
- VERRIEST, J. P. Automatic anthropometric personalization of a digital human model from a set of subject's photographs. IOS Press, **DOI: 10.3233/WOR-2012-0071-406**, p. 4061 – 4068, 2012.
- WILHERE, G.F., CRAGO, P.E., CHIZECK, H.J. Design and Evaluation of a Digital Closed-Loop Controller for the Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation. **IEEE Transactions on Biomedical**, vol. BME-32, n. 9, 1985.

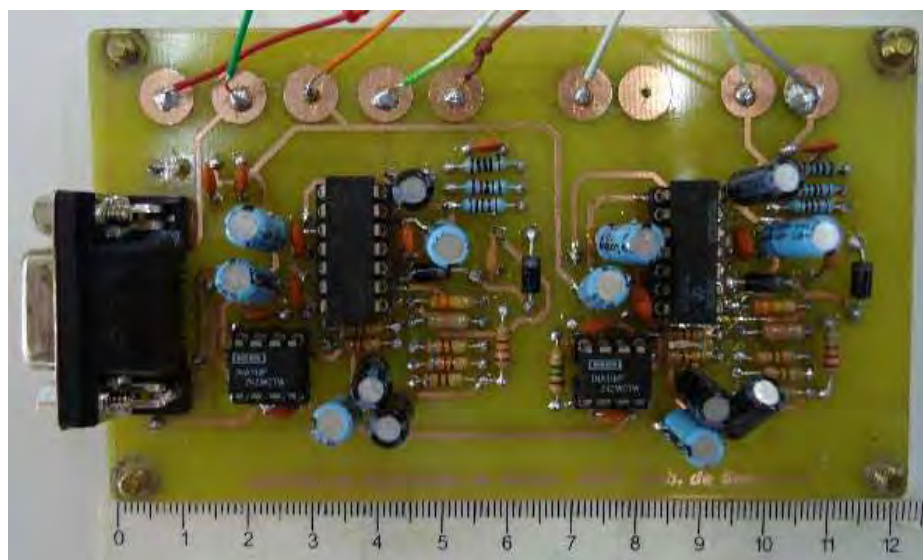
APÊNDICE A: ESPECIFICAÇÕES DO APARATO EXPERIMENTAL

A construção do sistema de aquisição e condicionamento do sinal eletromiográfico iniciou-se utilizando para interface a placa de aquisição de dados NI USB-6009 da National Instruments e com o *software* comercial LabVIEW 8.20.

Foi confeccionado quatro canais implementados baseando-se no circuito de condicionamento de sinais para EMG projetado por Andrade, 2007, em sua dissertação de mestrado na Universidade de Brasília. O esquema do circuito pode ser visto na Figura 98.

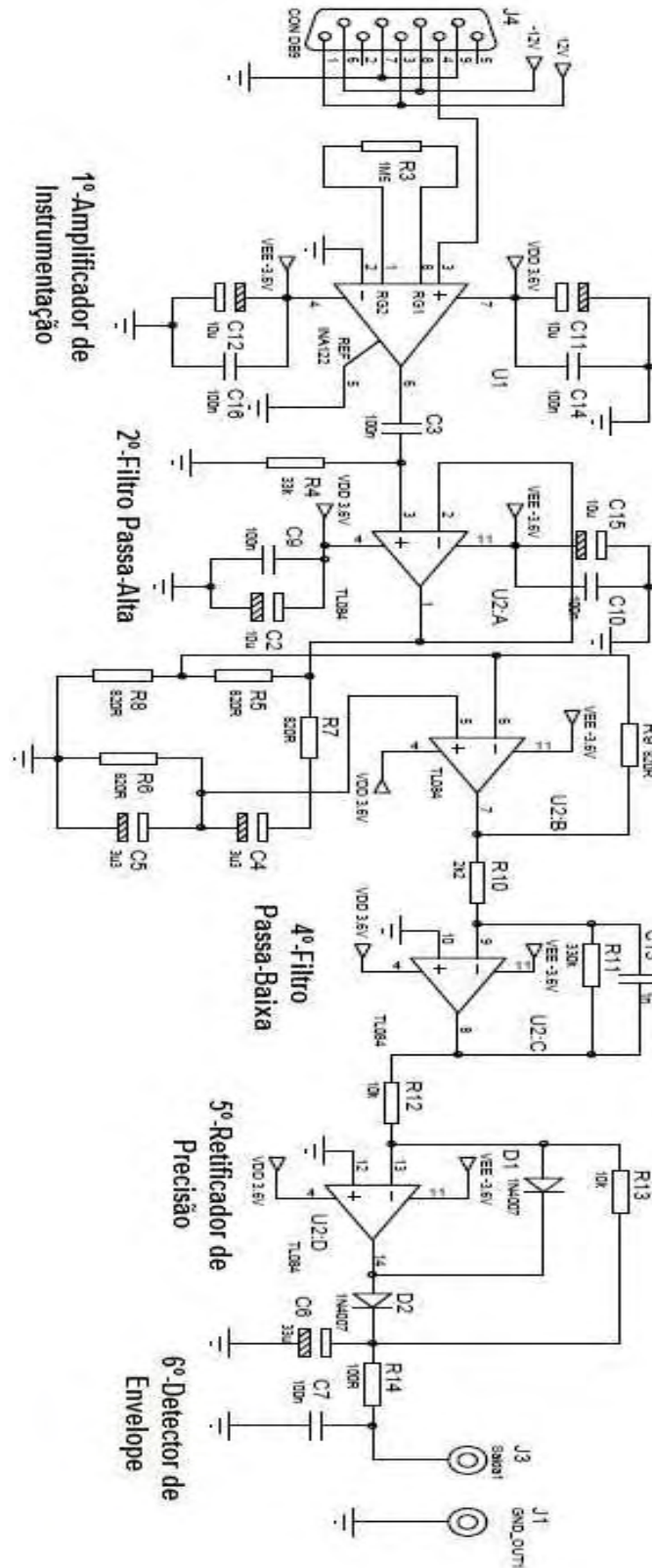
Com o projeto do circuito elaborado, foram realizadas simulações utilizando o *software* comercial ARES/Proteus da Labcenter Electronics. Posteriormente foram construídas duas placas de circuito impresso do circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos com dois canais, apresentada na Figura 97. Foram confeccionadas duas placas totalizando quatro canais.

Figura 97 - Placa de circuito impresso confeccionada do circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos.



Fonte: Elaboração própria.

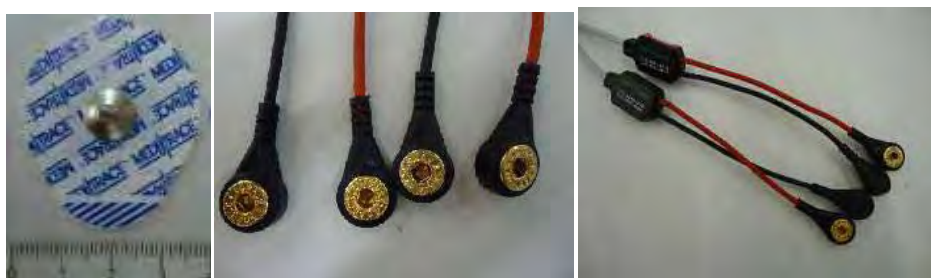
Figura 98 - Um canal do circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos.



Fonte: Elaboração própria.

Para a captação dos sinais de eletromiografia, utilizou-se eletrodos diferenciais de superfície ativos de clip, da EMG System do Brasil, apresentados na Figura 99. Os contatos são banhados a ouro e seu pré-amplificador possui um ganho de 20. Utilizou-se também um eletrodo de referência conectado em uma parte do corpo onde não há músculos.

Figura 99 - Eletrodo descartável e eletrodos de clip.



Fonte: Elaboração própria.

Foi utilizado um filtro passa-faixa, com um ganho de 150 que consiste em um filtro passa-baixas, um rejeita-faixa e um passa-altas. A frequência de corte do filtro passa-baixas é de 500 Hz e o do passa-altas é de 50 Hz. O rejeita-faixa (notch) é sintonizado em 60 Hz, removendo as interferências provenientes da rede elétrica.

Para a construção do filtro passa banda, foi utilizado um circuito integrado composto de quatro amplificadores operacionais com entrada J-FET, o TL084. O ganho total do circuito pode chegar a 3000 na faixa de frequências de interesse. Esta faixa de ganho é suficiente para amplificar os sinais de EMG a um nível adequado para o processamento e subsequente retificação.

APÊNDICE B: RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES TEÓRICAS E DOS TESTES EXPERIMENTAIS

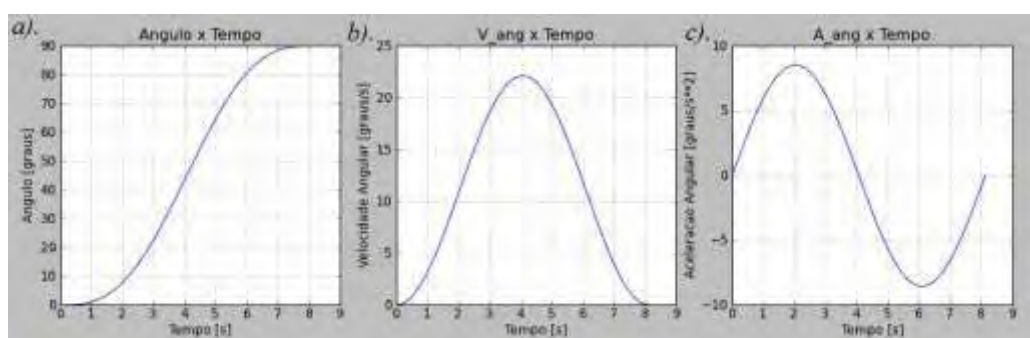
Visando manter o foco na análise dos resultados, foi apresentado os resultados dos testes experimentais e simulações teóricas, somente do voluntário 1 (um). Outro motivo foi a ausência de ruídos nos sinais relativos ao teste de eletromiografia.

Aqui estão apresentados os resultados experimentais dos voluntários, com exceção dos testes do voluntário 1 (um).

B.1. Simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base em parâmetros cinemáticos teóricos

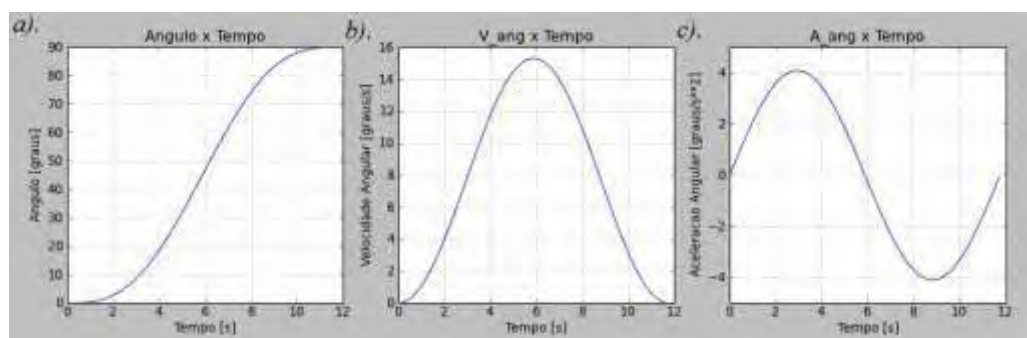
Da Figura 100 a Figura 111 são apresentados os dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para cada voluntário.

Figura 100 - Gráficos relativos ao movimento suave de extensão do joelho, desenvolvidos para um movimento realizado no mesmo intervalo de tempo do teste de dinamometria do voluntário 2: a). posição angular do centro de massa da perna em função do tempo; b). velocidade angular da perna em função do tempo; c). aceleração angular em função do tempo.



Fonte: Elaboração própria.

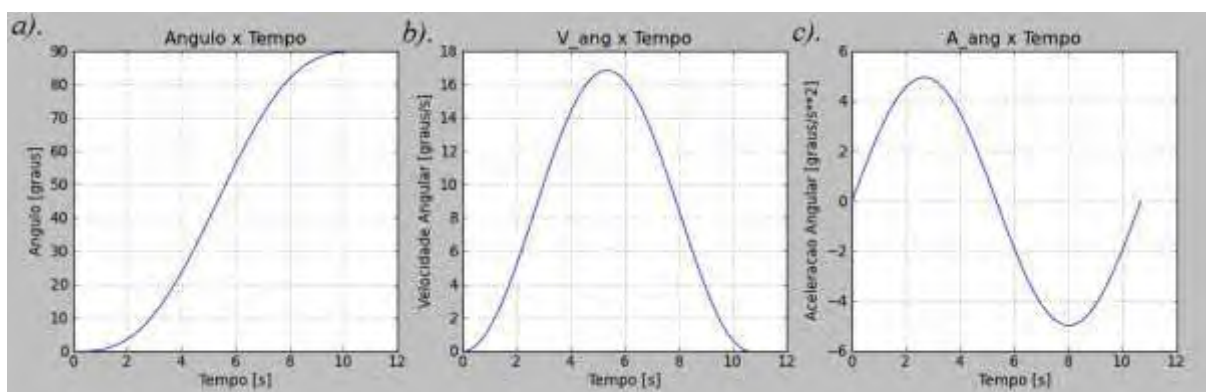
Figura 101 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

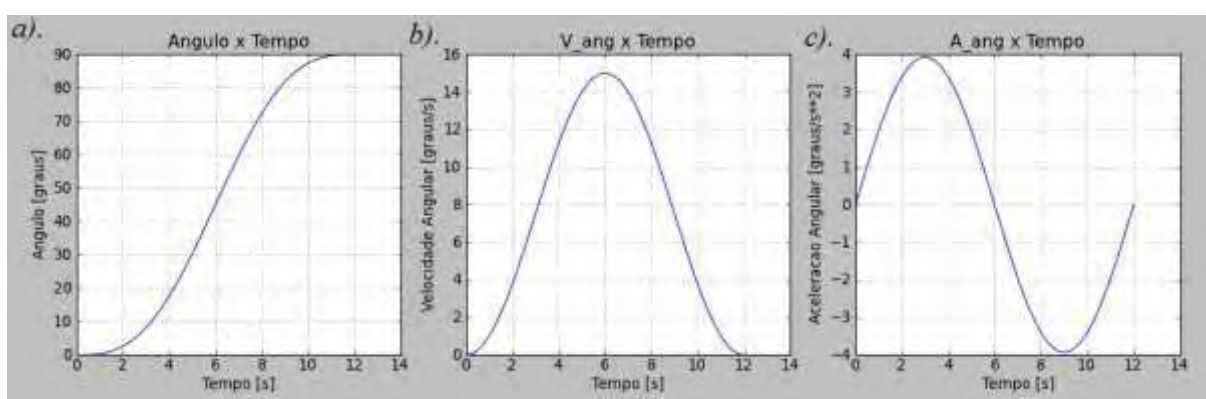
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 102 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 4.



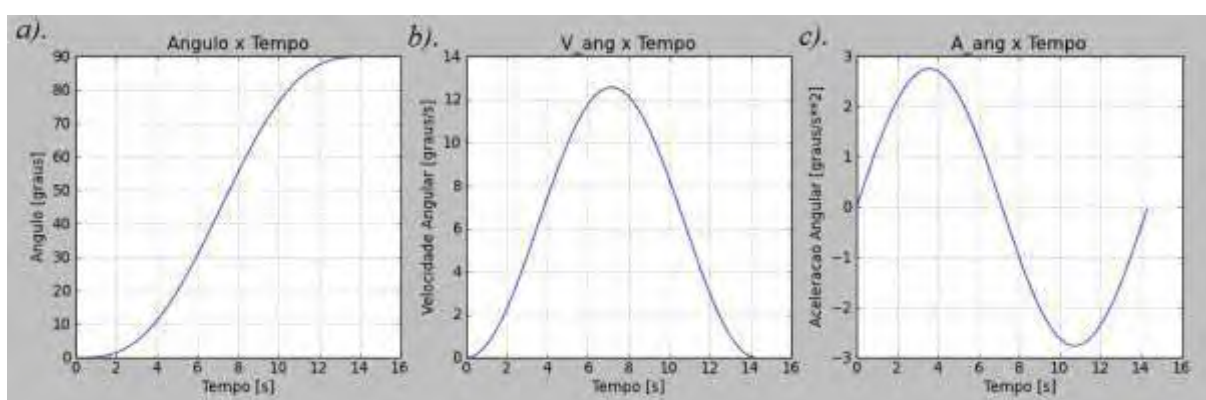
Fonte: Elaboração própria.

Figura 103 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

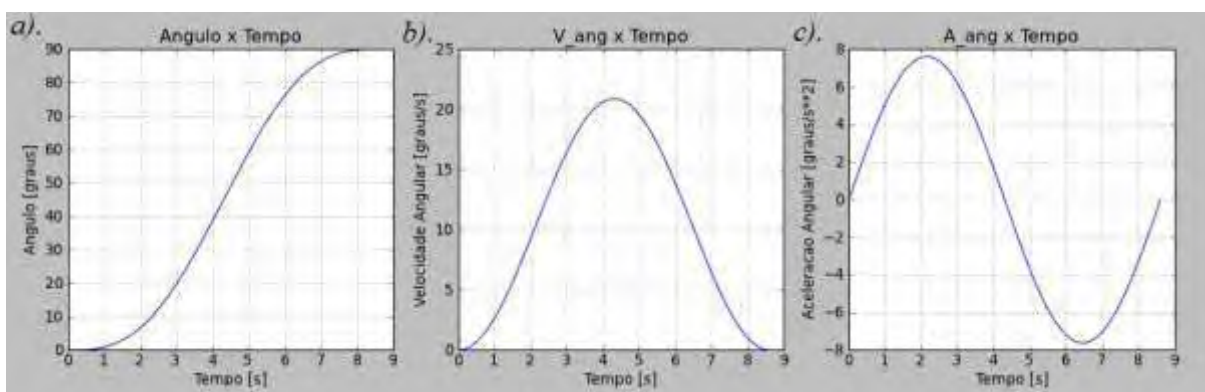
Figura 104 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 6.



Fonte: Elaboração própria.

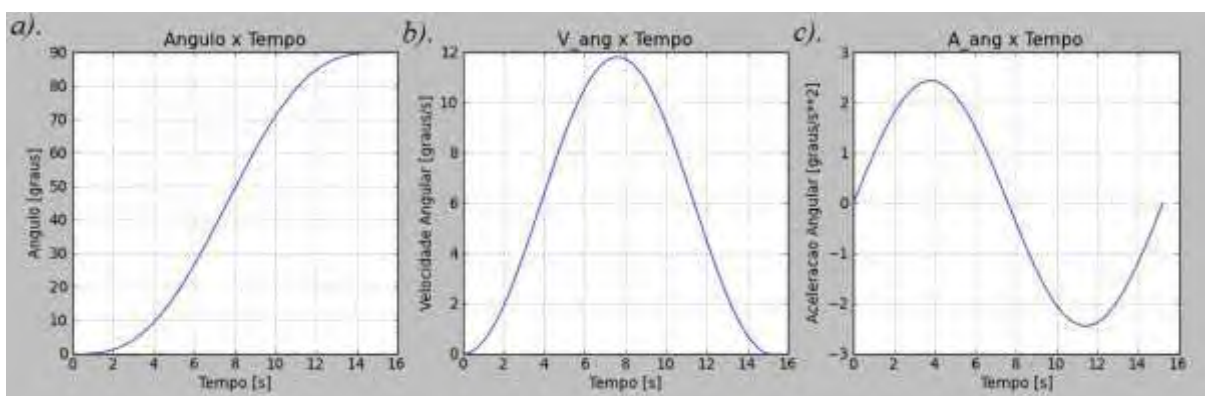
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 105 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 7.



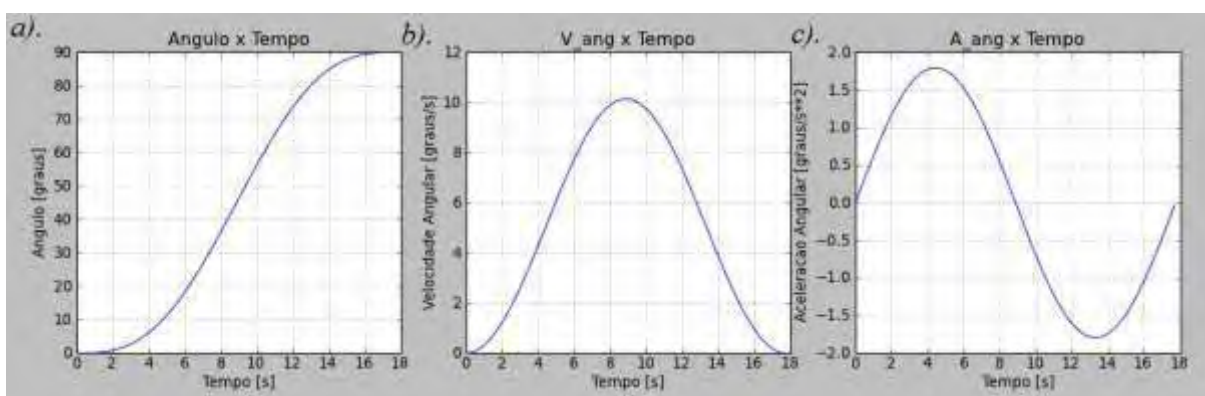
Fonte: Elaboração própria.

Figura 106 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

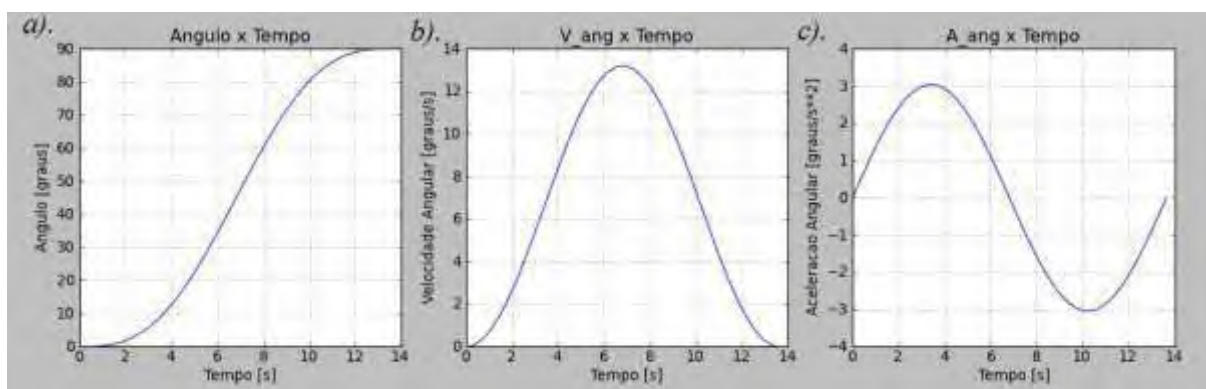
Figura 107 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 9.



Fonte: Elaboração própria.

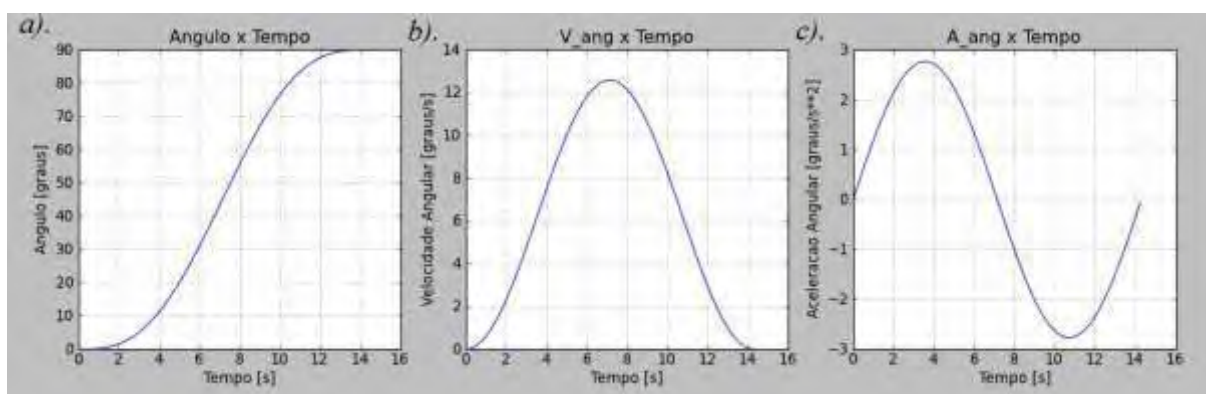
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 108 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 10.



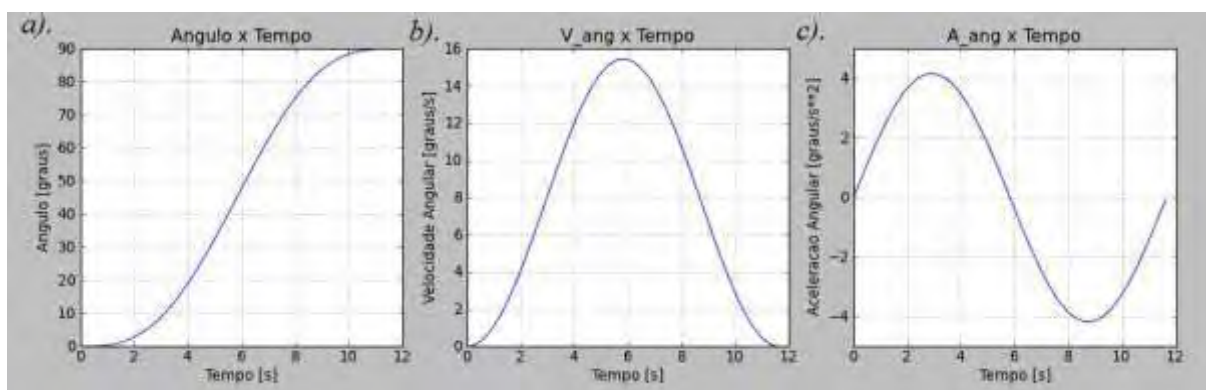
Fonte: Elaboração própria.

Figura 109 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 11.



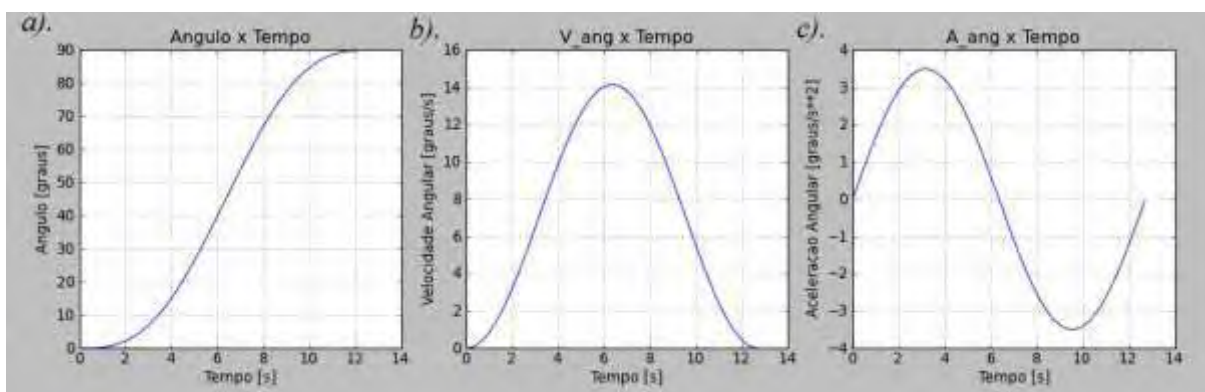
Fonte: Elaboração própria.

Figura 110 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

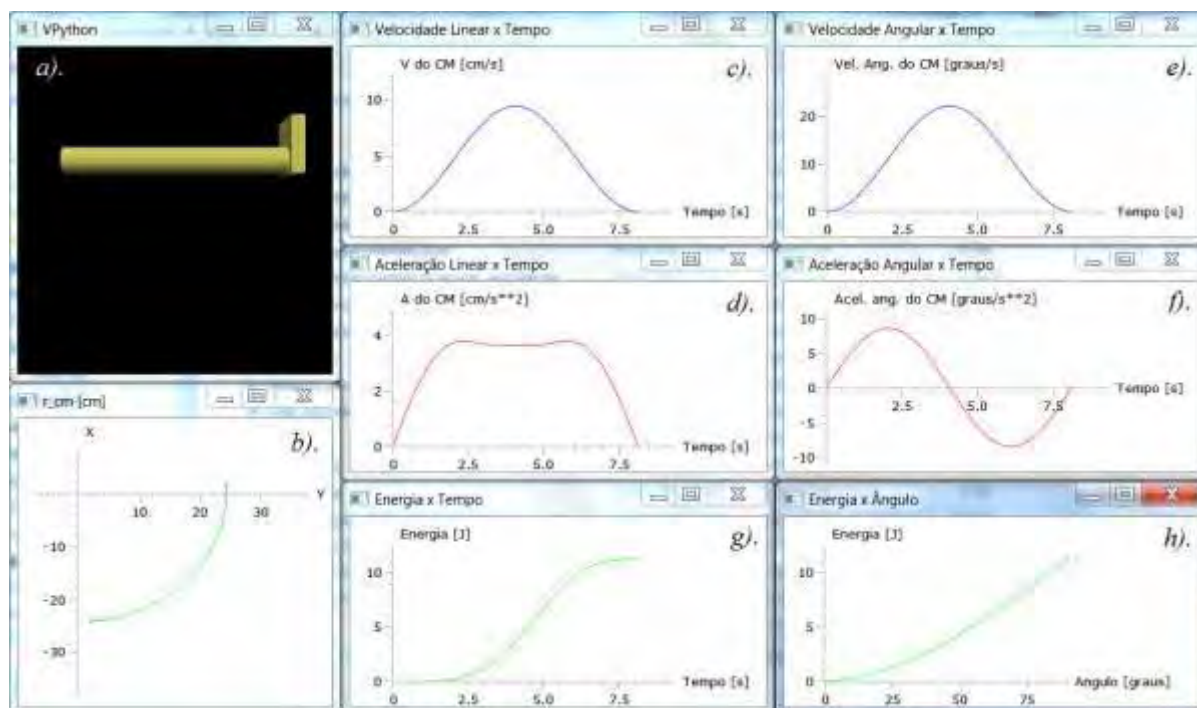
Figura 111 - Gráficos referentes aos dados cinemáticos gerados teoricamente utilizando o mesmo intervalo de tempo utilizado para realização dos testes respectivos de dinamometria para o voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

Com base nos dados cinemáticos apresentados, foram calculados computacionalmente com o software desenvolvido os gráficos apresentados da Figura 112 a Figura 123 que representam a simulação de um movimento realizado de forma suave como os desenvolvidos em exercícios de reabilitação.

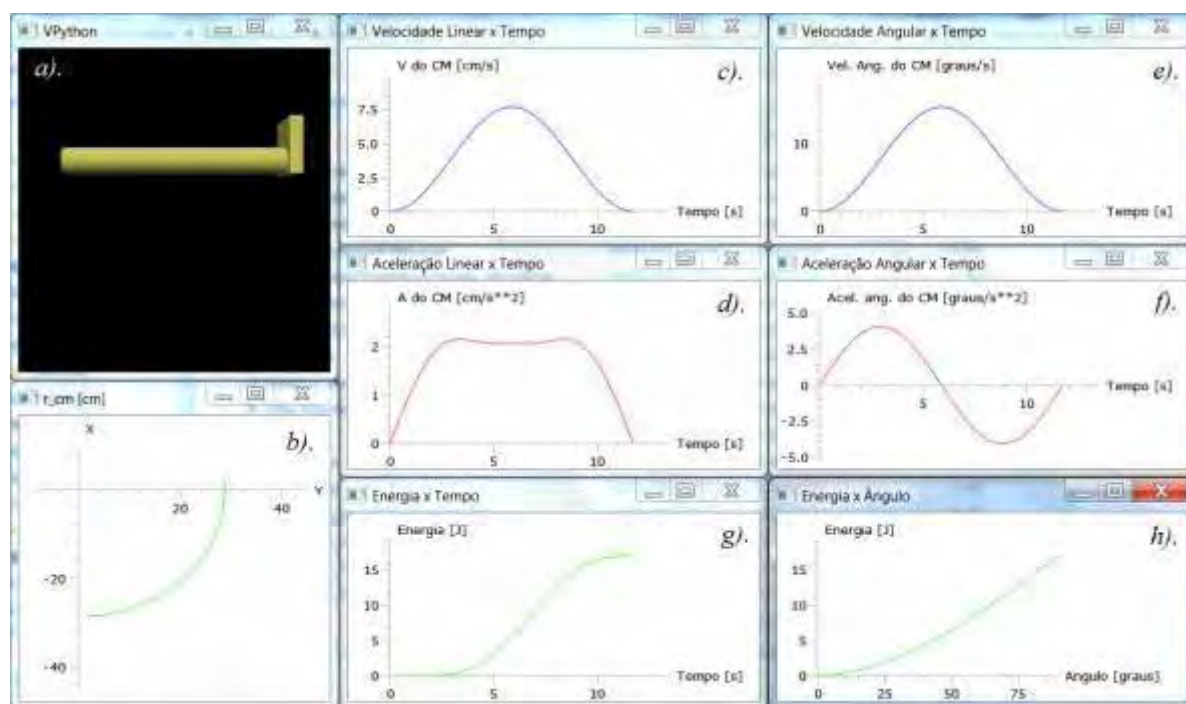
Figura 112 - Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional, utilizando dados cinemáticos gerados teoricamente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y; c). $|\vec{v}|$ em função do tempo; d). $|\vec{a}|$ em função do tempo; e). $|\vec{\omega}|$ em função do tempo; f). $|\vec{\alpha}|$ em função do tempo; g). U_{TEO} em função do tempo; h). U_{TEO} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.



Fonte: Elaboração própria.

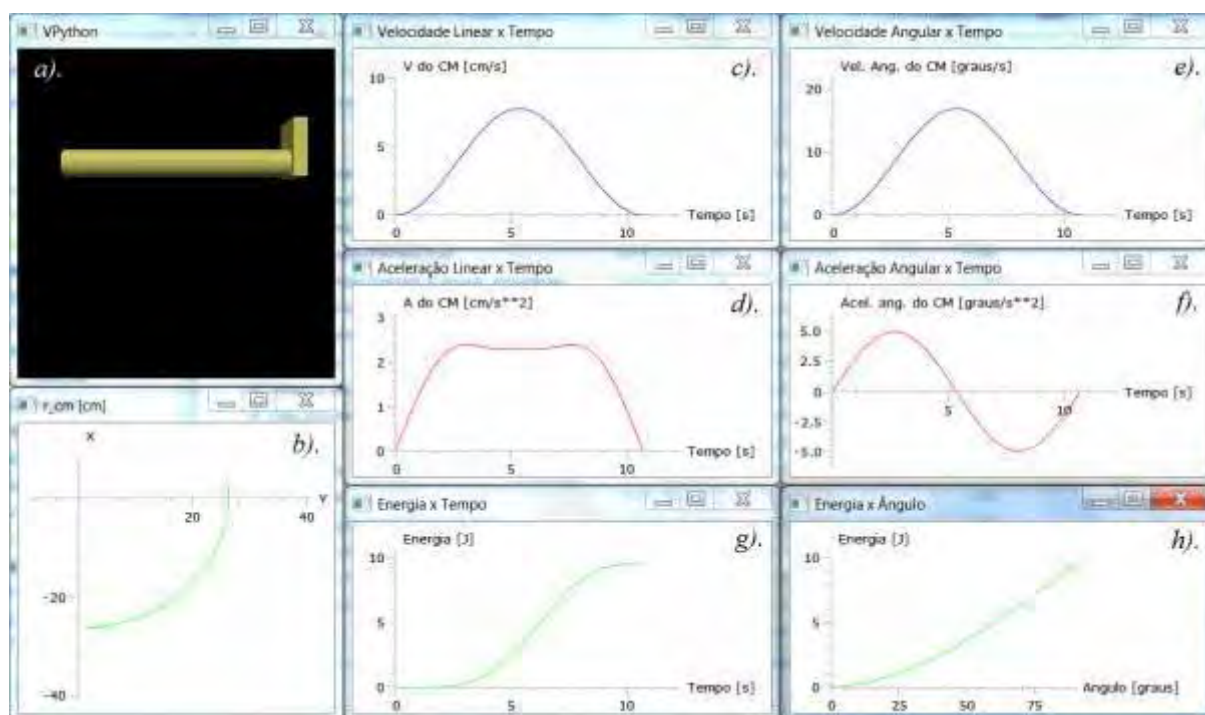
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 113 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

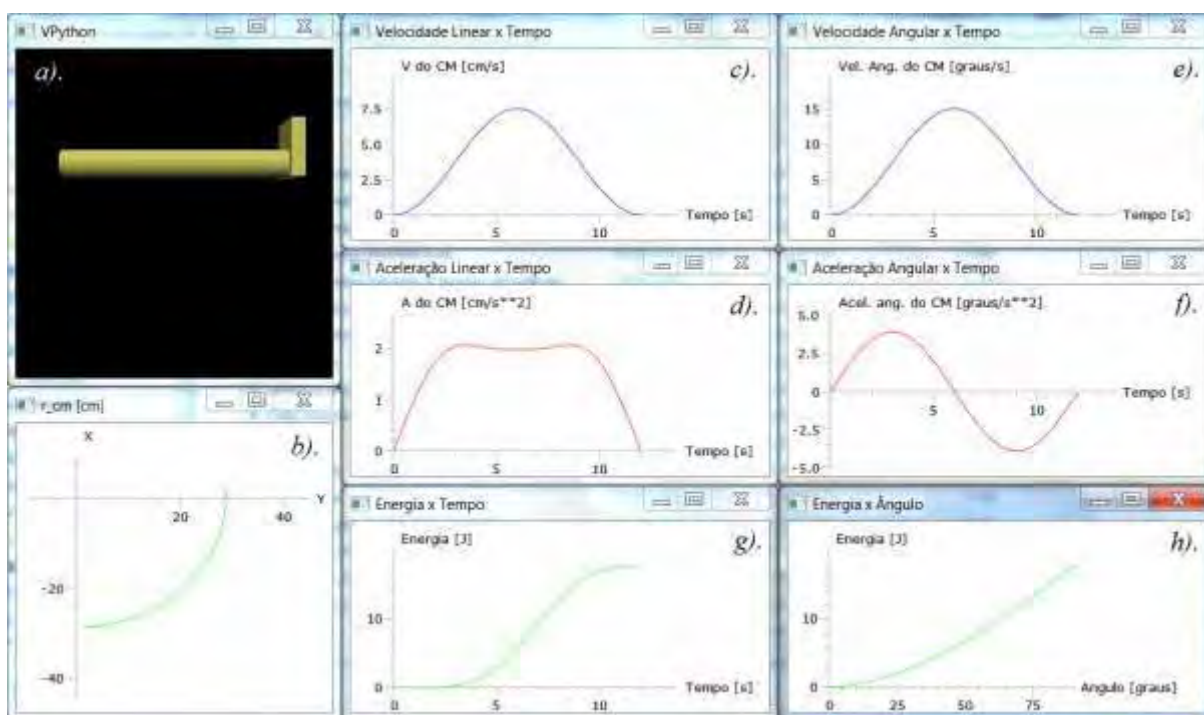
Figura 114 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

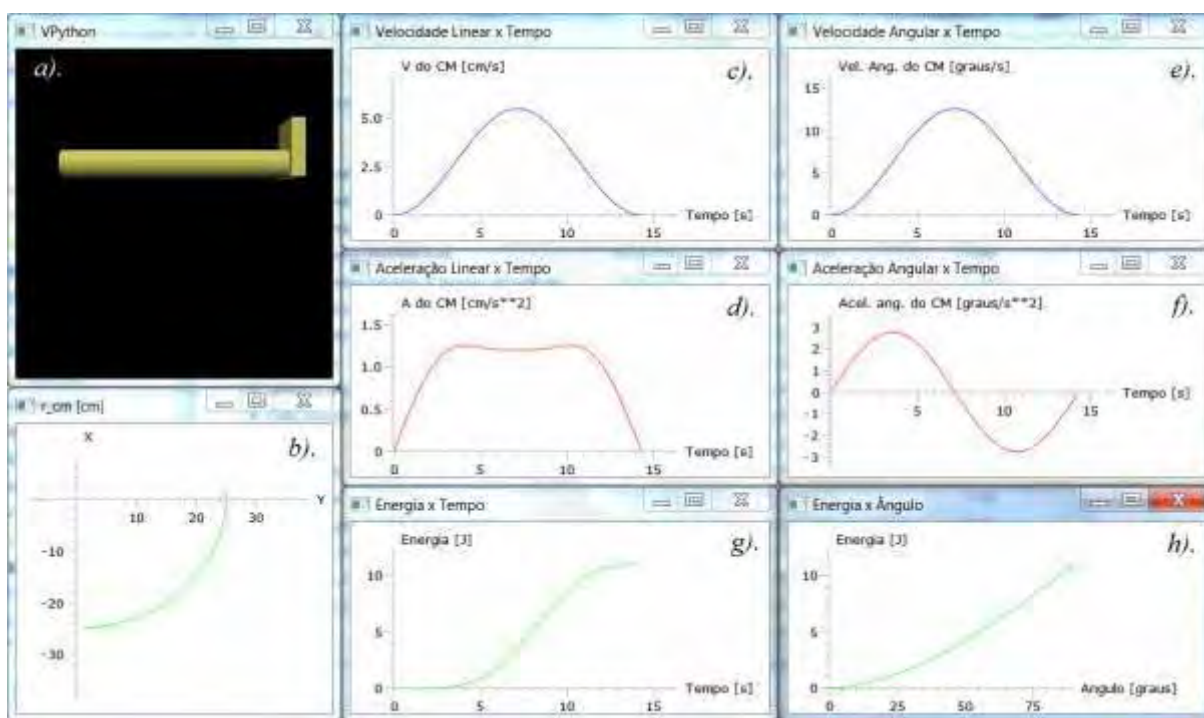
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 115 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

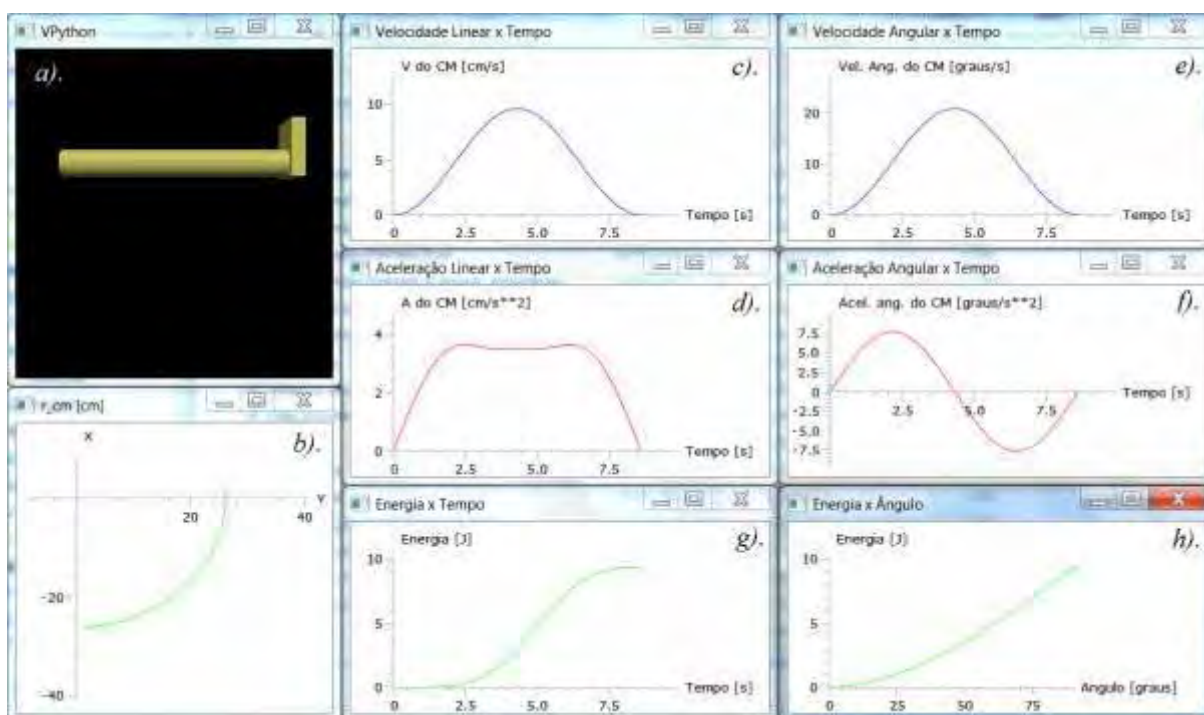
Figura 116 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 6.



Fonte: Elaboração própria.

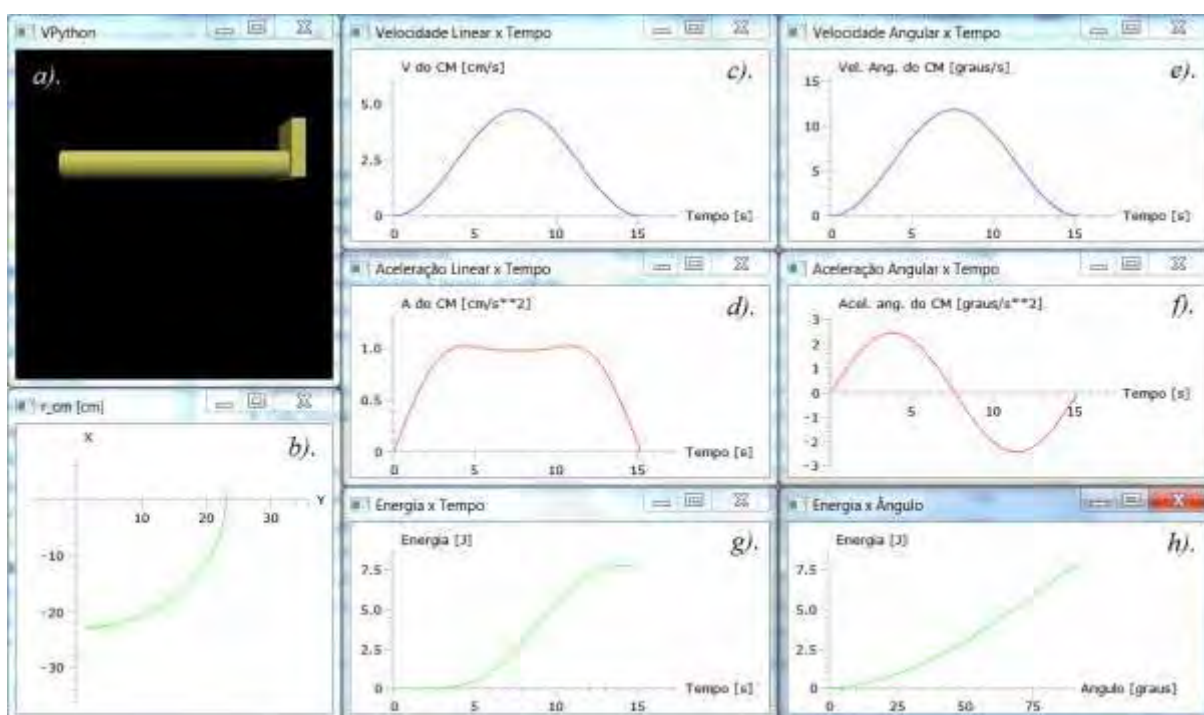
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 117 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 7.



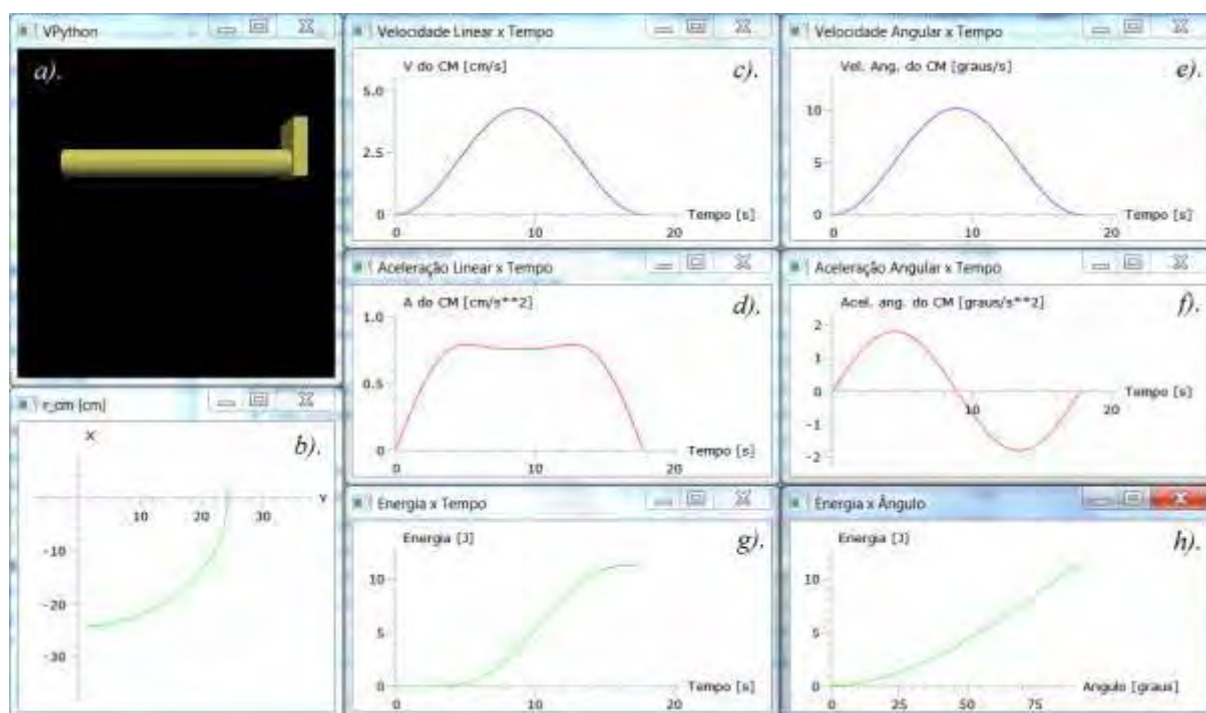
Fonte: Elaboração própria.

Figura 118 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 8.



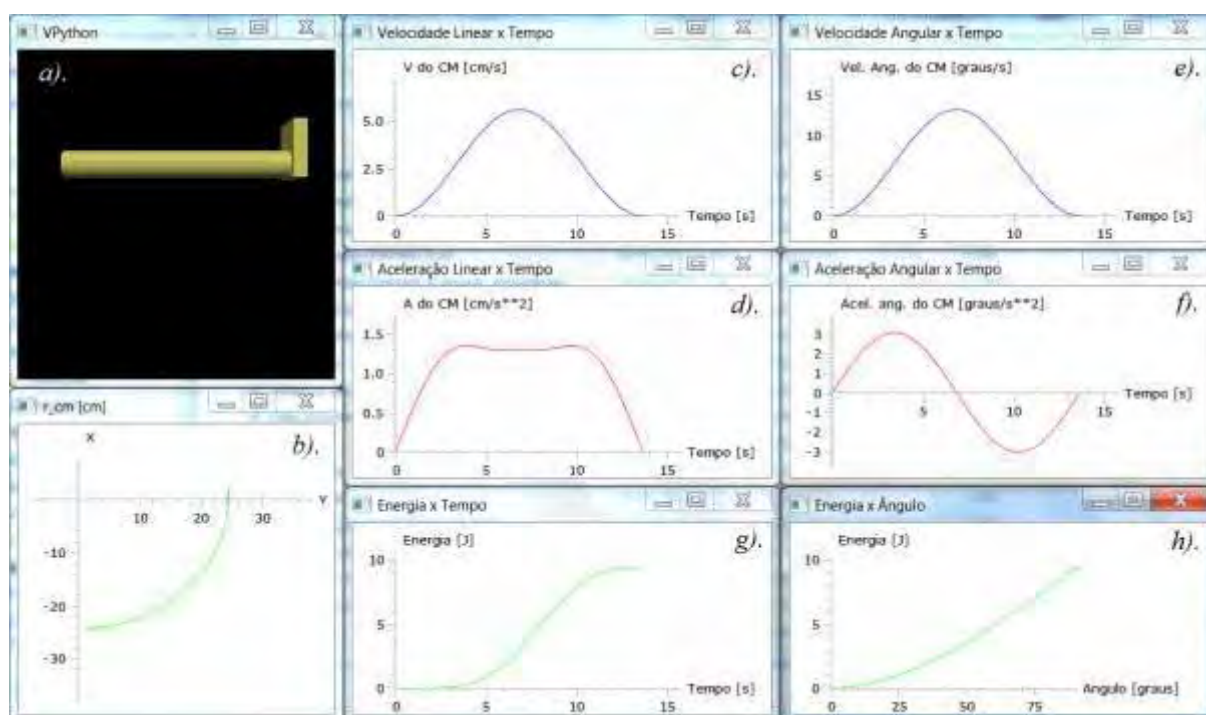
Fonte: Elaboração própria.

Figura 119 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 9.



Fonte: Elaboração própria.

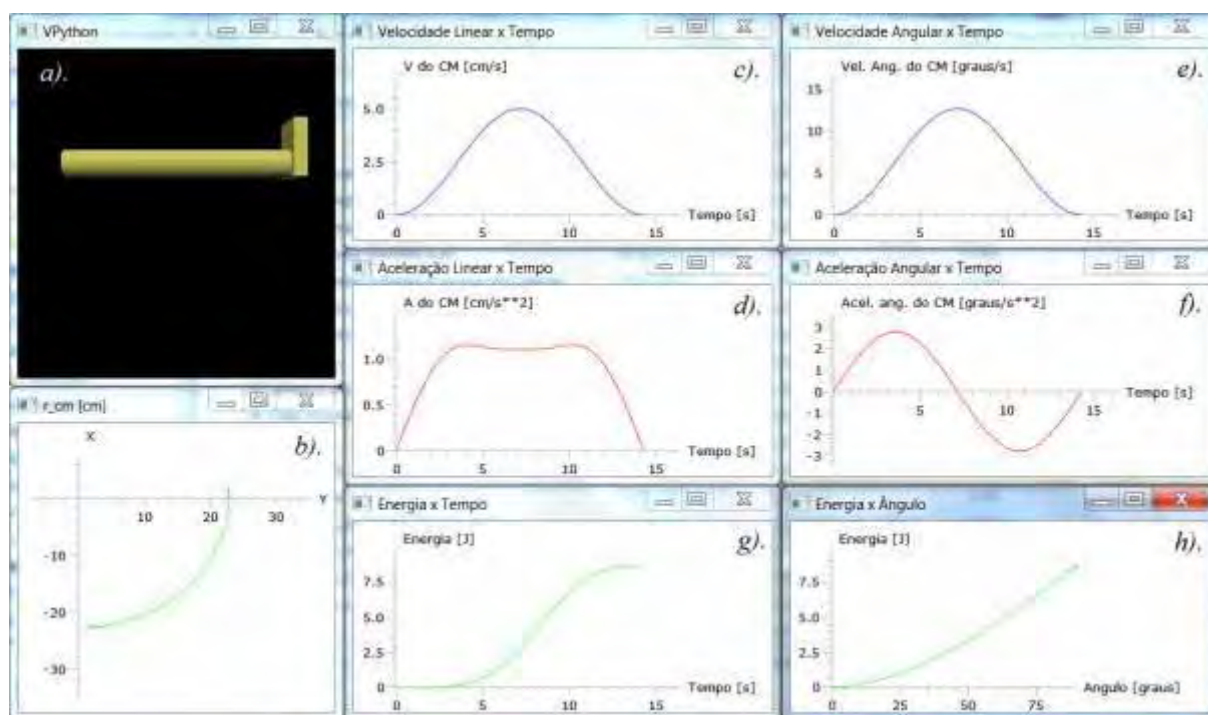
Figura 120 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 10.



Fonte: Elaboração própria.

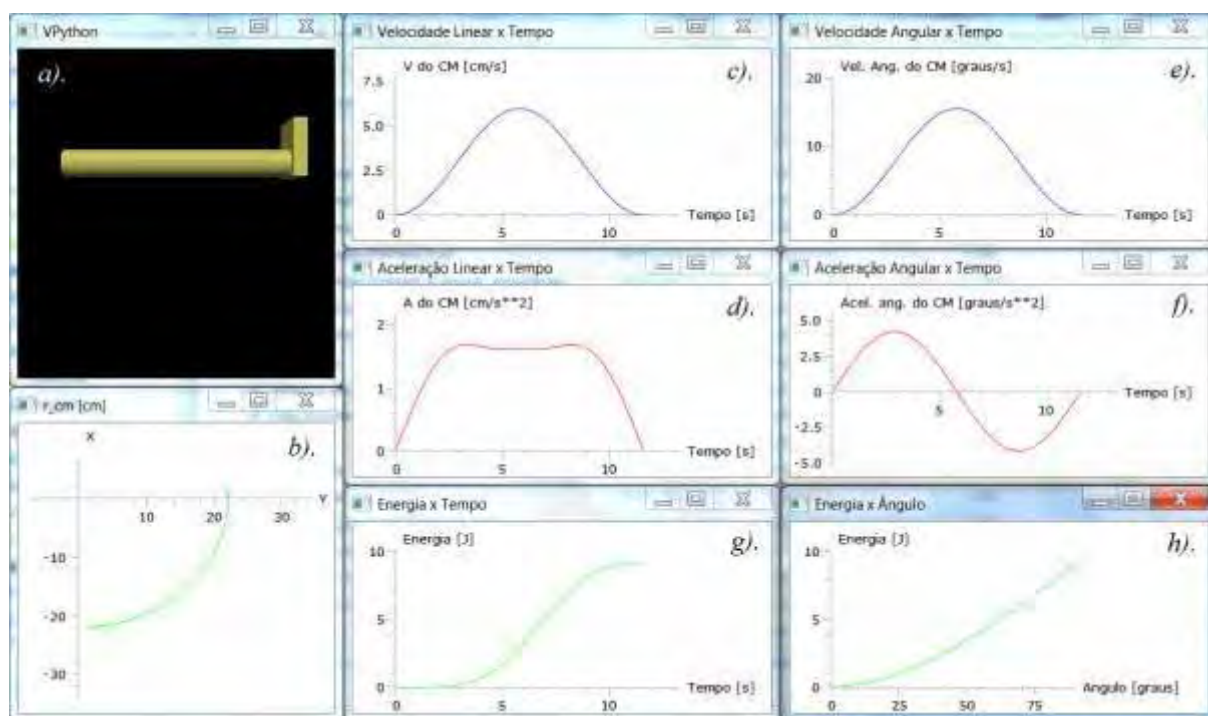
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 121 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 11.



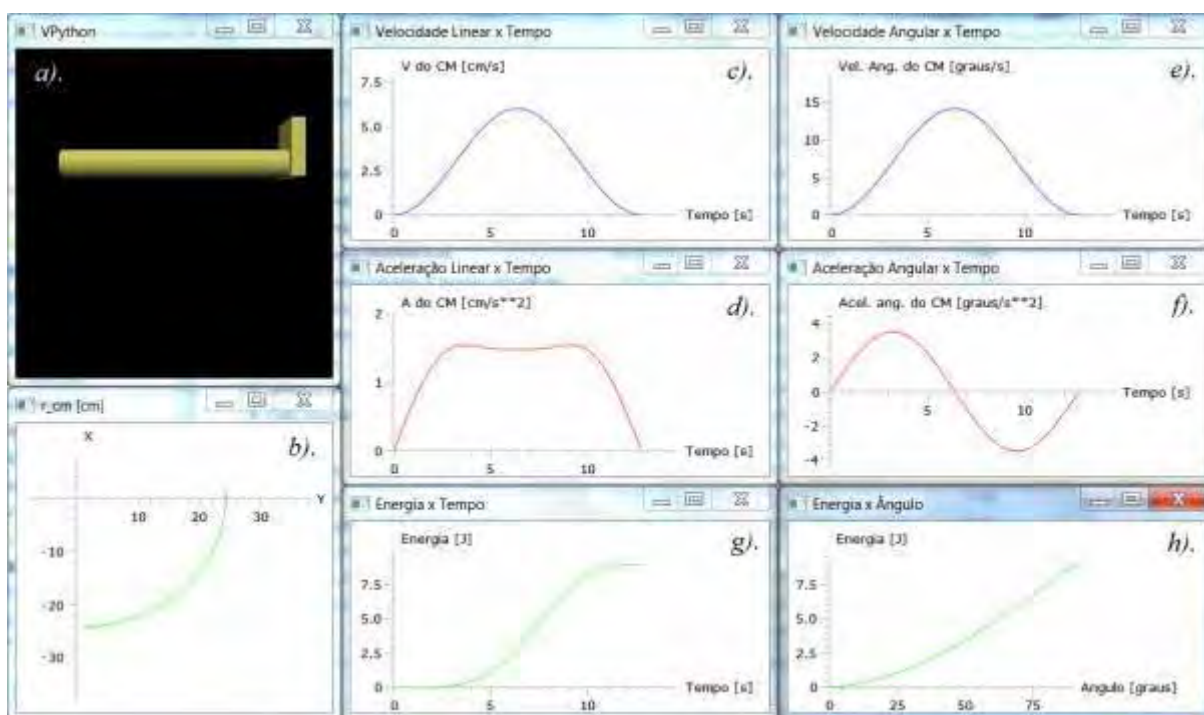
Fonte: Elaboração própria.

Figura 122 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 123 - Gráficos e simulação do movimento em três dimensões resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos gerados teoricamente. Dados do voluntário 13.

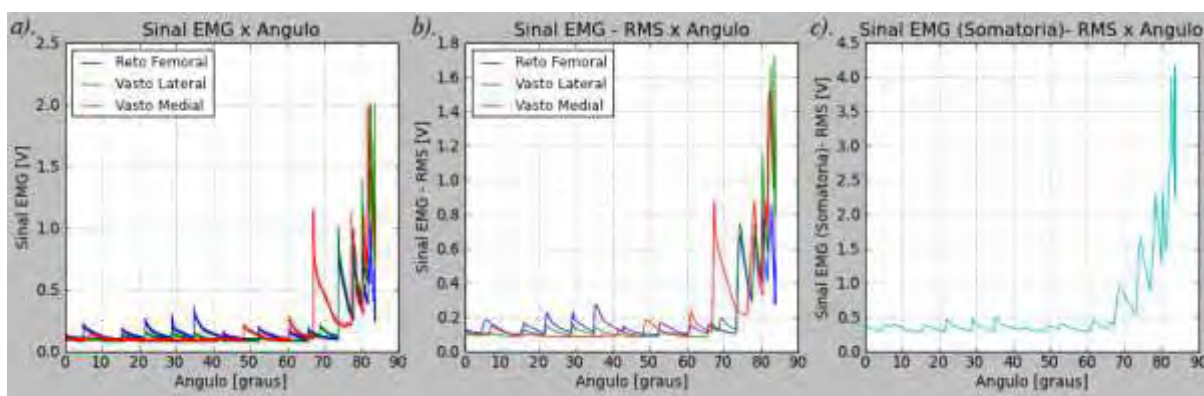


Fonte: Elaboração própria.

B.2. Eletromiografia

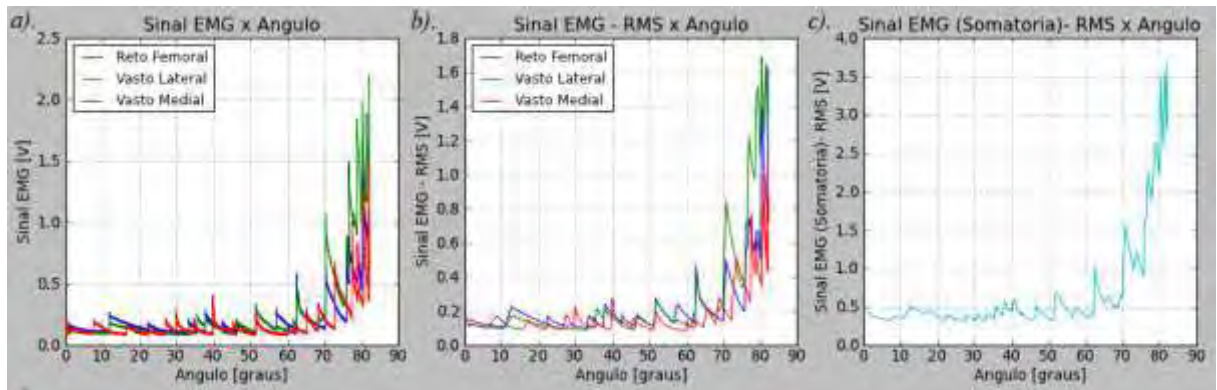
Da Figura 124 a Figura 135 estão apresentados os resultados dos testes experimentais realizados utilizando a eletromiografia para os voluntários, como descrito no início do Apêndice.

Figura 124 - Gráficos relativos a(o): a). SE dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; b). sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna; c). somatória do sinal RMS dos músculos RF, VL e VM em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.



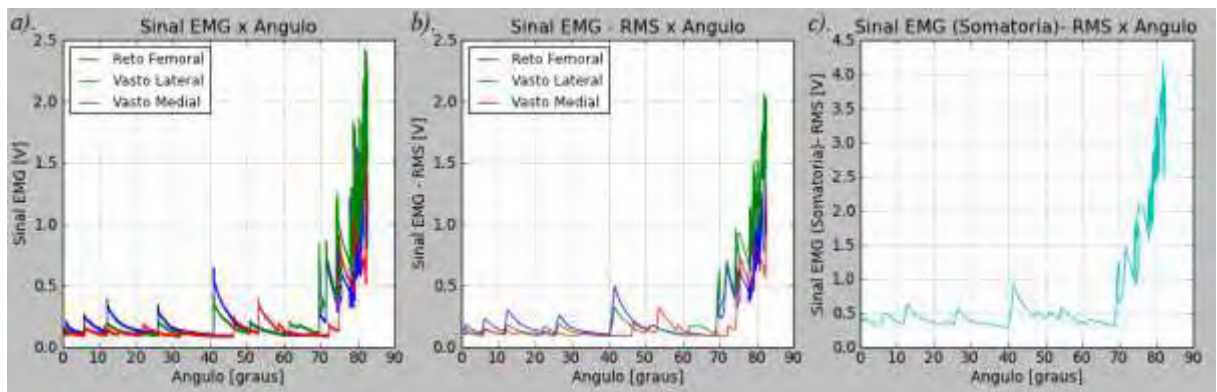
Fonte: Elaboração própria.

Figura 125 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 3.



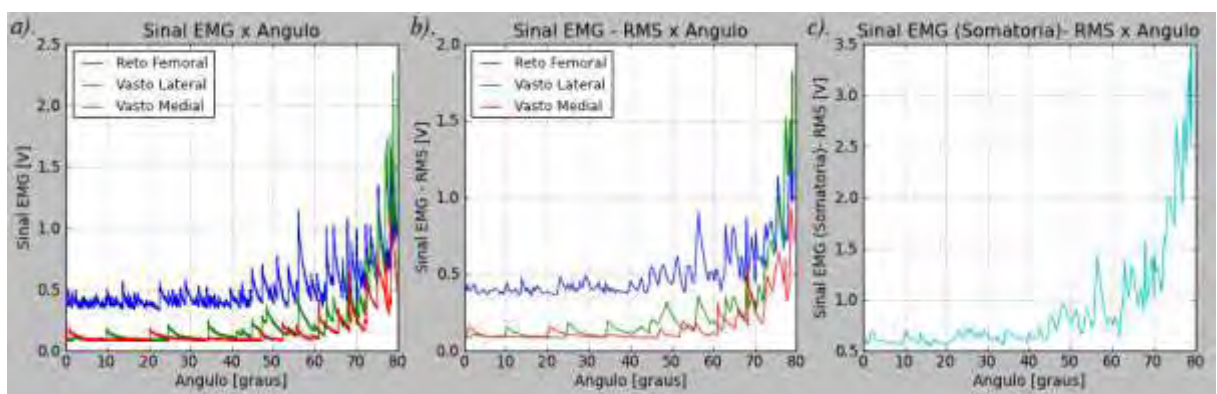
Fonte: Elaboração própria.

Figura 126 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

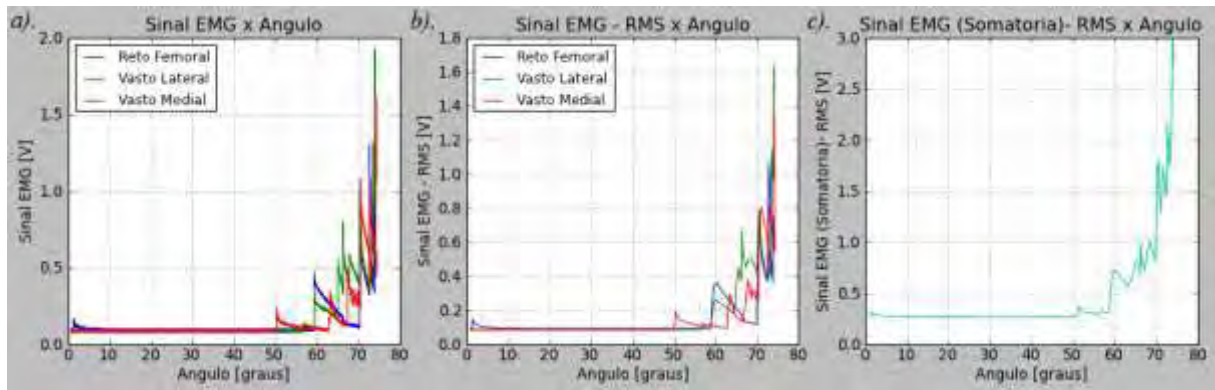
Figura 127 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

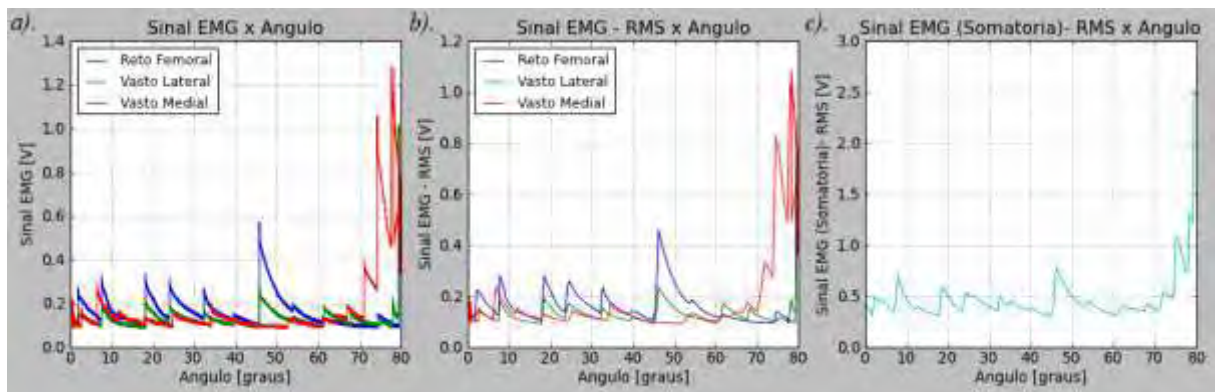
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 128 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 6.



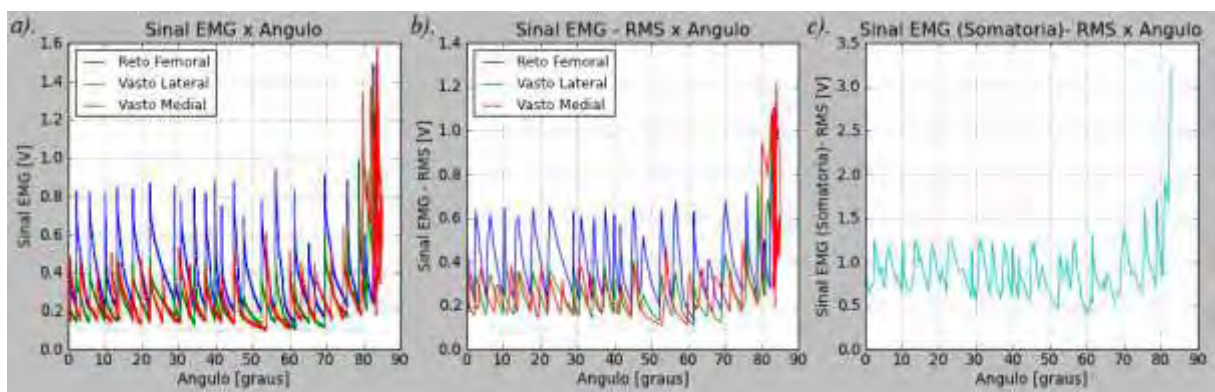
Fonte: Elaboração própria.

Figura 129 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 7.



Fonte: Elaboração própria.

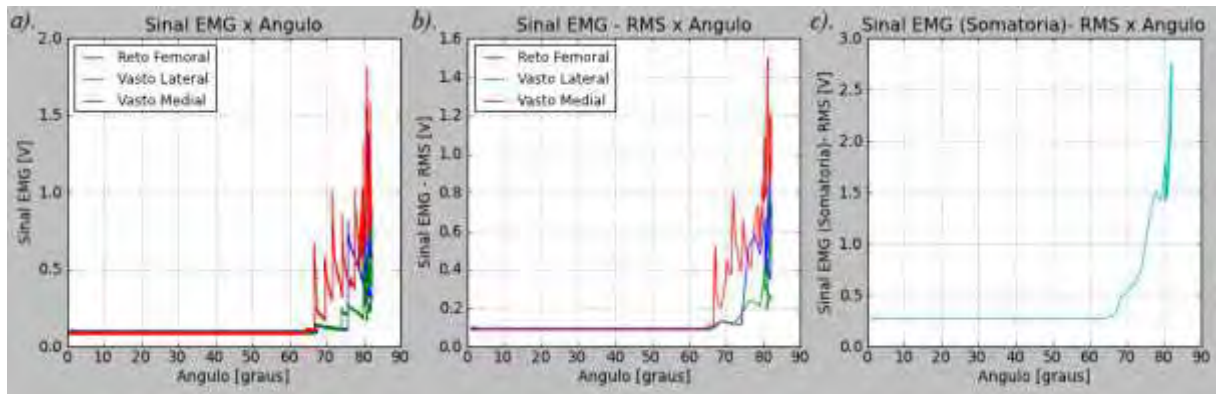
Figura 130 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

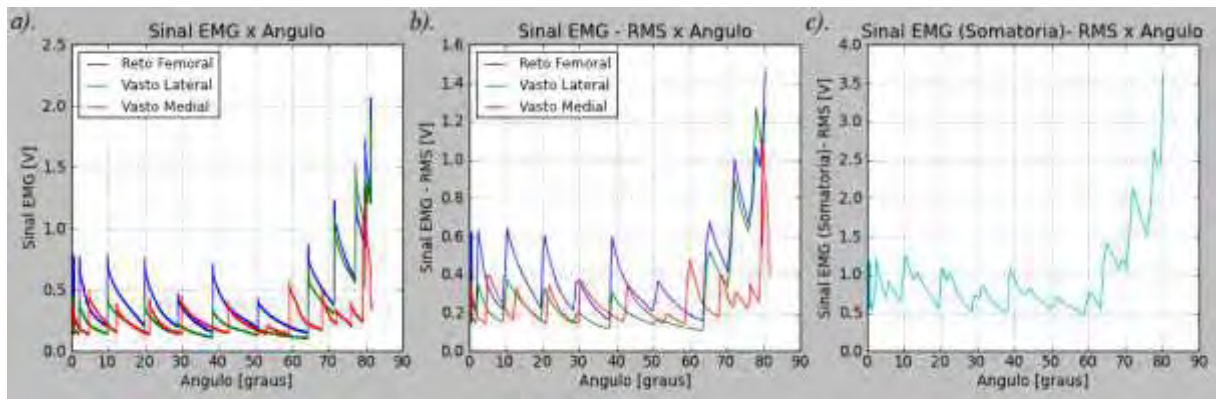
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 131 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 9.



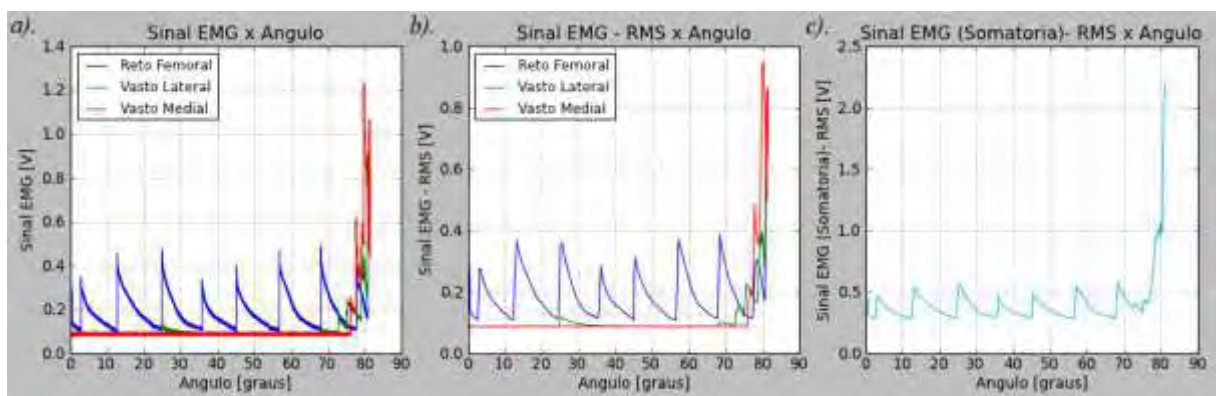
Fonte:Elaboração própria.

Figura 132 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 10.



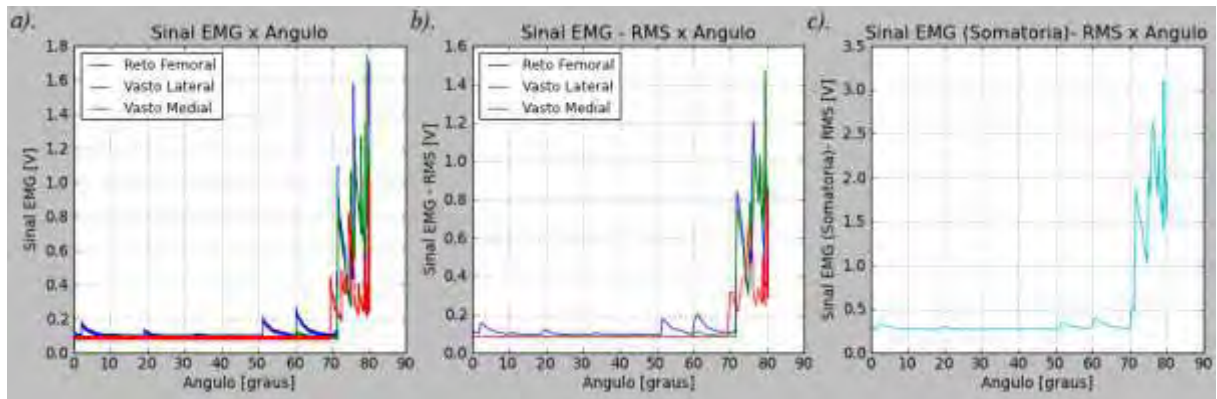
Fonte: Elaboração própria.

Figura 133 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 11.



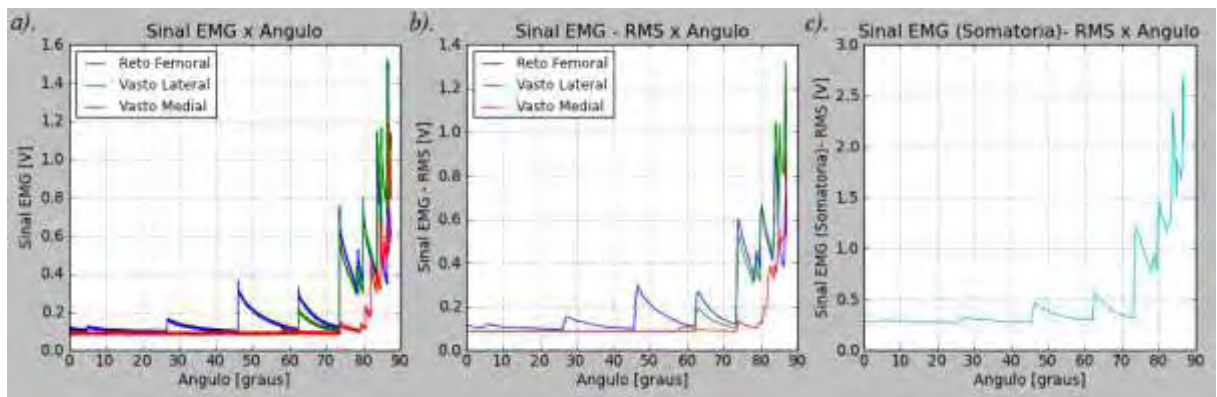
Fonte:Elaboração própria.

Figura 134 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 135 - Gráficos resultantes da EMG. Dados do voluntário 13.

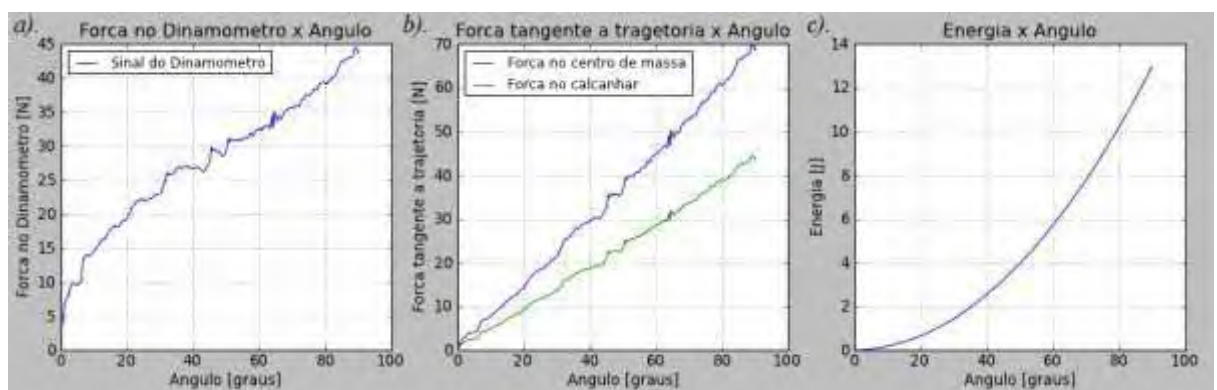


Fonte: Elaboração própria.

B.3. Dinamometria

Da Figura 136 a Figura 147 estão apresentados os resultados dos testes experimentais realizados utilizando a dinamometria para os voluntários.

Figura 136 - Gráficos relativos à: a). F_{DIN} em função do ângulo da perna; b). F_t e F_{CM} em função do ângulo da perna; c). U_{DIN} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 137 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 3.



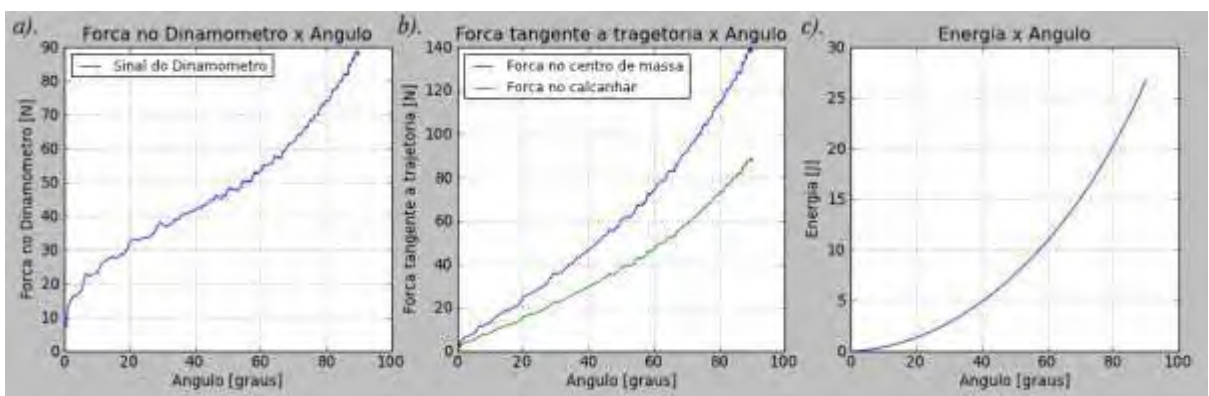
Fonte: Elaboração própria

Figura 138 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 139 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 140 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 6.



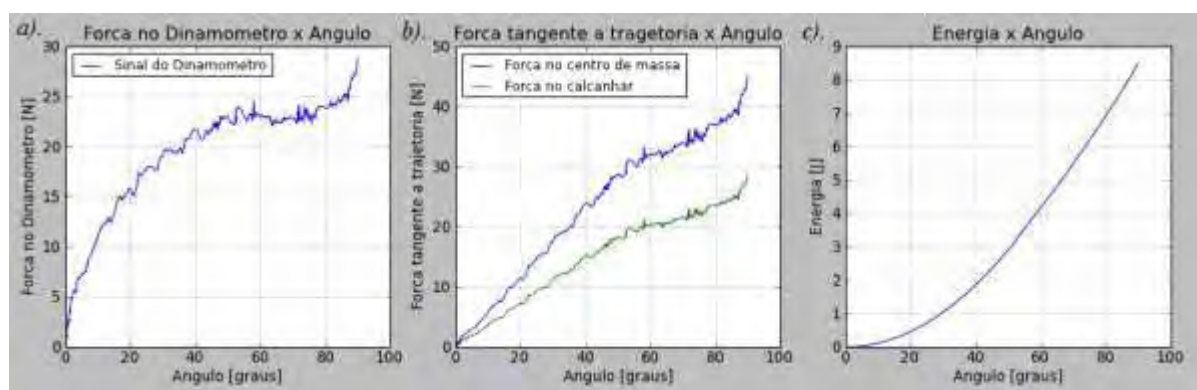
Fonte: Elaboração própria.

Figura 141 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 7.



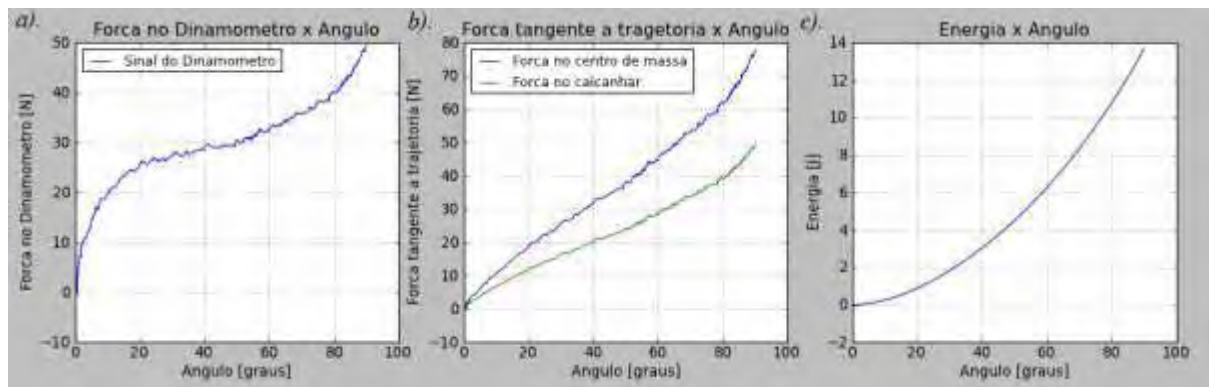
Fonte: Elaboração própria.

Figura 142 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 8.



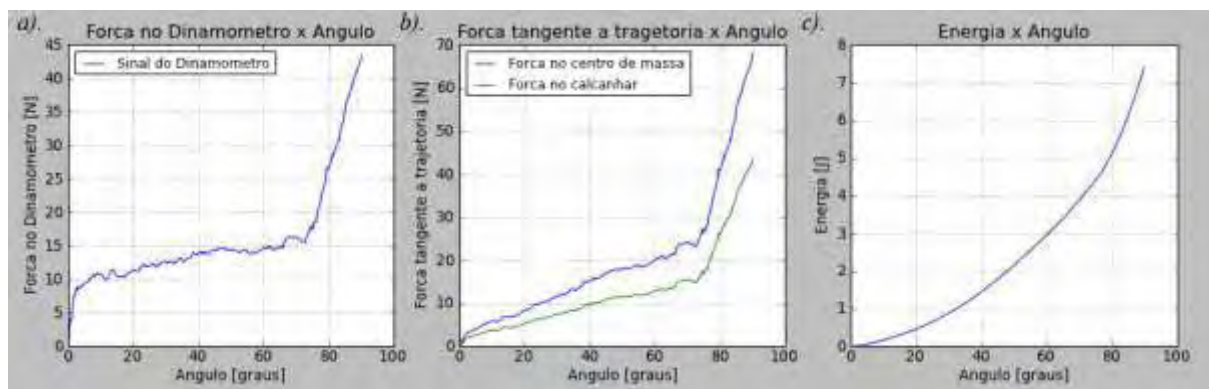
Fonte: Elaboração própria.

Figura 143 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 9.



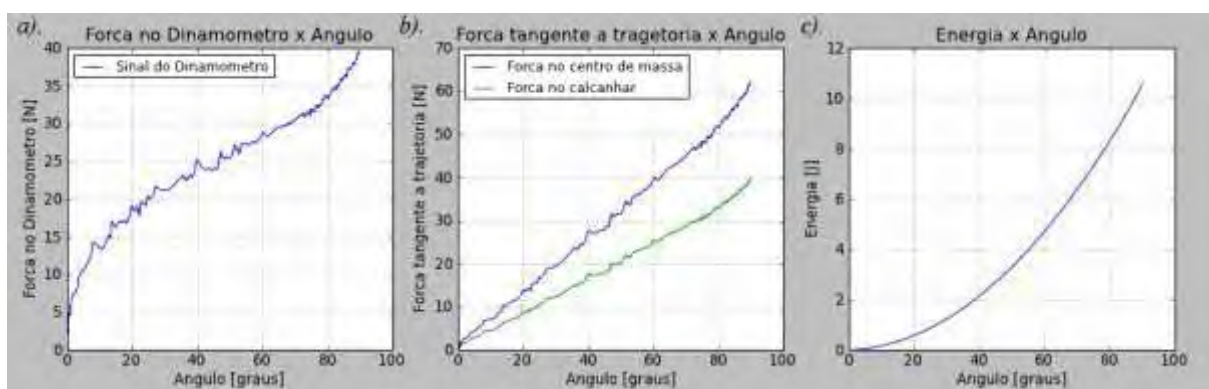
Fonte: Elaboração própria.

Figura 144 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 10.



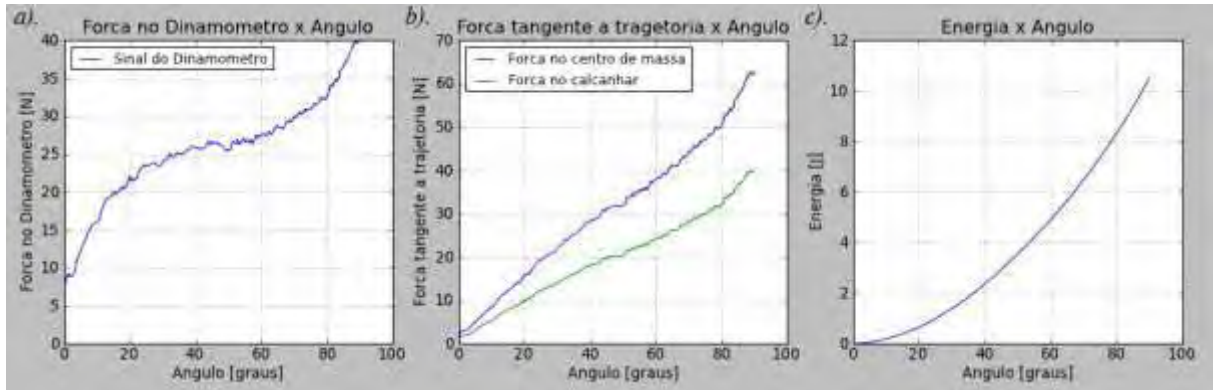
Fonte: Elaboração própria.

Figura 145 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 11.



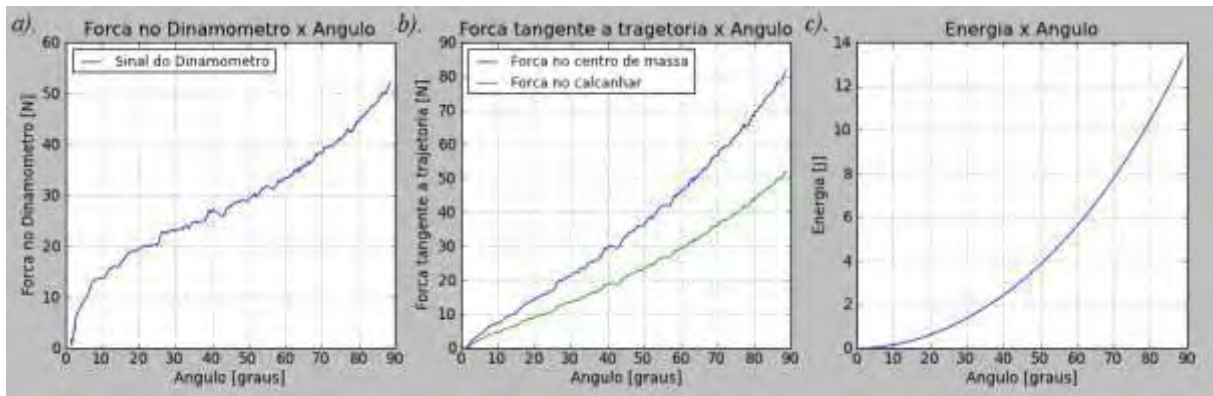
Fonte: Elaboração própria.

Figura 146 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 147 - Gráficos resultantes da dinamometria. Dados do voluntário 13.

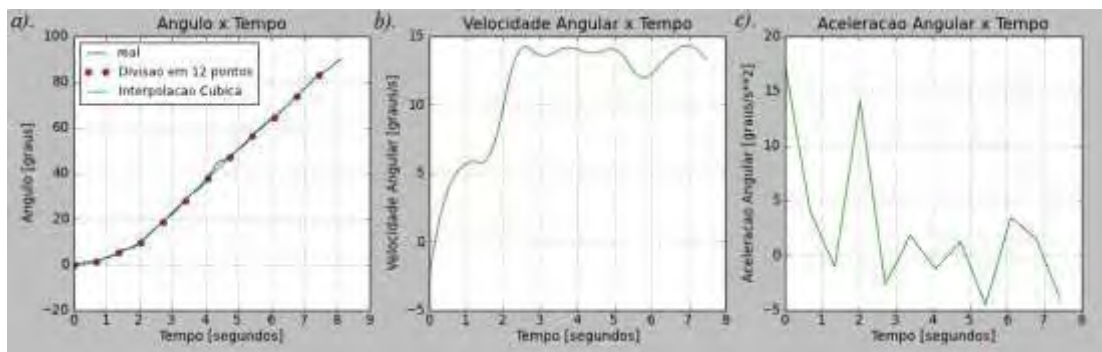


Fonte: Elaboração própria.

B.4. Cinemetria

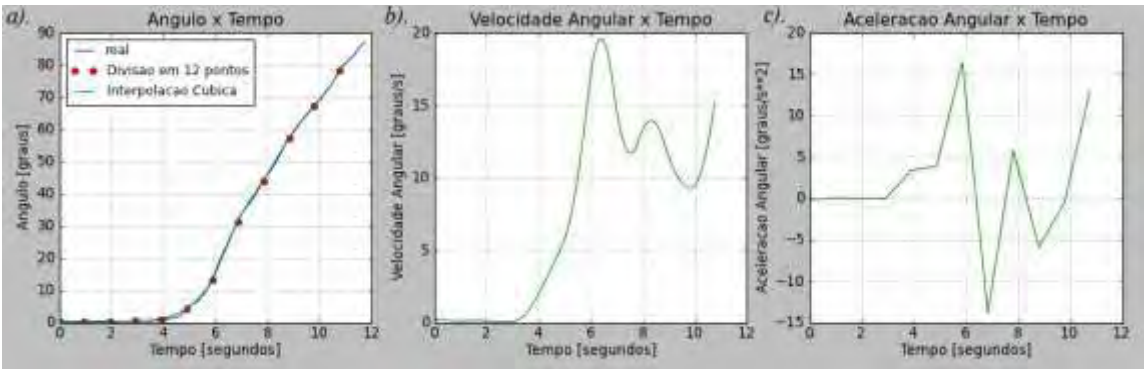
Da Figura 148 a Figura 159 estão apresentados os resultados da cinemetria realizada durante o teste de dinamometria para os voluntários.

Figura 148 - Gráficos relativos à: a). evolução do ângulo da perna em função do tempo durante o movimento de extensão do joelho; b). evolução da velocidade angular da perna em função do tempo no mesmo movimento; c). aceleração angular da perna em função do tempo. Dados do voluntário 2.



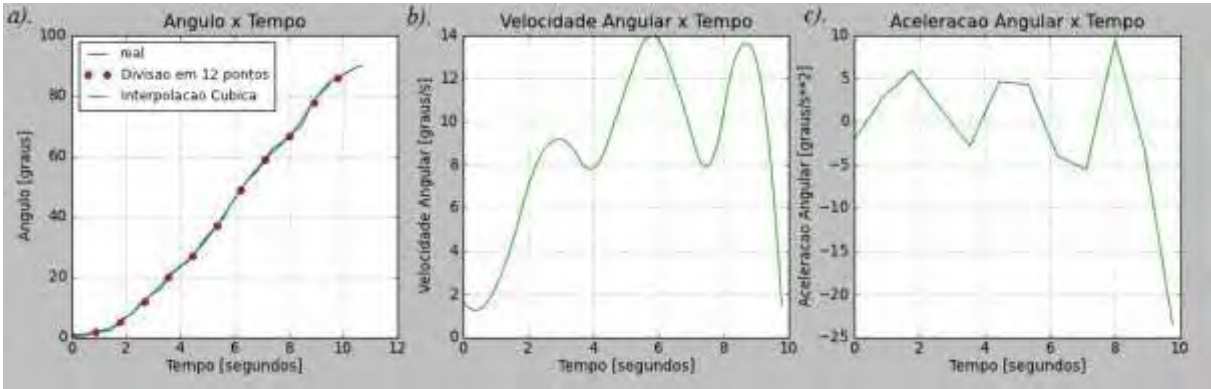
Fonte: Elaboração própria.

Figura 149 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 3.



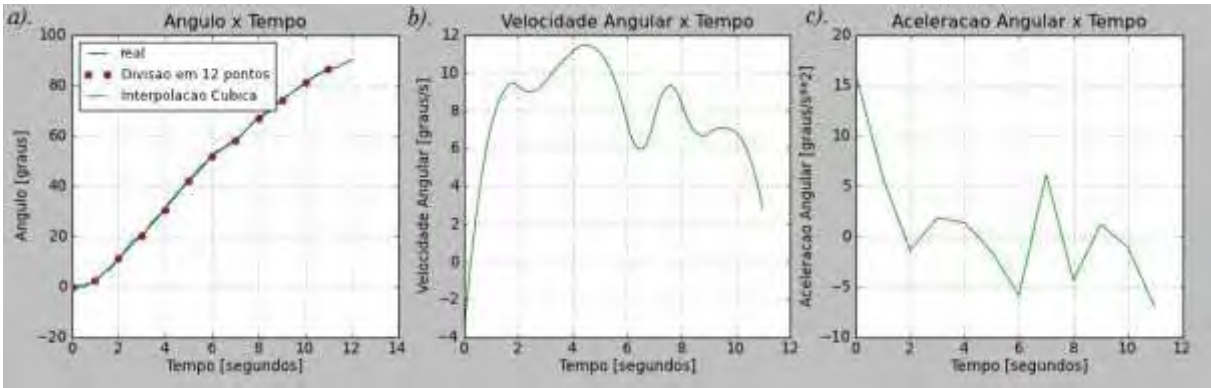
Fonte: Elaboração própria.

Figura 150 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 4.



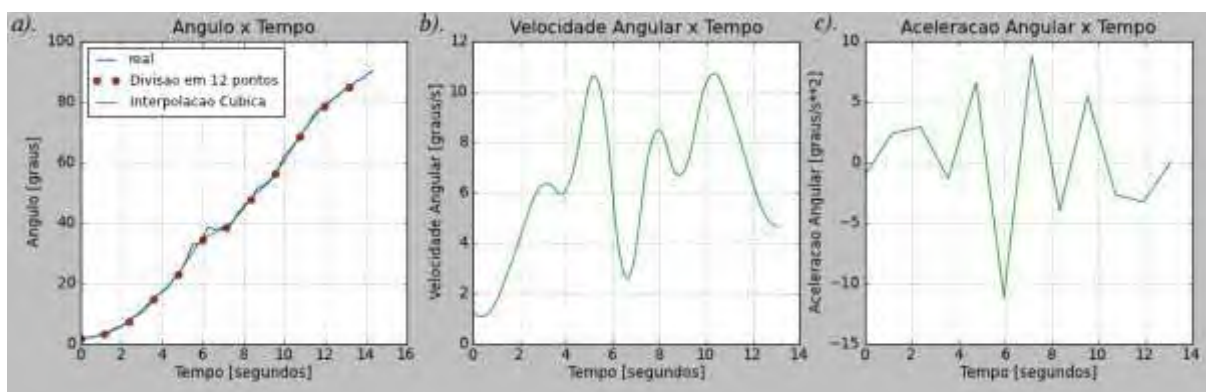
Fonte: Elaboração própria.

Figura 151 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 5.



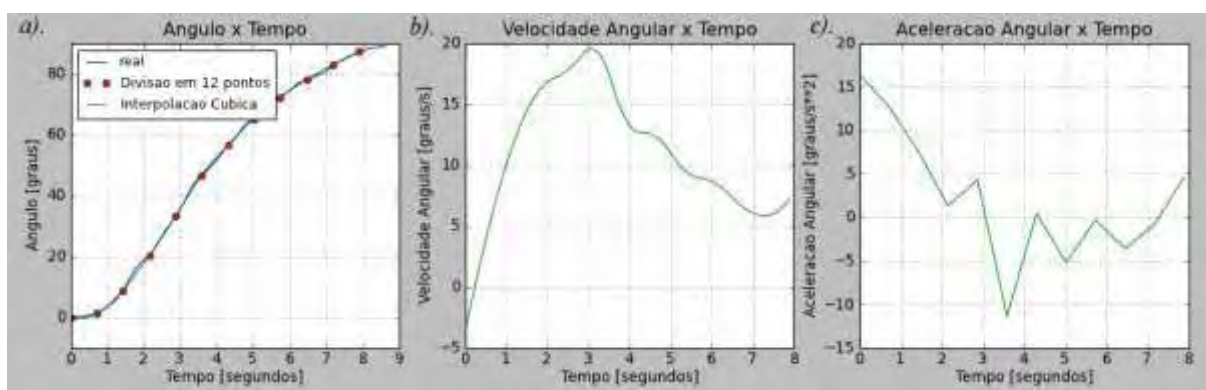
Fonte: Elaboração própria.

Figura 152 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 6.



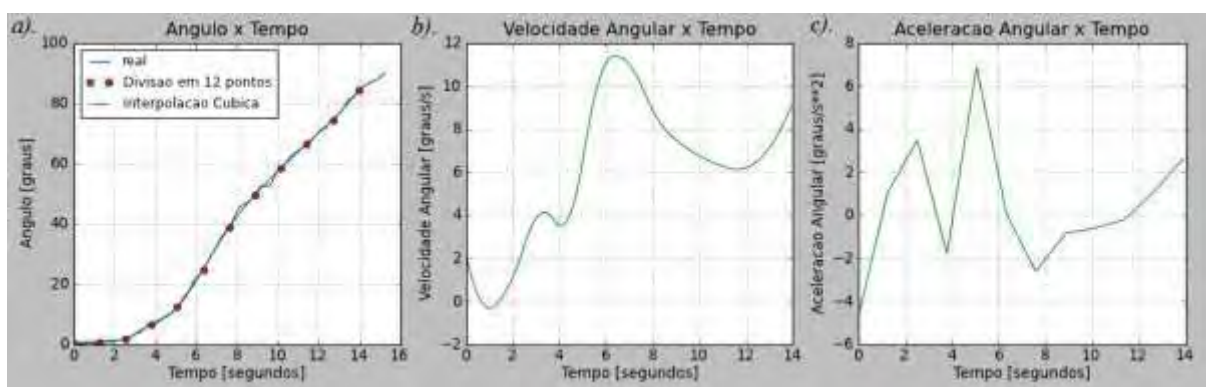
Fonte: Elaboração própria.

Figura 153 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 7.



Fonte: Elaboração própria.

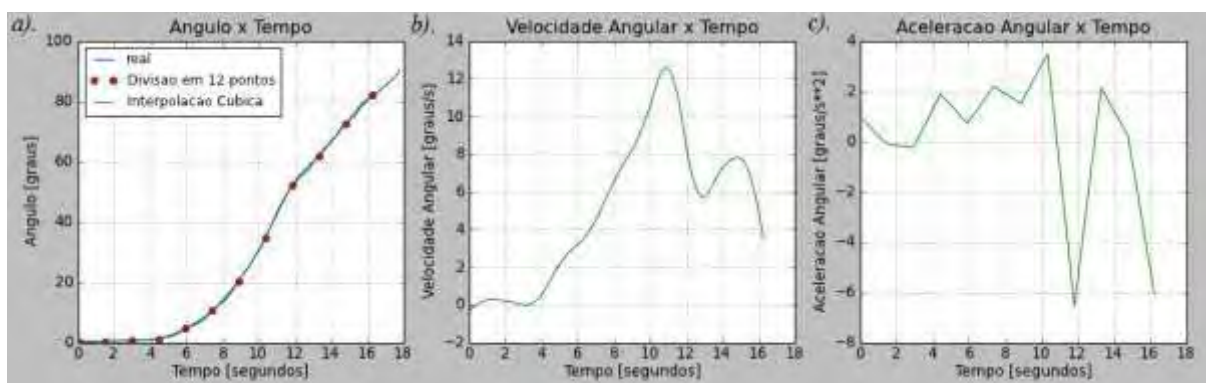
Figura 154 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

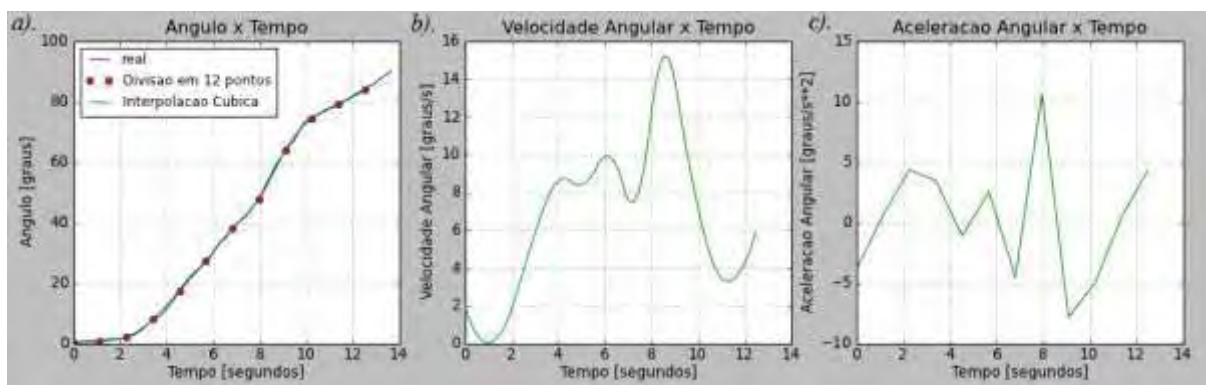
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 155 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 9.



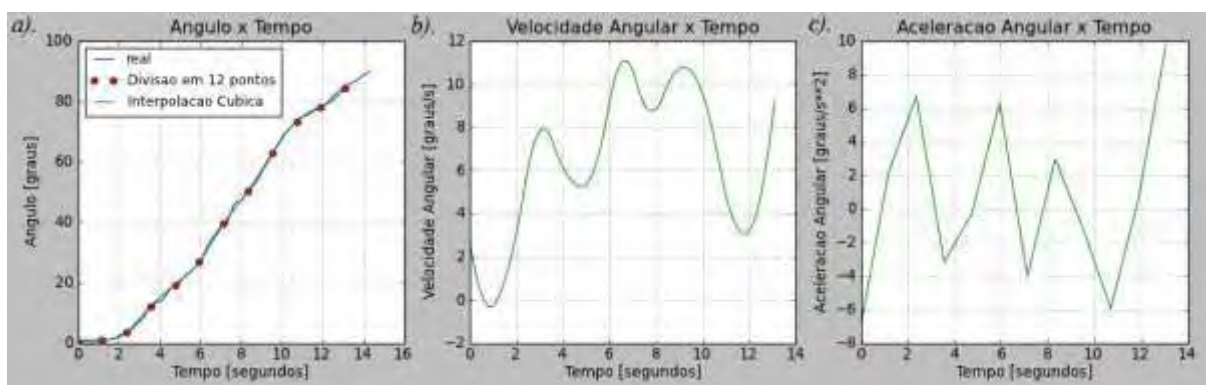
Fonte: Elaboração própria.

Figura 156 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 10.



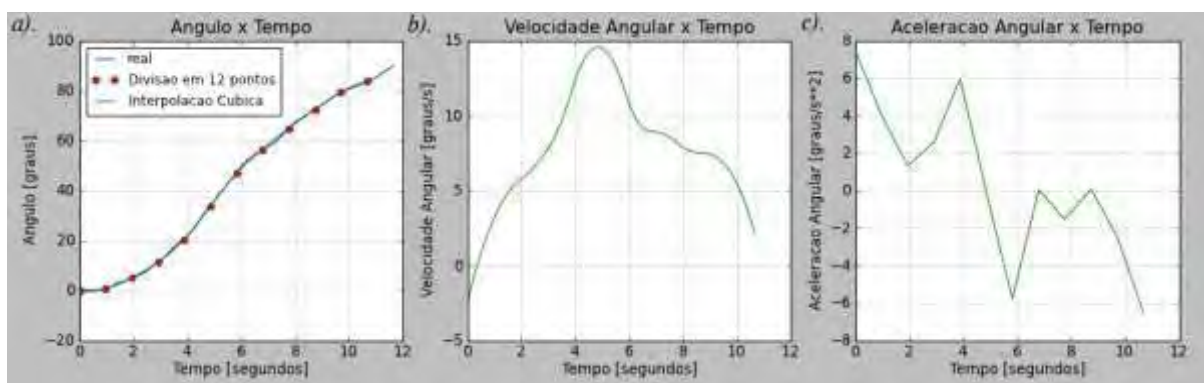
Fonte: Elaboração própria.

Figura 157 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 11.



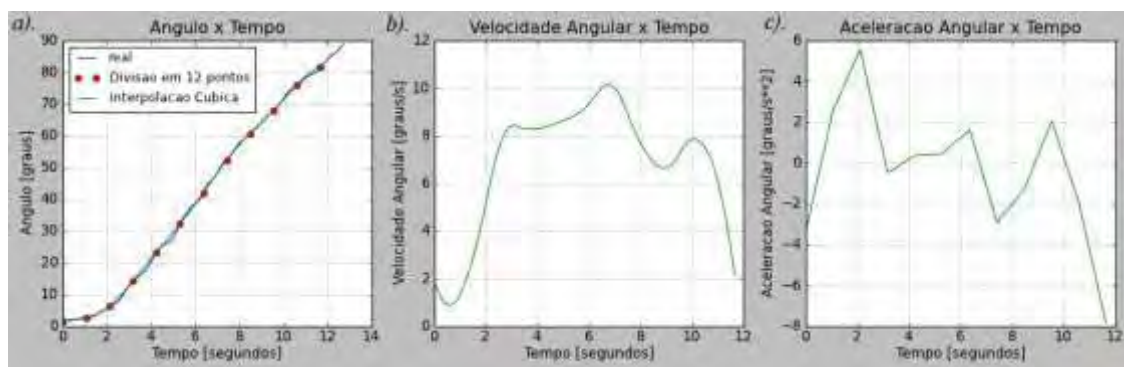
Fonte: Elaboração própria.

Figura 158 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 159 - Gráficos resultantes do teste de cinemetria realizada durante o teste de dinamometria. Dados do voluntário 13.



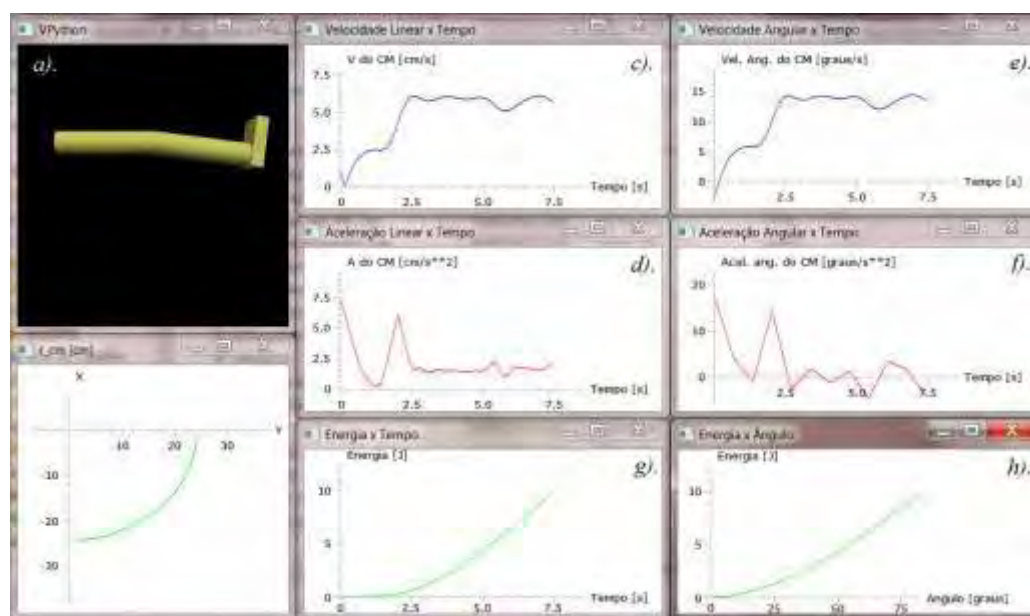
Fonte: Elaboração própria.

B.5. Simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base em parâmetros cinemáticos experimentais

Da Figura 160 a Figura 171 estão apresentados os resultados da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria para cada voluntário.

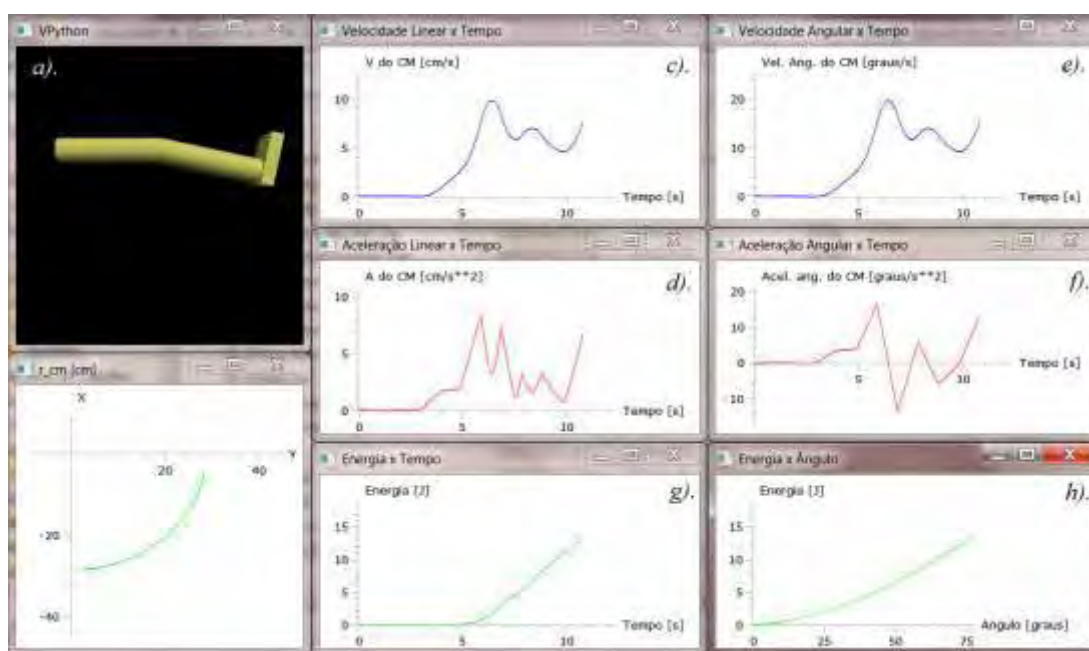
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 160 - Gráficos e simulação do movimento em terceira dimensão provenientes do software de simulação computacional do movimento de extensão do joelho, utilizando dados cinemáticos colidos experimentalmente como entrada: a). simulação do movimento em terceira dimensão; b). deslocamento do centro de massa nos eixos coordenados X e Y c). $|\vec{v}|$ em função do tempo; d). $|\vec{a}|$ em função do tempo; e). $|\omega|$ em função do tempo; f). $|\alpha|$ em função do tempo; g). U_{SIM} em função do tempo; h). U_{SIM} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.



Fonte: Elaboração própria.

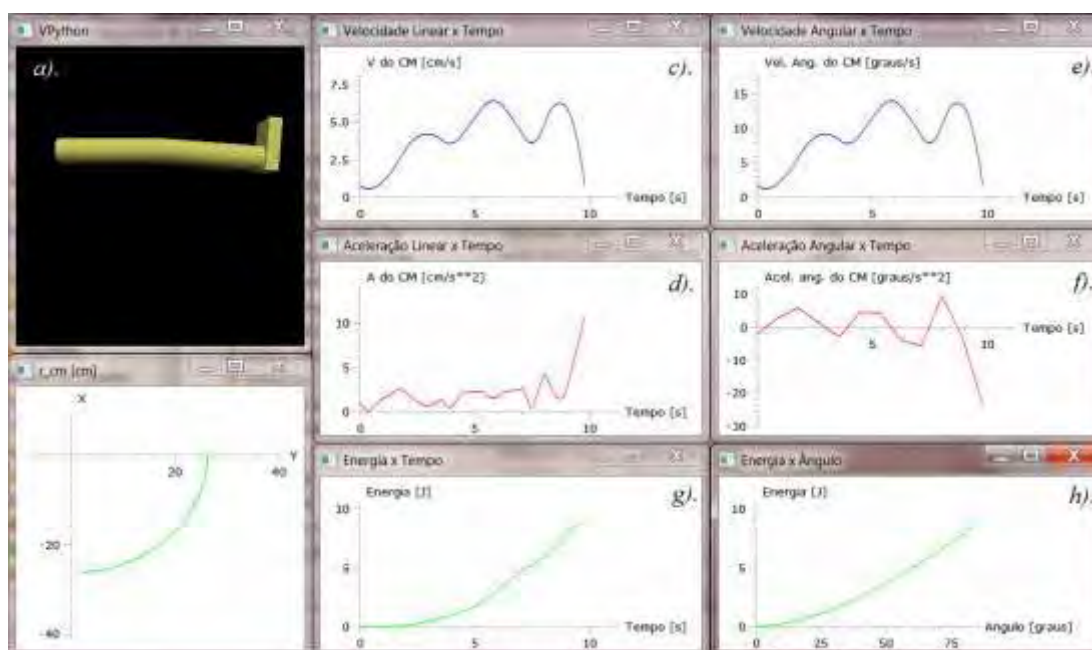
Figura 161 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

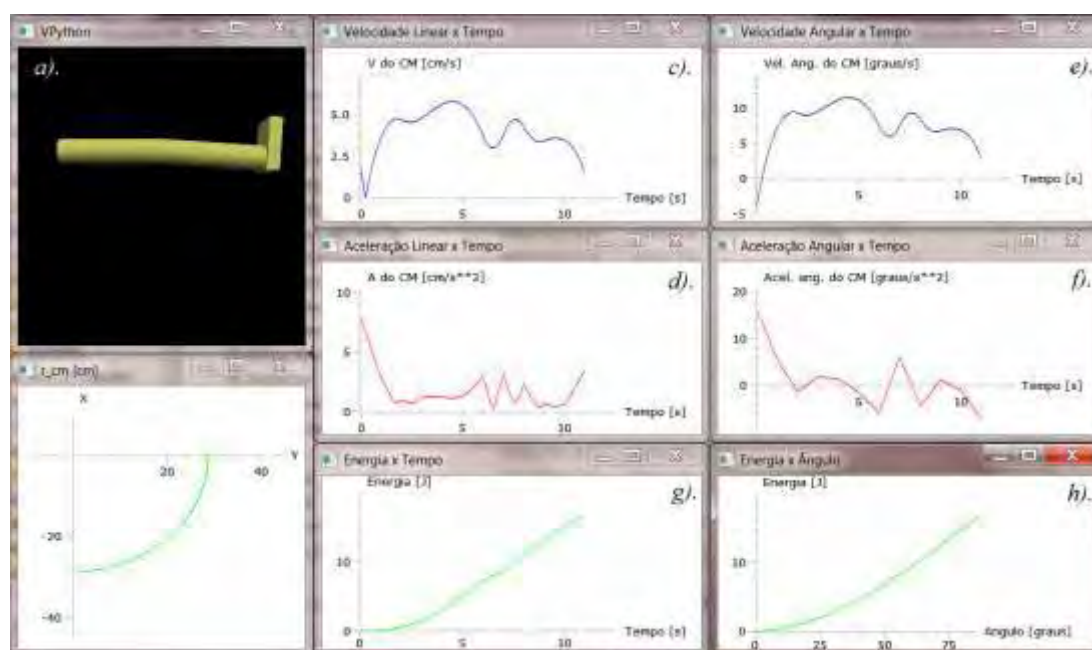
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 162 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

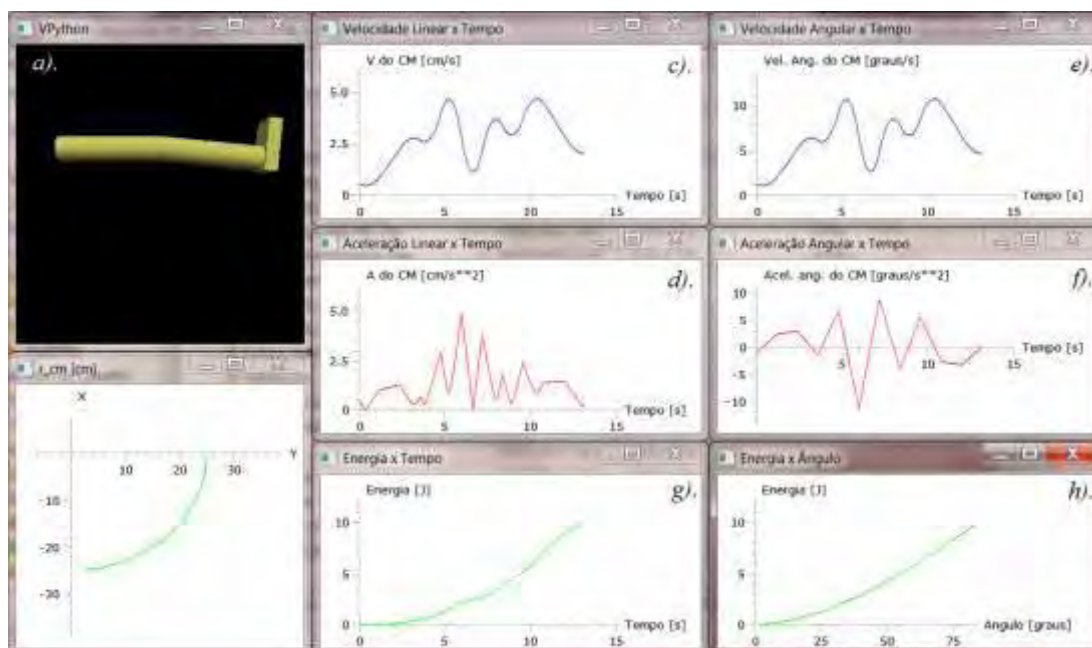
Figura 163 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

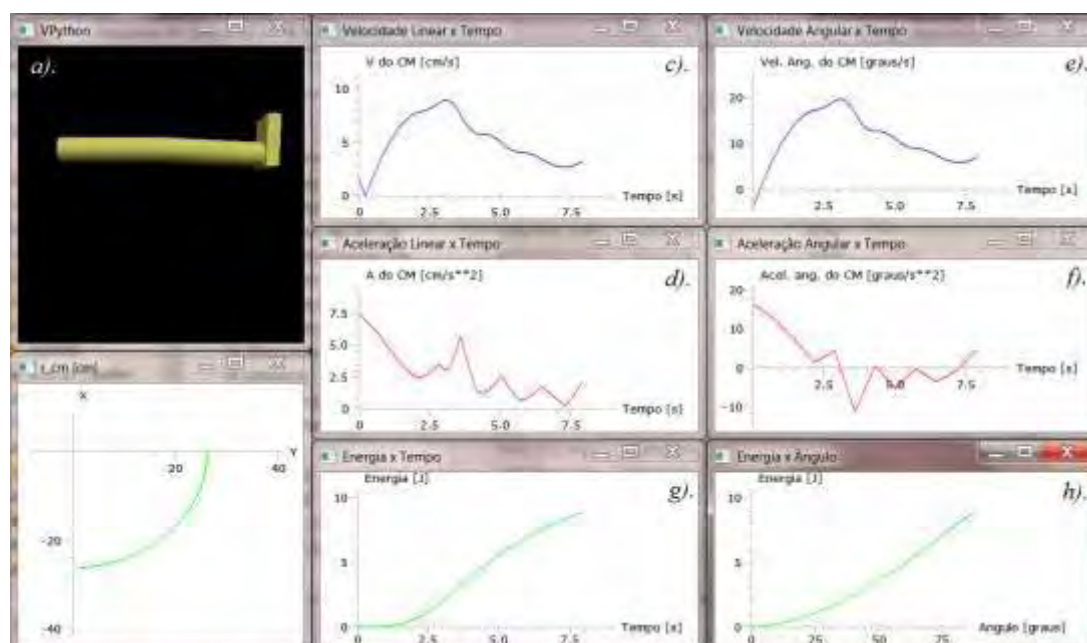
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 164 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 6.



Fonte: Elaboração própria.

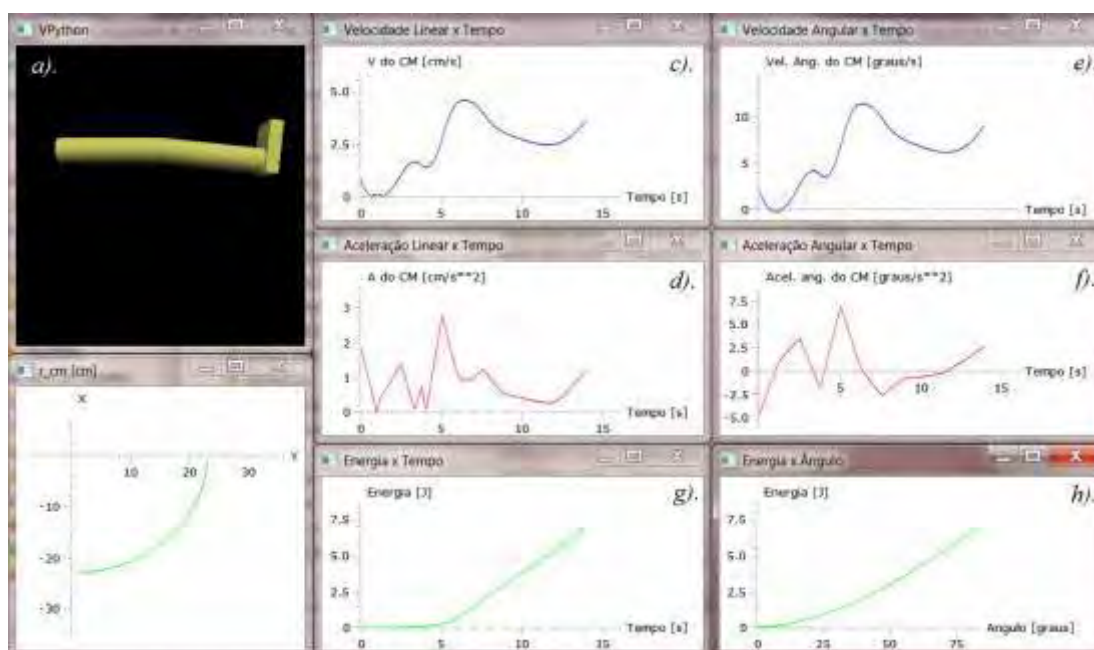
Figura 165 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 7.



Fonte: Elaboração própria.

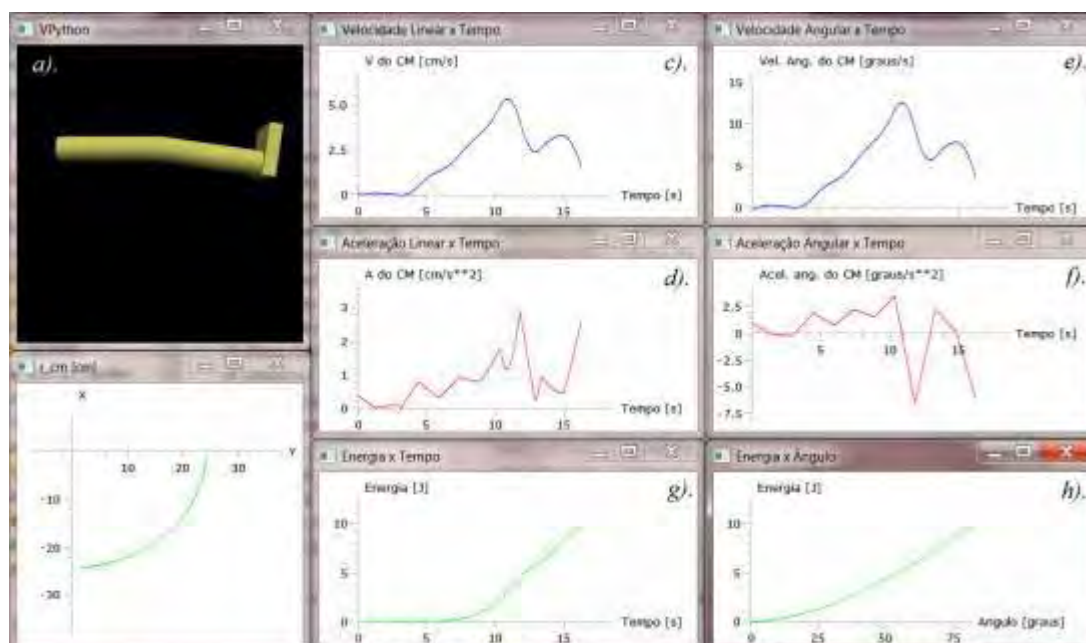
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 166 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

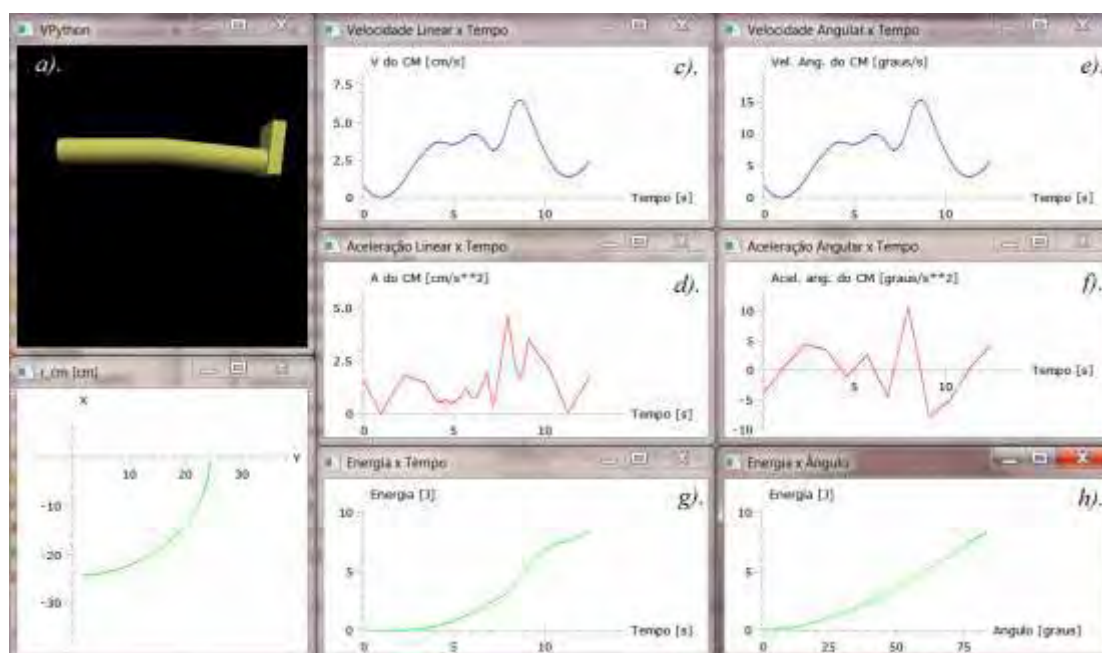
Figura 167 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 9.



Fonte: Elaboração própria.

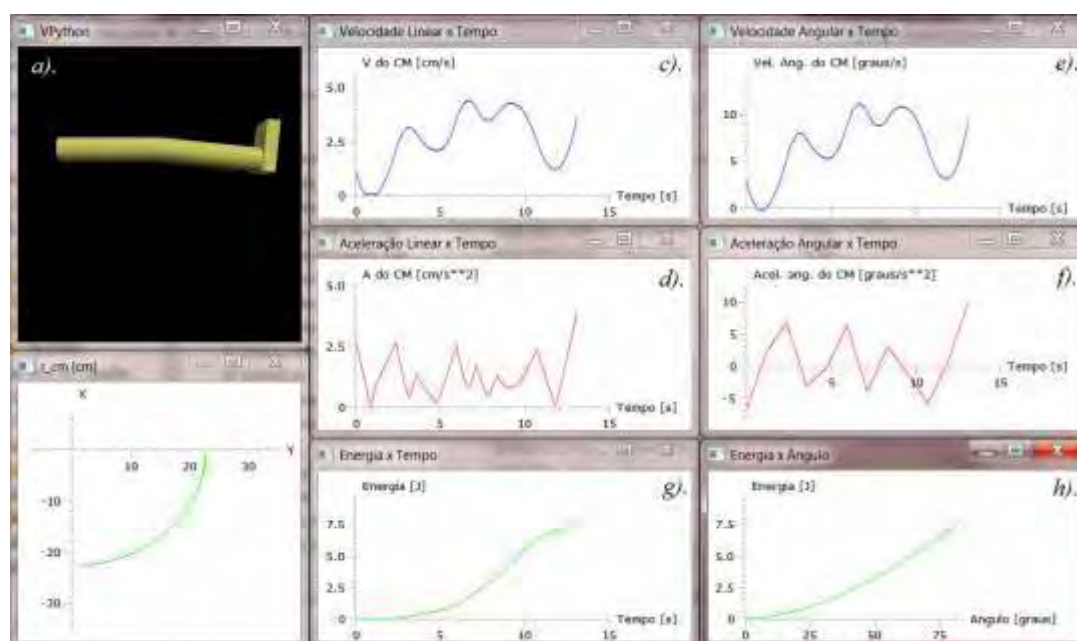
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 168 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 10.



Fonte: Elaboração própria.

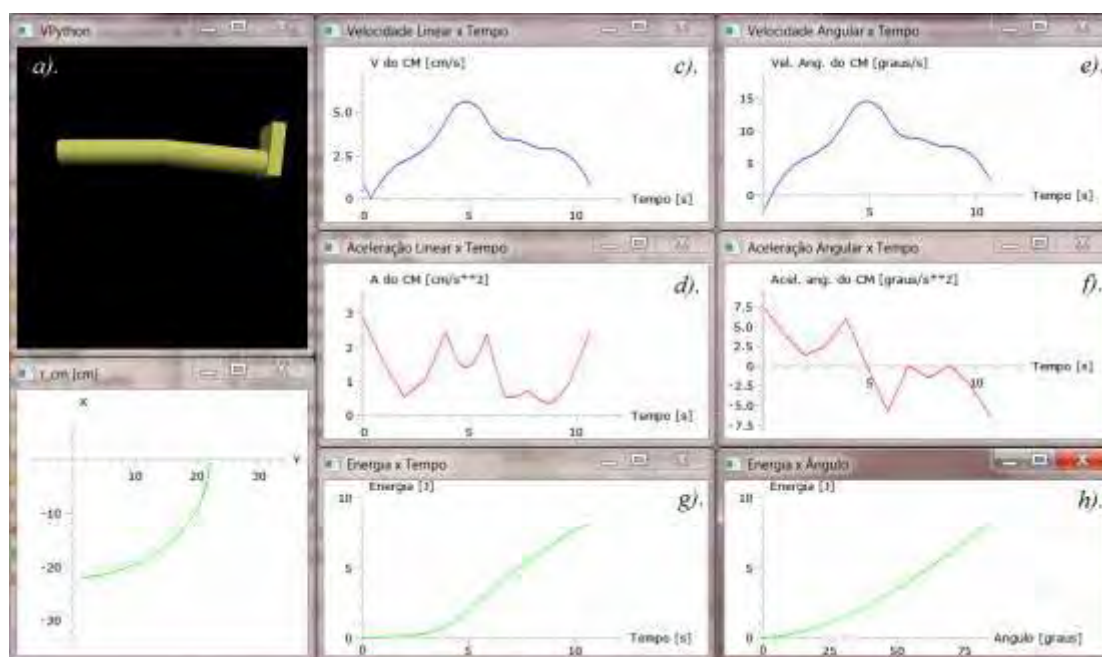
Figura 169 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 11.



Fonte: Elaboração própria.

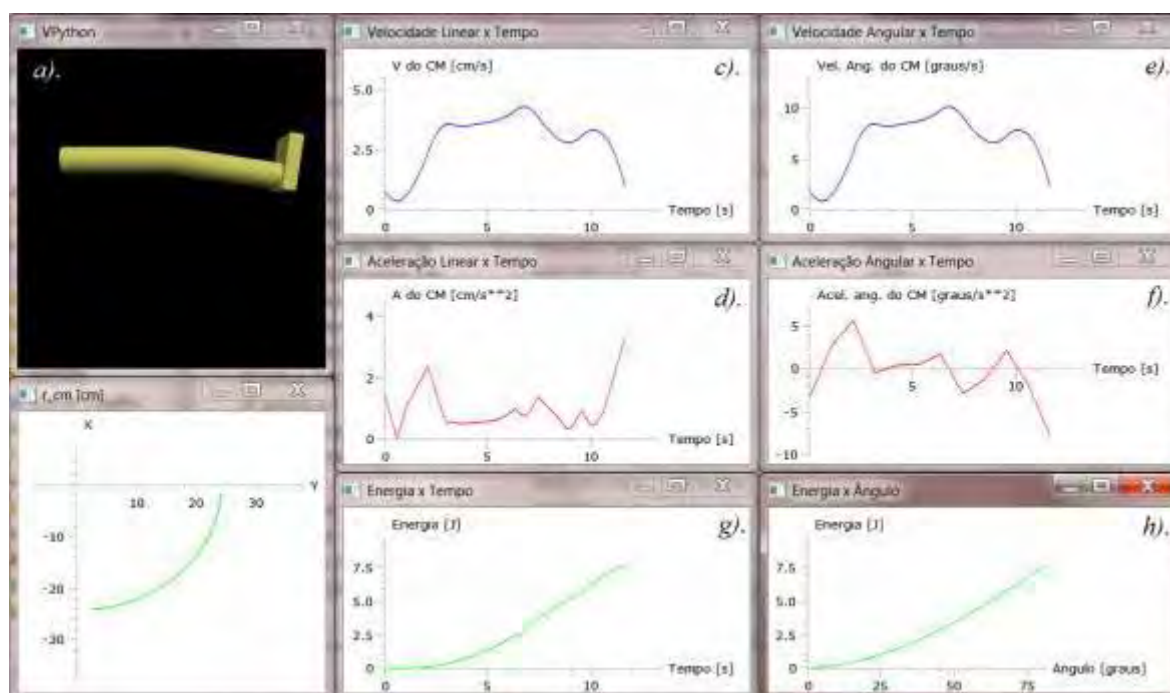
Apêndice B: Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 170 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 171 - Gráficos resultantes da simulação computacional do movimento de extensão do joelho com base nos parâmetros cinemáticos obtidos através da cinemetria durante os testes de dinamometria. Dados do voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

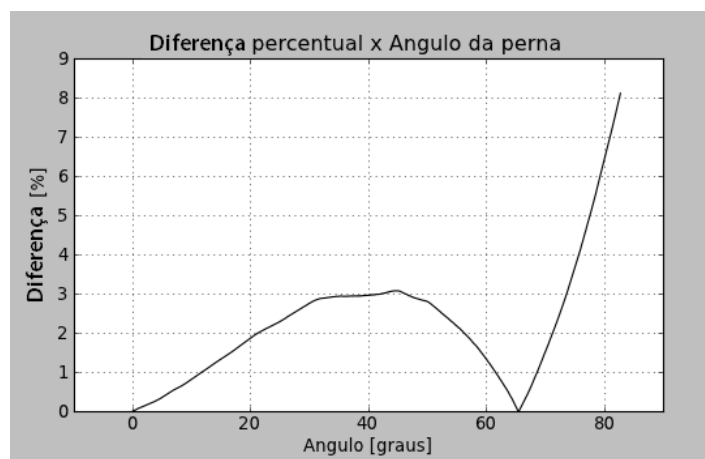
APÊNDICE C: RESULTADOS DAS DISCUSSÕES E COMPARAÇÕES REALIZADAS A PARTIR DOS RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES TEÓRICAS E DOS TESTES EXPERIMENTAIS

Da mesma forma que no Apêndice B, aqui são apresentados os gráficos resultantes dos calculados realizados durante as discussões e comparações dos realizadas a partir dos resultados das simulações teóricas e dos testes experimentais dos voluntários, com exceção dos testes do voluntário 1 (um), visando manter o foco na análise dos dados.

C.1. Comparação entre os resultados da simulação computacional do movimento de extensão do joelho e os resultados da dinamometria

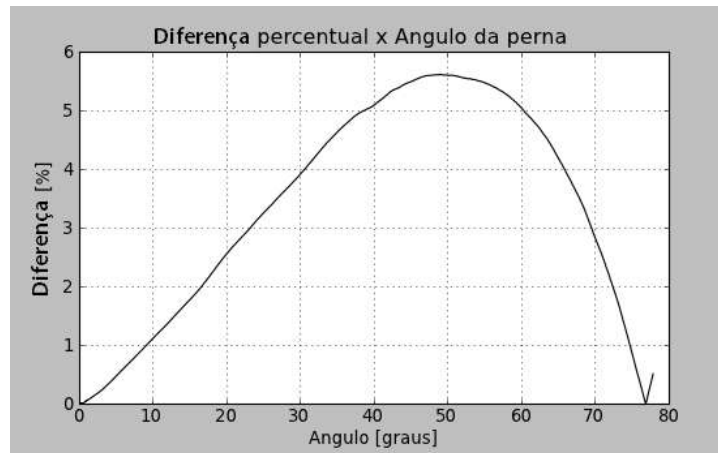
Aqui estão apresentados os gráficos referentes aos cálculos de diferença percentual dos dados da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DIN} para cada voluntário. As diferenças estão apresentadas da Figura 172 à Figura 183.

Figura 172 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 2.



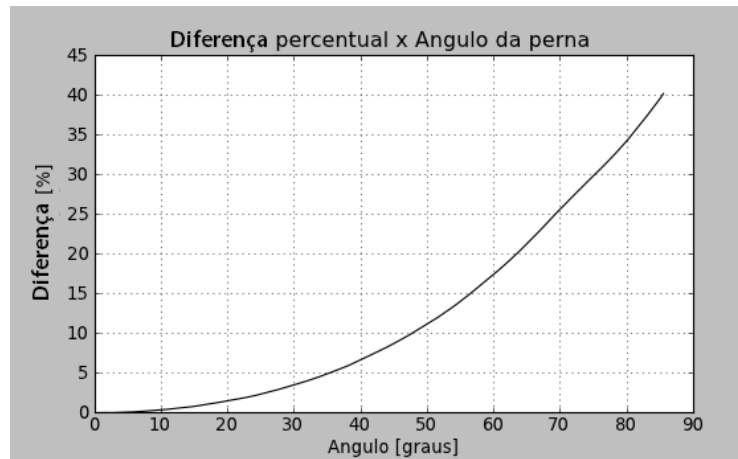
Fonte: Elaboração própria.

Figura 173 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 3.



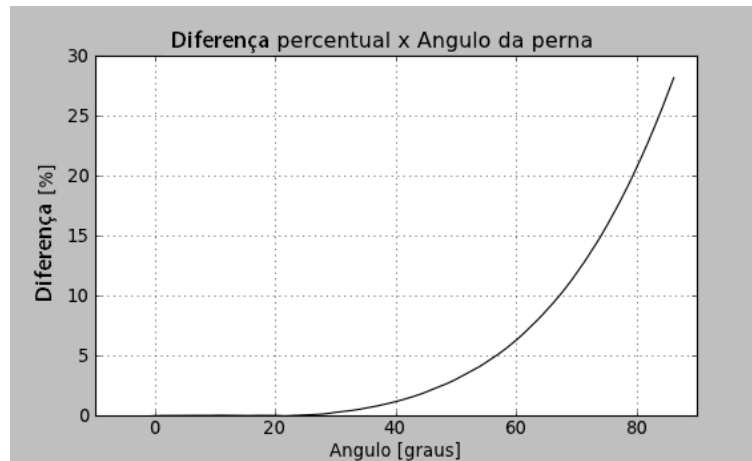
Fonte: Elaboração própria.

Figura 174 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 4.



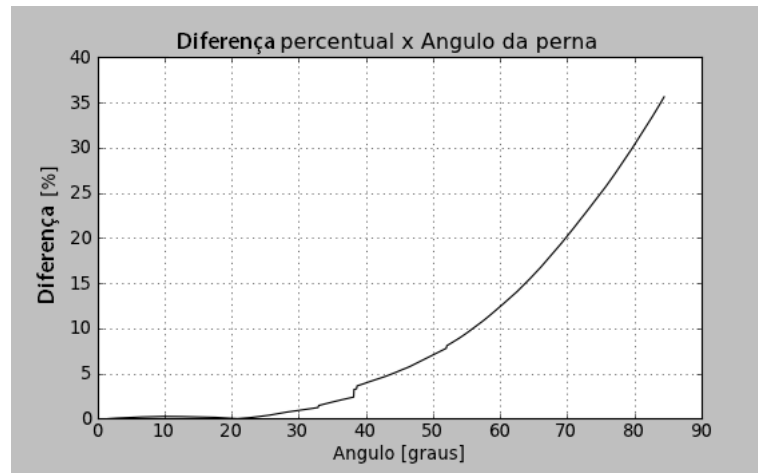
Fonte: Elaboração própria.

Figura 175 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 5.



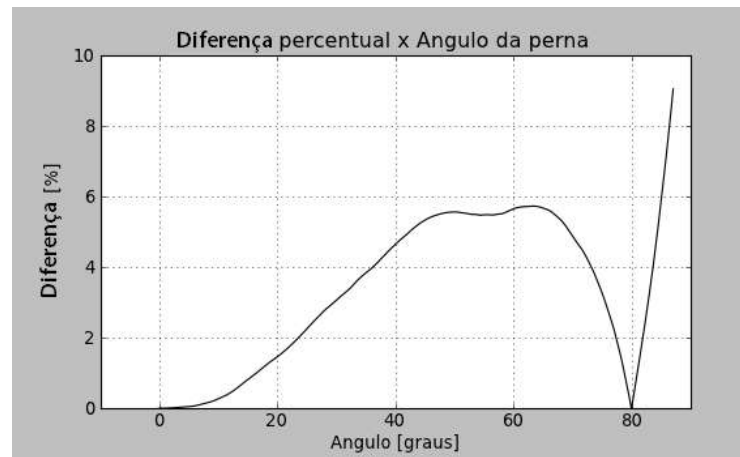
Fonte: Elaboração própria.

Figura 176 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 6.



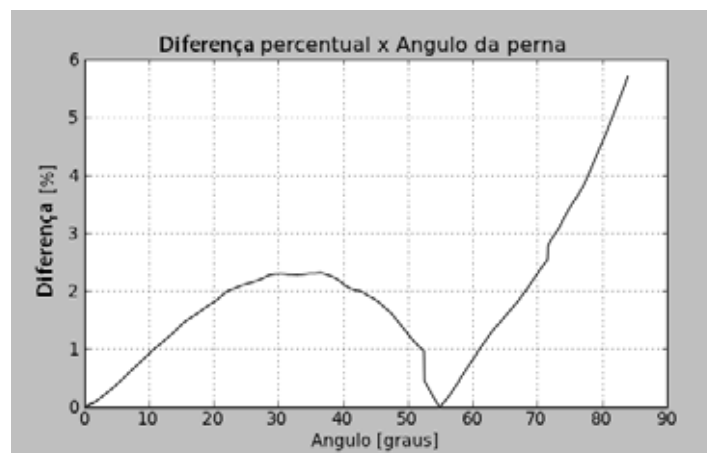
Fonte: Elaboração própria.

Figura 177 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 7.



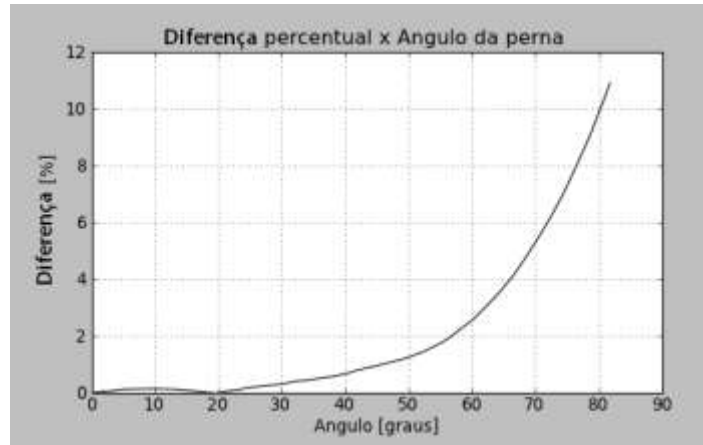
Fonte: Elaboração própria.

Figura 178 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 8.



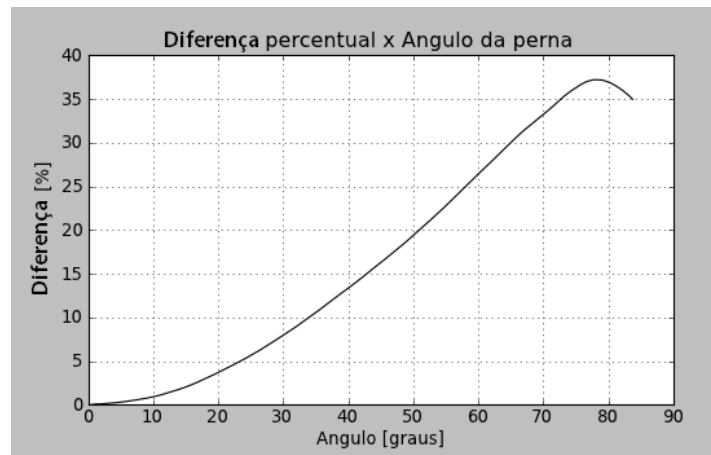
Fonte: Elaboração própria.

Figura 179 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 9.



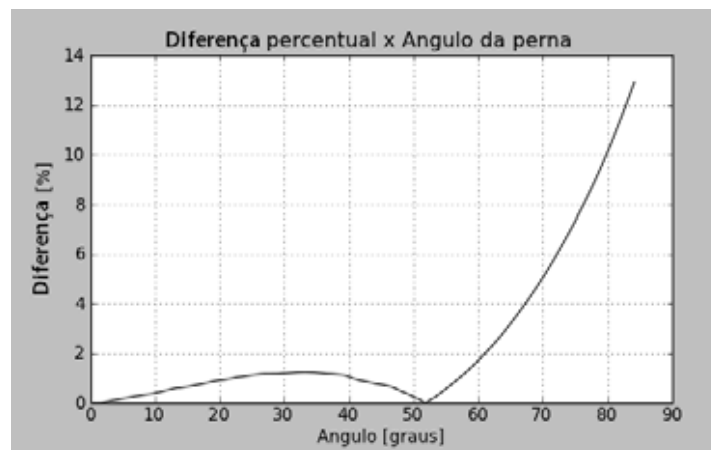
Fonte: Elaboração própria.

Figura 180 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 10.



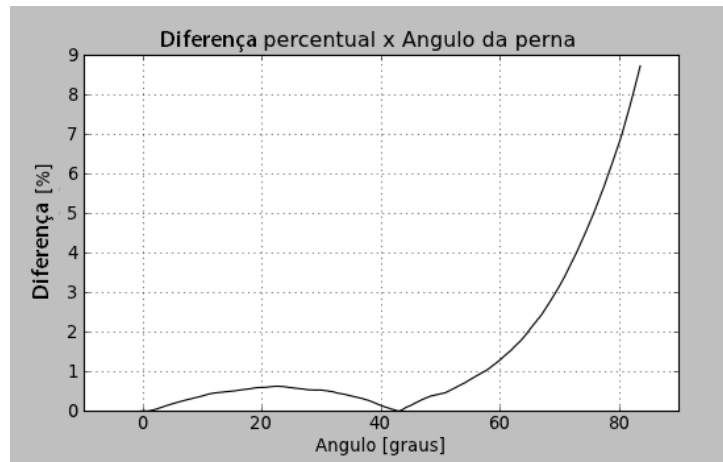
Fonte: Elaboração própria.

Figura 181 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 11.



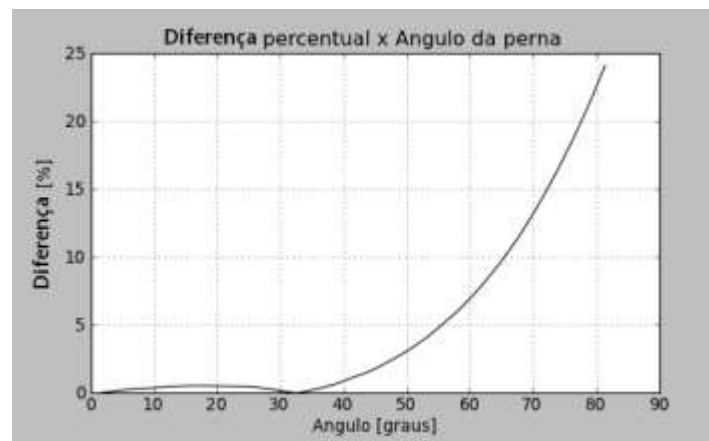
Fonte: Elaboração própria.

Figura 182 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 183 - Gráfico de diferença percentual entre as energias U_{SIM} e U_{DIN} . Dados do voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

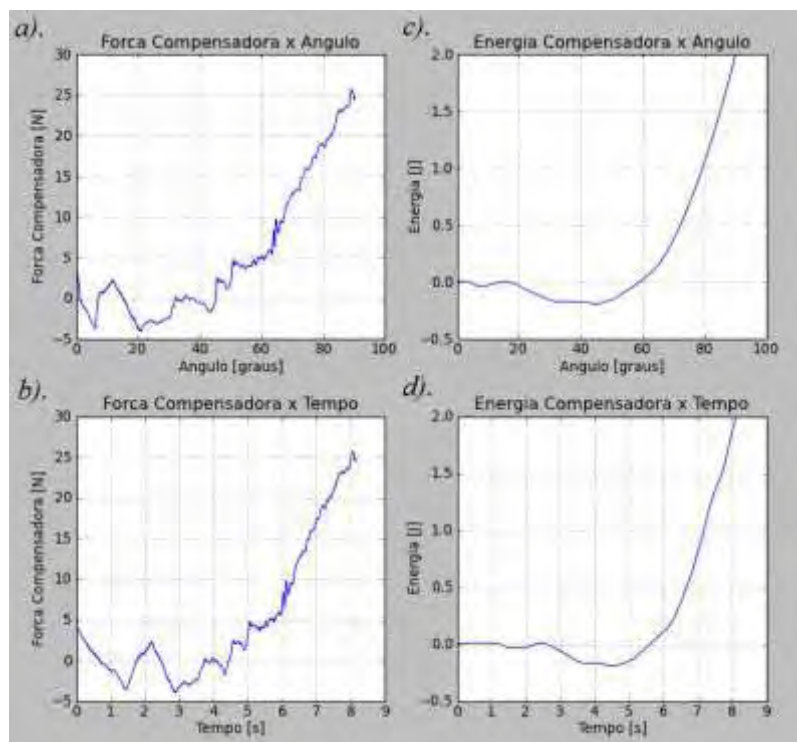
C.2. Aproximação mássica e as forças inerentes ao sistema biomecânico

Aqui estão apresentados os gráficos resultantes dos cálculos realizados durante a discussão a cerca de uma possível aproximação para massa e da metodologia desenvolvida para o cálculo da força de origem nos elementos restritivos do sistema biomecânico, não abordados pelo modelo matemático.

São apresentados, da Figura 184 à Figura 195, os gráficos construídos para os cálculos da força compensadora em função do ângulo da perna e em função do tempo, assim como da energia ou do trabalho dessa força em função do ângulo da perna e do tempo.

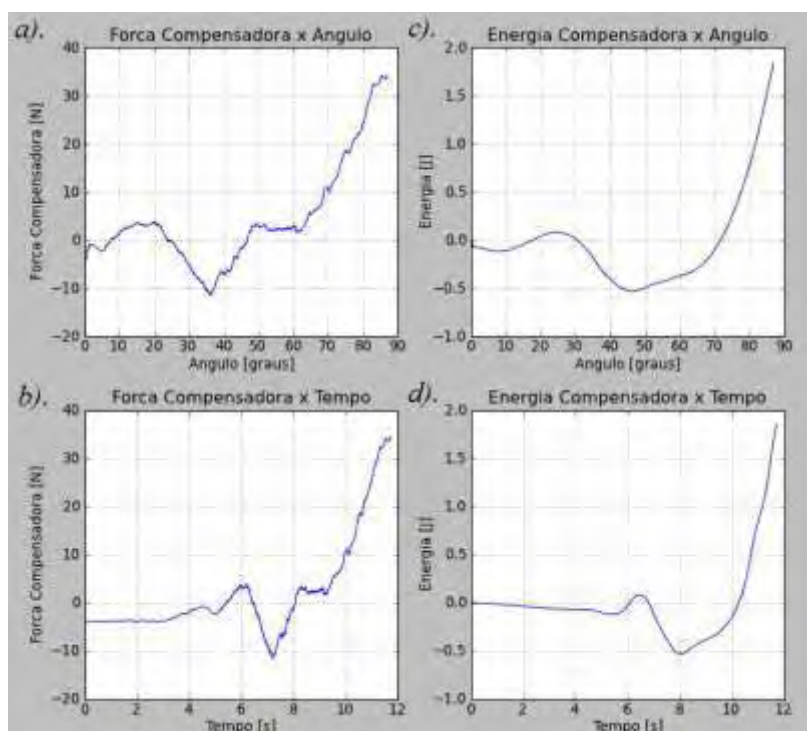
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 184 - Gráficos relativos à: a) força compensadora em função do ângulo da perna; b). força compensadora em função do tempo; c). trabalho da força compensadora em função do ângulo da perna; d). trabalho da força compensadora em função do tempo. Dados do voluntário 2.



Fonte: Elaboração própria.

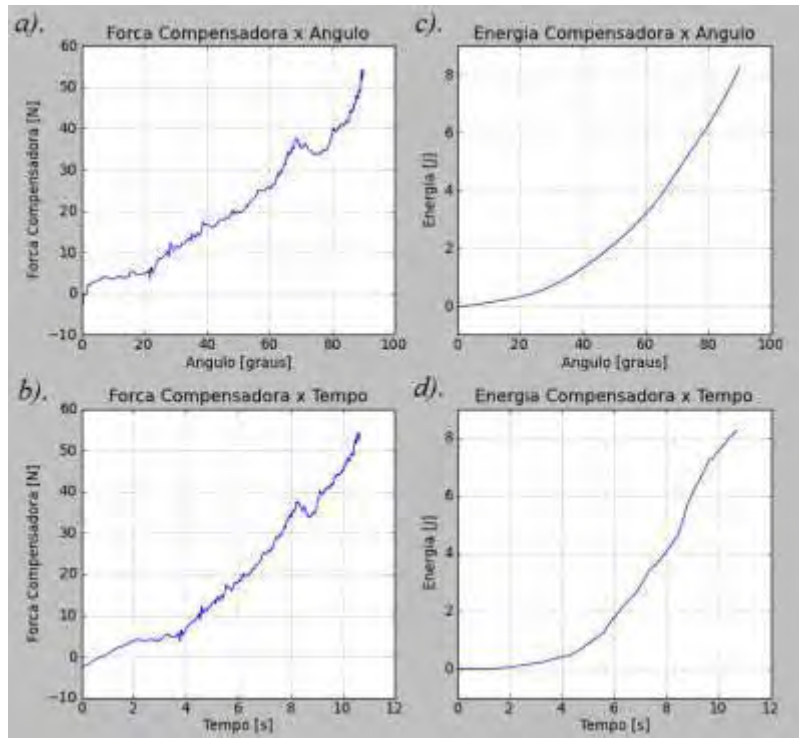
Figura 185 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

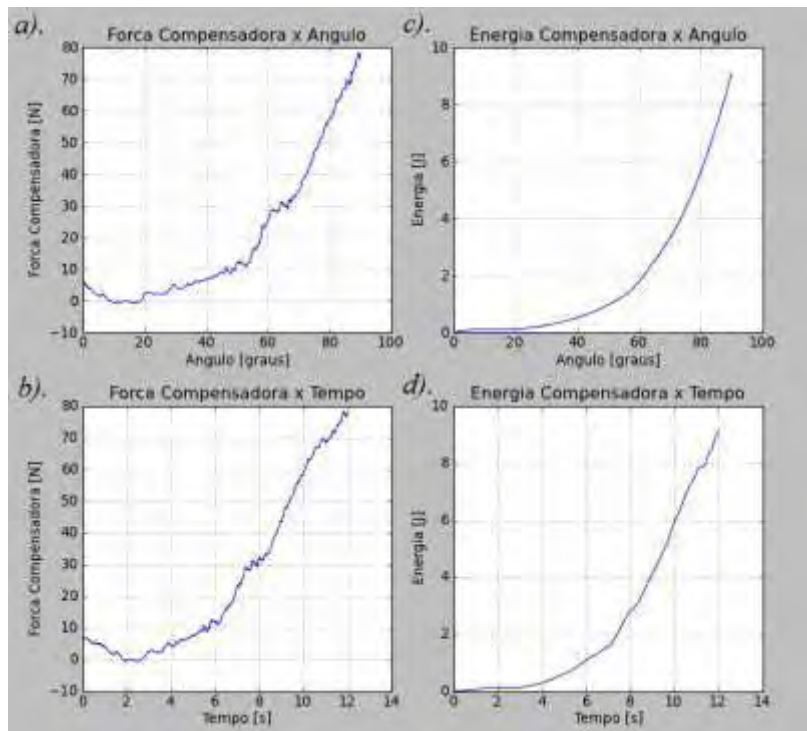
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 186 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

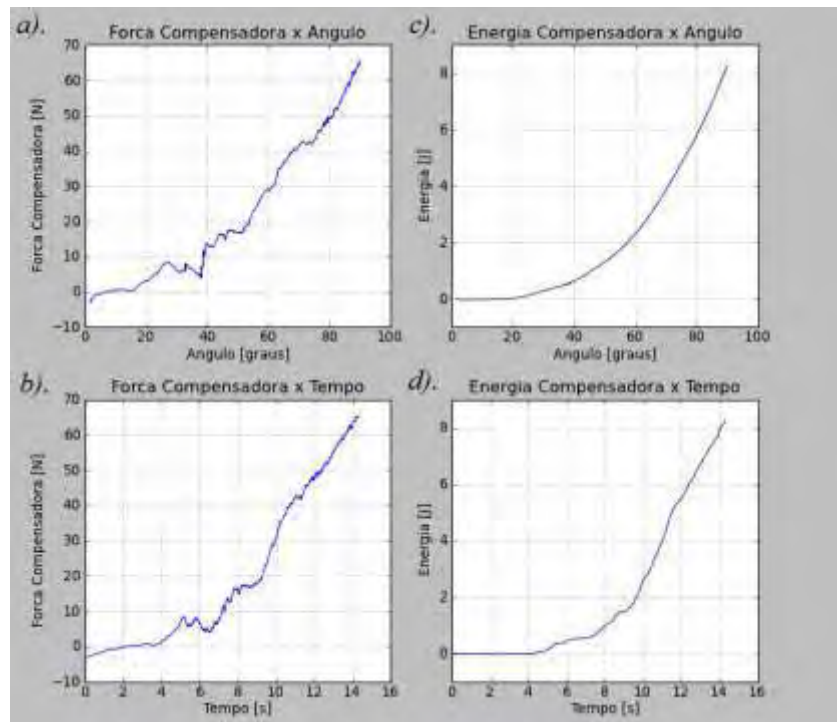
Figura 187 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

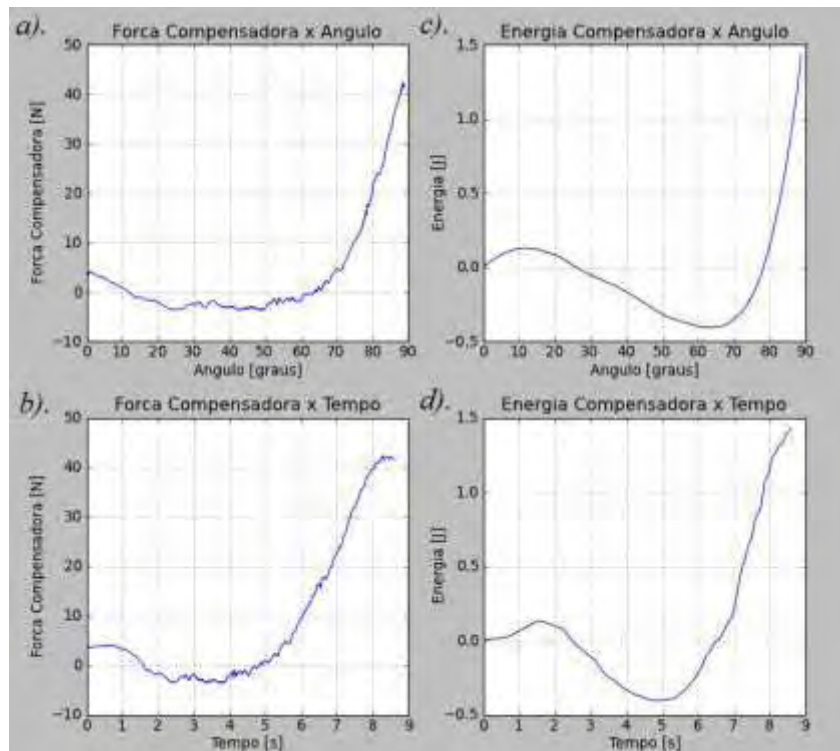
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 188 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 6.



Fonte: Elaboração própria.

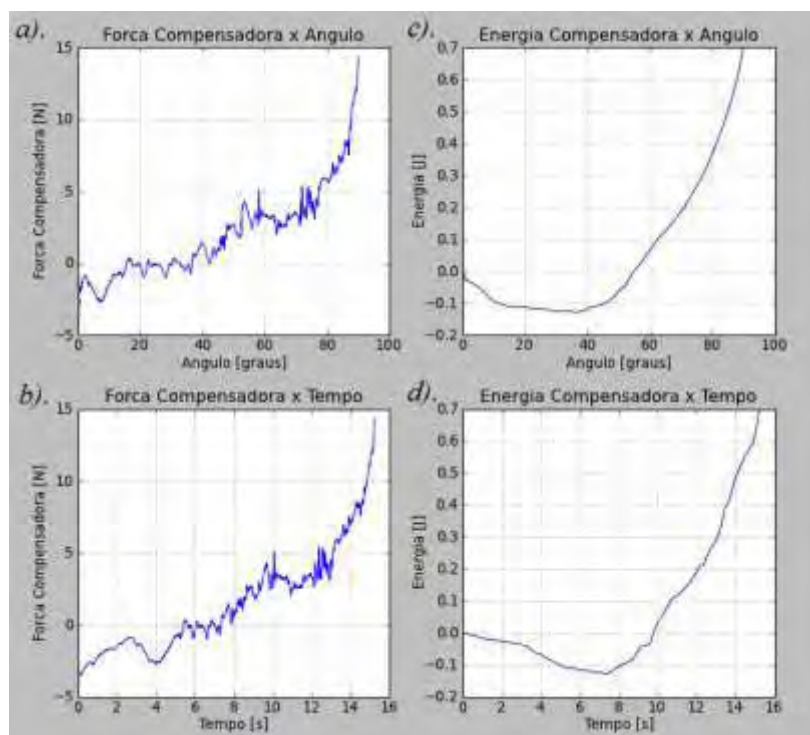
Figura 189 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 7.



Fonte: Elaboração própria.

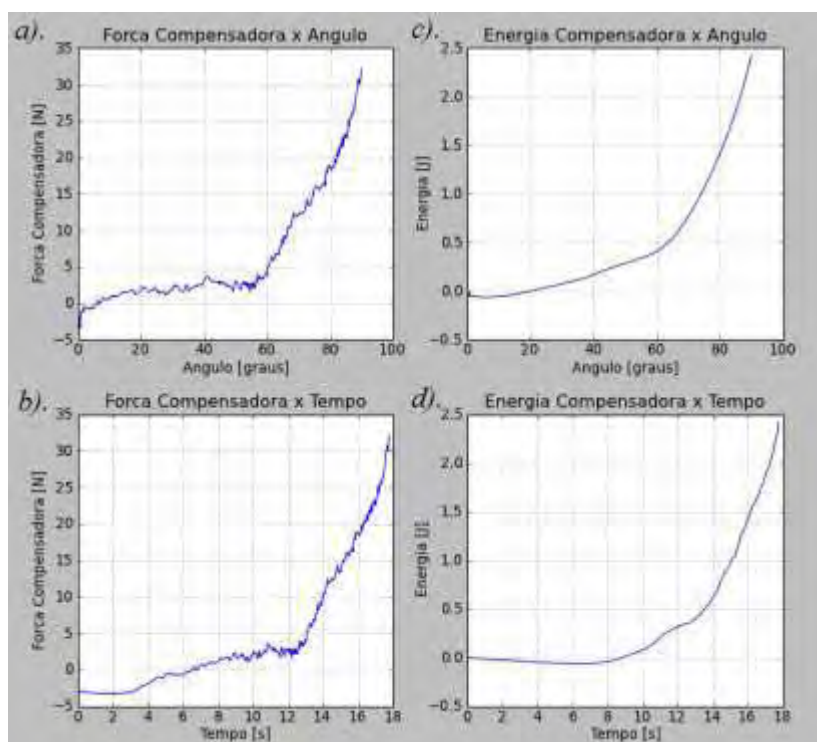
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 190 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

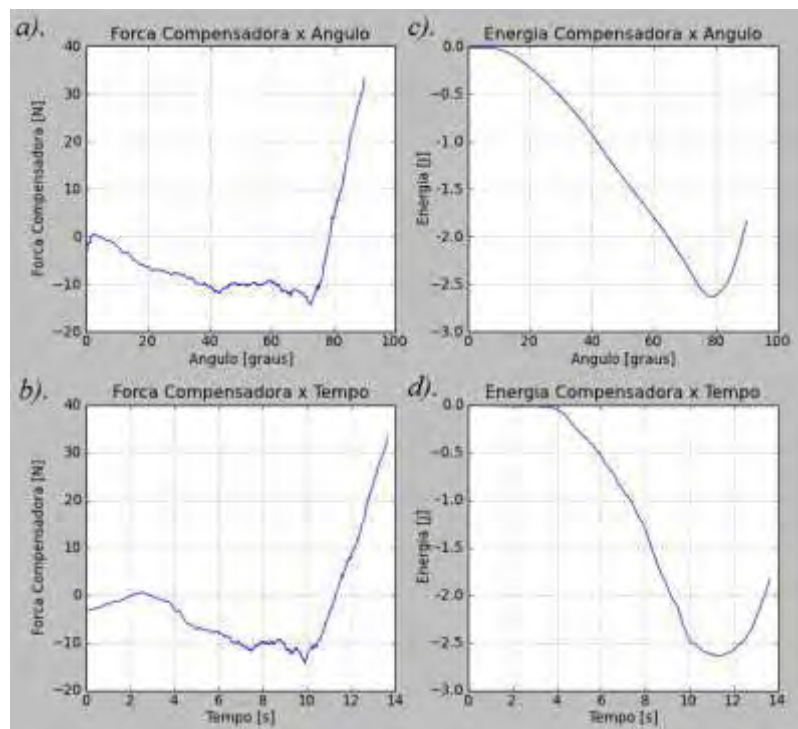
Figura 191 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 9.



Fonte: Elaboração própria.

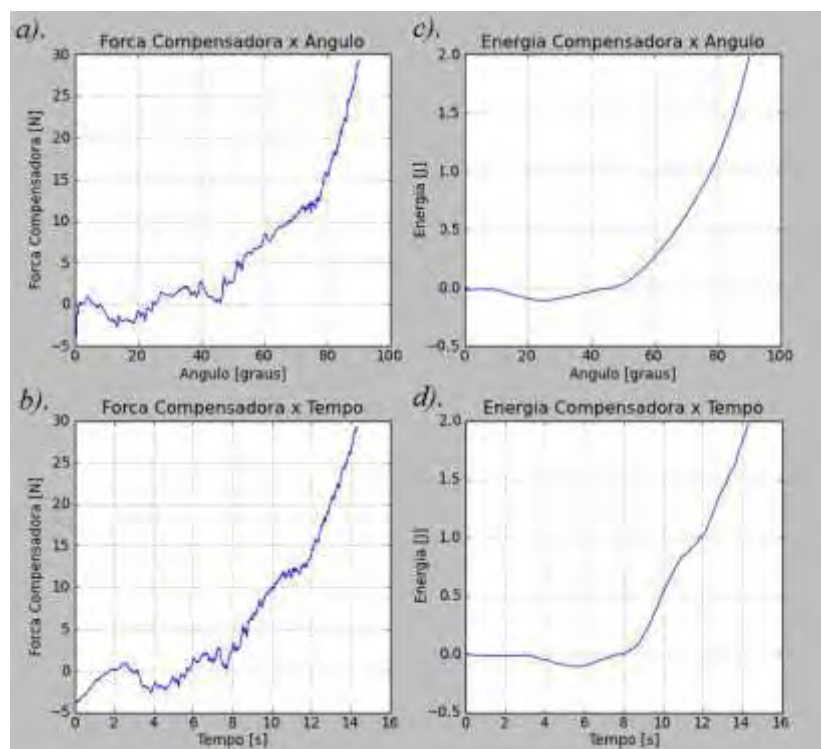
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 192 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 10.



Fonte: Elaboração própria.

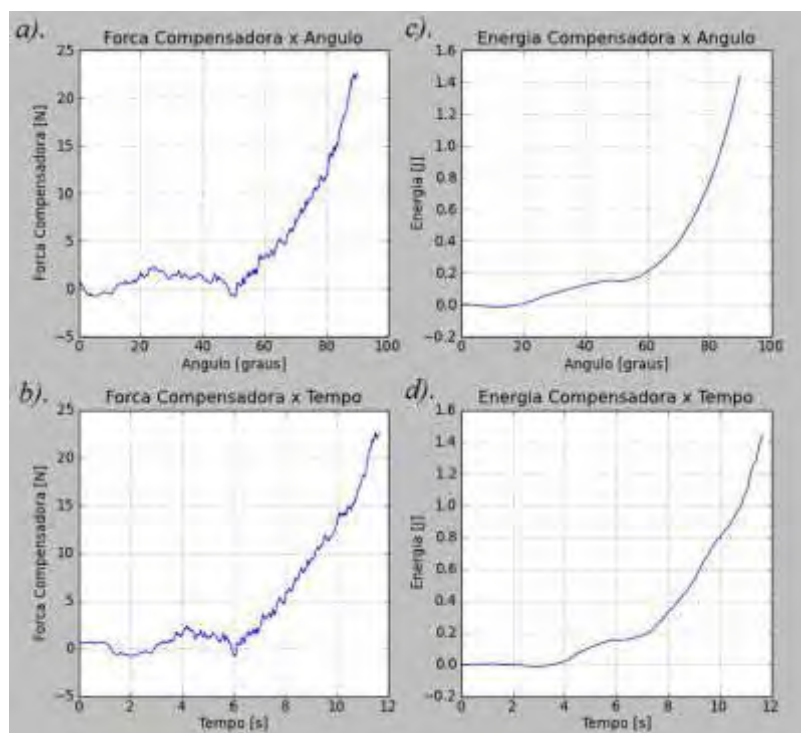
Figura 193 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 11.



Fonte: Elaboração própria.

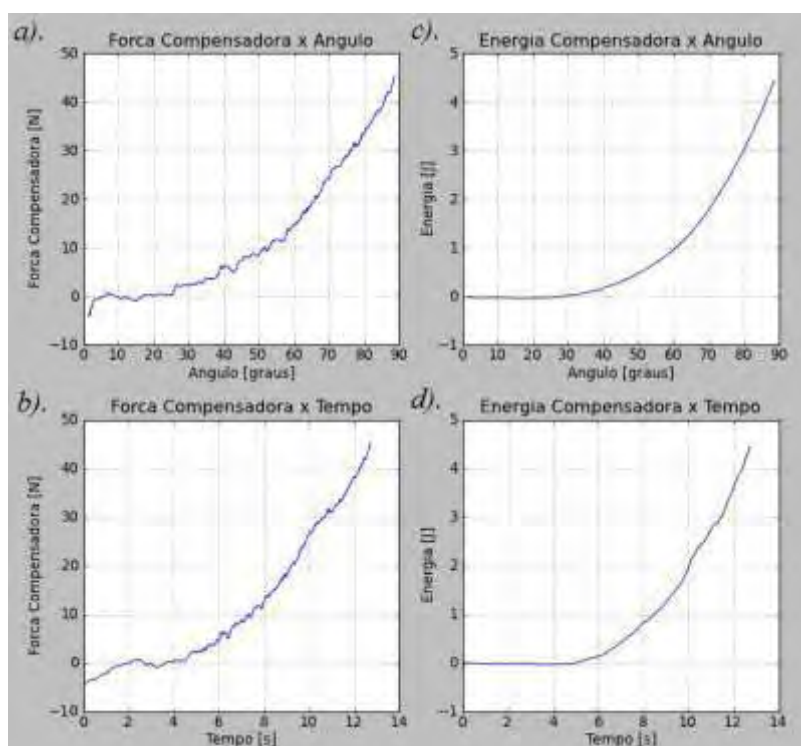
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 194 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

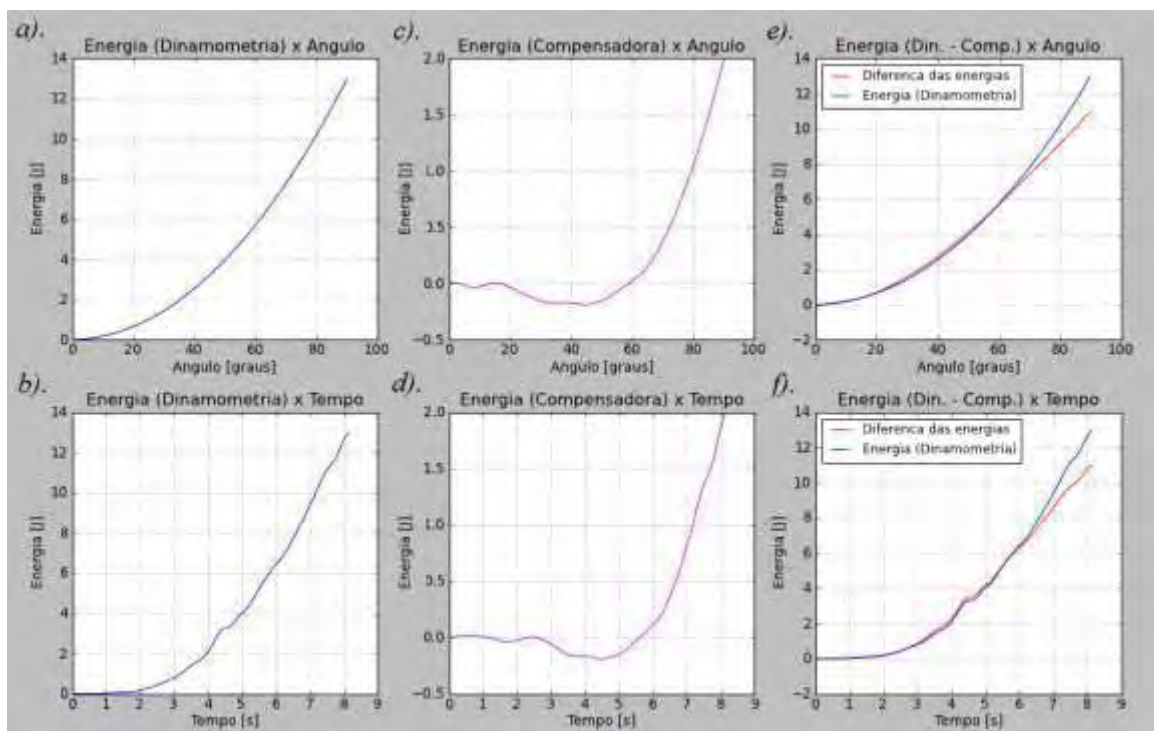
Figura 195 - Gráficos relativos aos cálculos da força compensadora e da sua respectiva energia ou do trabalho. Dados do voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

Em seguida, da Figura 196 à Figura 207 estão apresentados os gráficos, no domínio do ângulo da perna e do tempo, relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Como descrito no capítulo 6, a energia U_{DINC} é calculada com o intuito de se realizar uma comparação entre a energia U_{SIM} , obtida com a simulação computacional do movimento realizada com base nos parâmetros cinemáticos obtidos com a dinamometria. Isto pois ambas as energias representam o mesmo fenômeno, o trabalho necessário para se realizar o movimento da perna e do pé no espaço, sem levar em consideração o trabalho das forças de elementos não abordados na formulação do modelo matemático, como atrito, músculos que cruzam a articulação, elasticidade da pele, dentre outros.

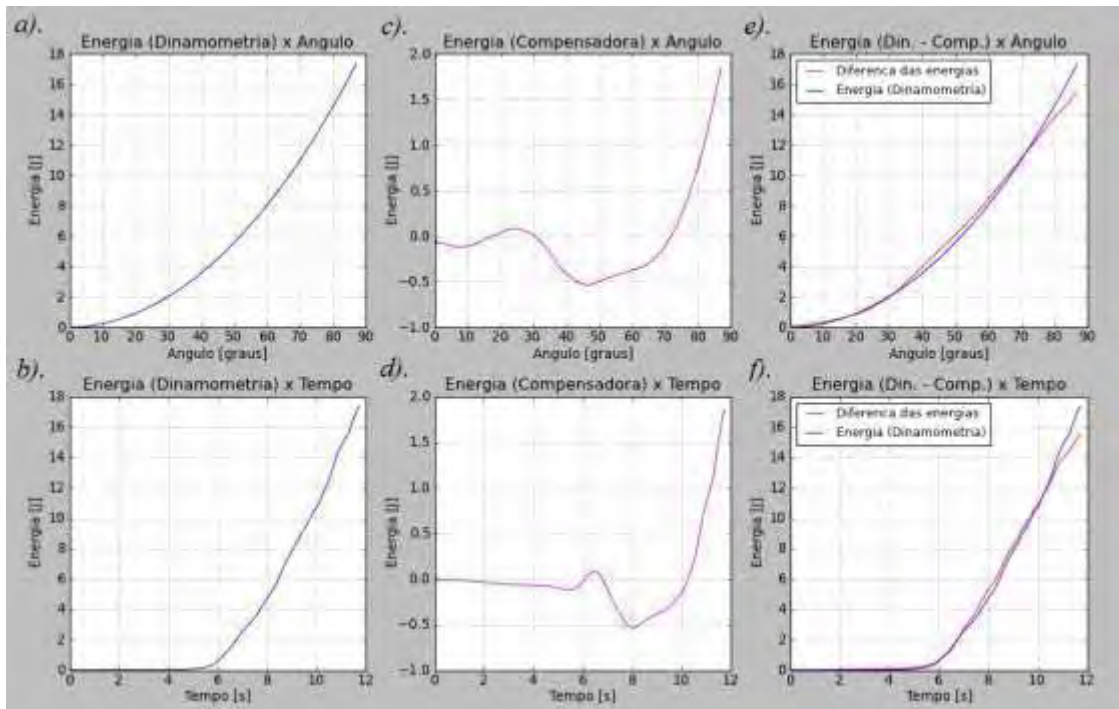
Figura 196 - Gráficos relativos a (o): a). energia U_{DIN} em função do ângulo da perna; b). energia U_{DIN} em função do tempo; c). energia U_{COM} em função do ângulo da perna; d). energia U_{COM} em função do tempo; e). diferença entre as energias U_{DIN} e U_{COM} em função do ângulo da perna; f). diferença entre as energias U_{DIN} e U_{COM} em função do ângulo da perna. Dados do voluntário 2.



Fonte: Elaboração própria.

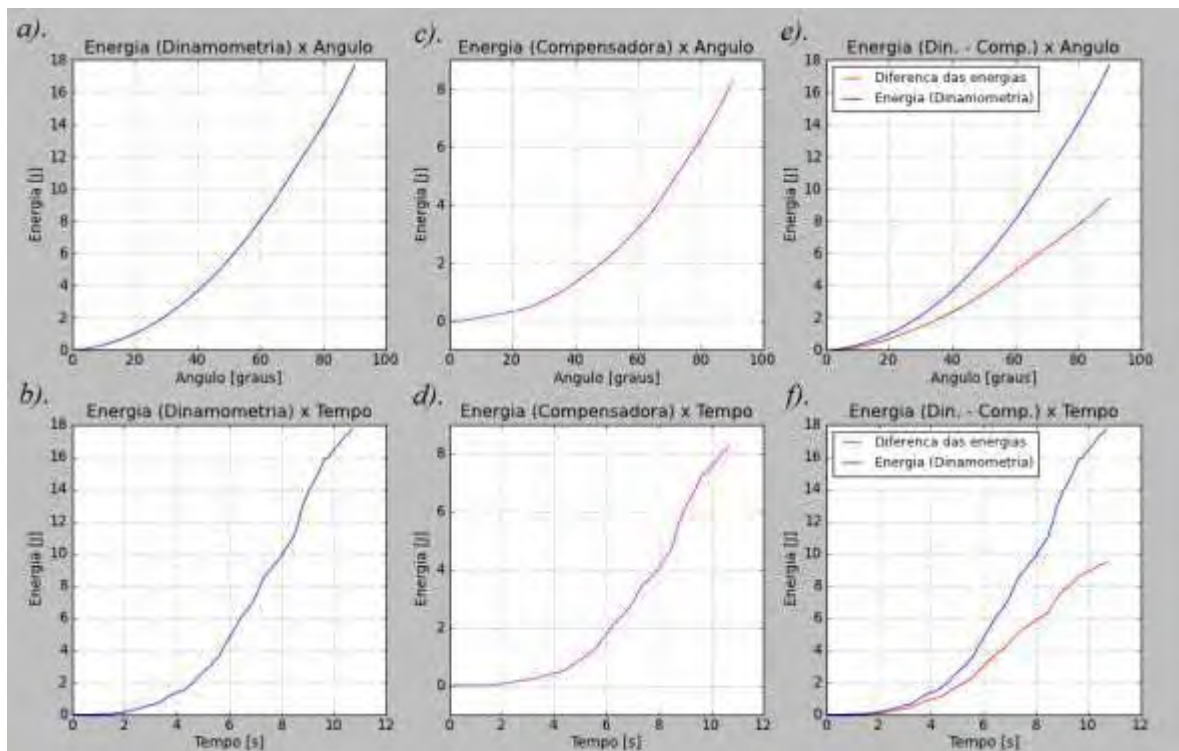
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 197 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 3.



Fonte: Elaboração própria.

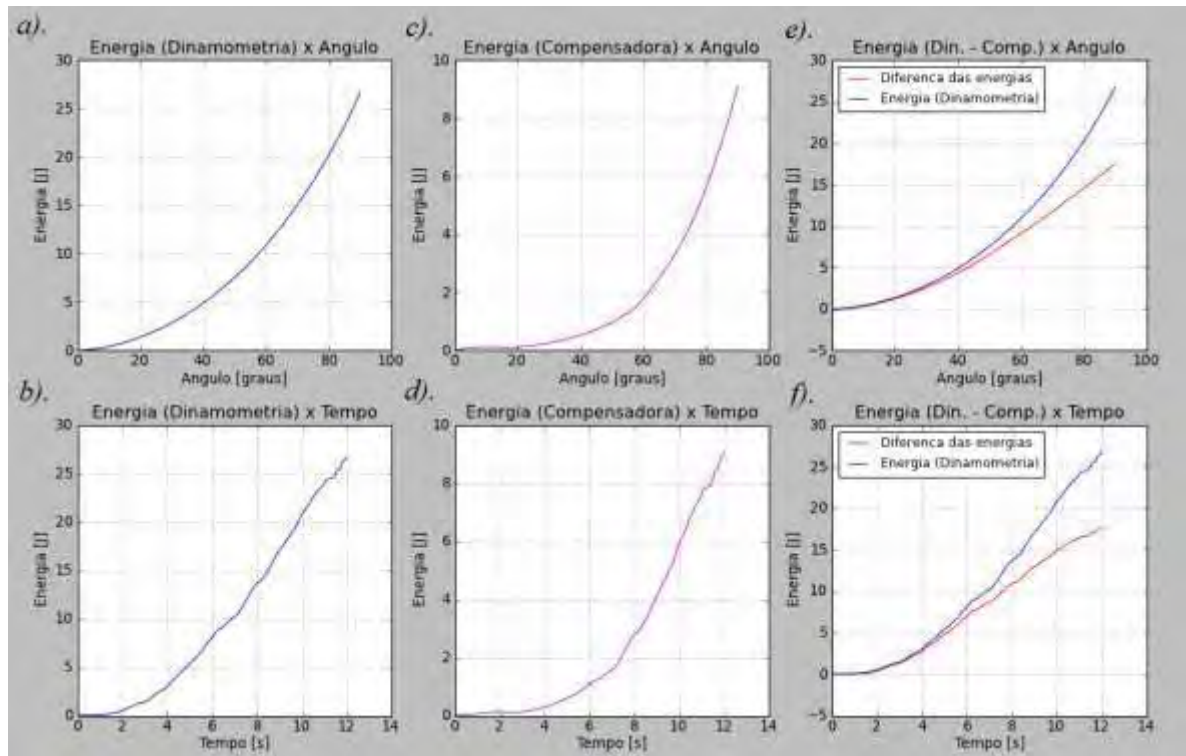
Figura 198 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 4.



Fonte: Elaboração própria.

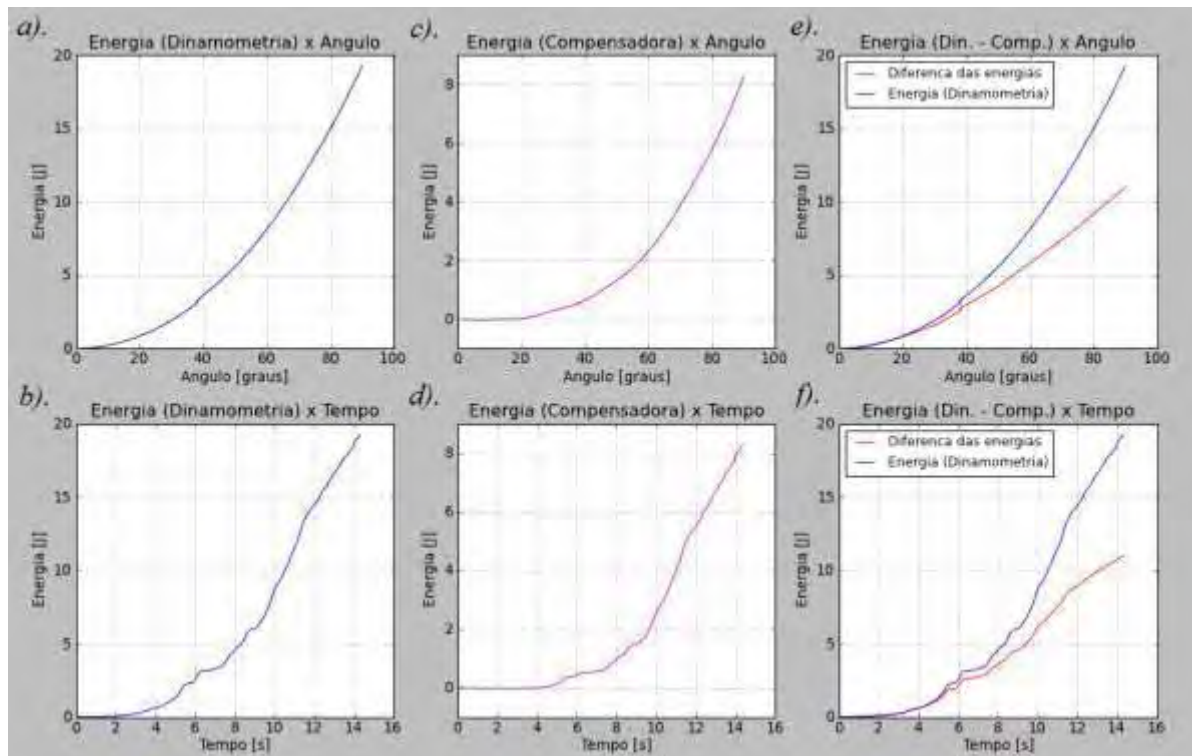
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 199 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 5.



Fonte: Elaboração própria.

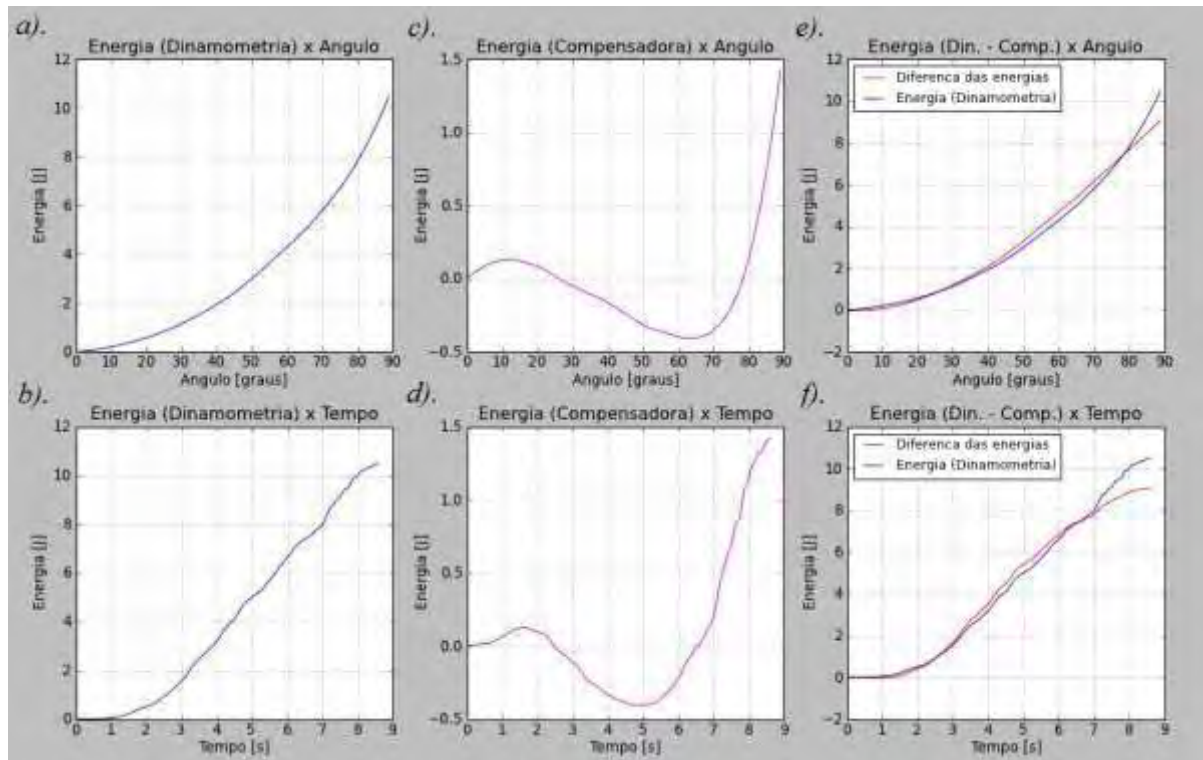
Figura 200 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 6.



Fonte: Elaboração própria.

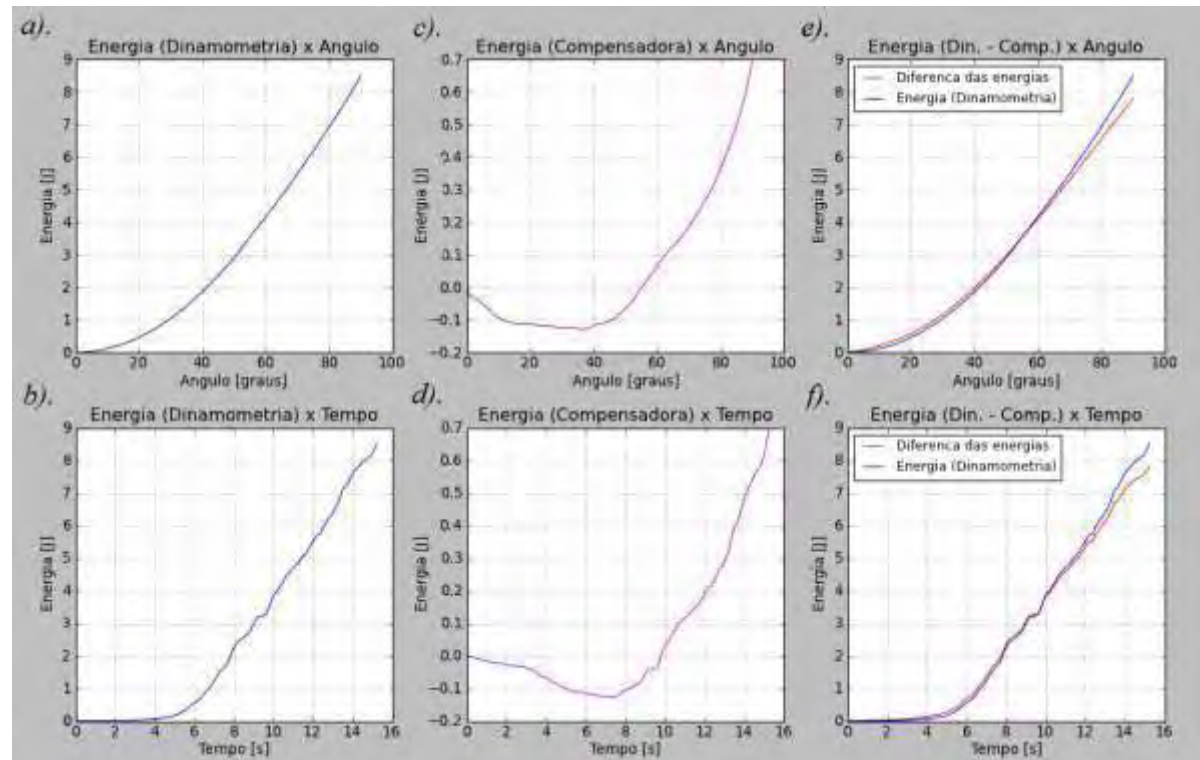
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 201 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 7.



Fonte: Elaboração própria.

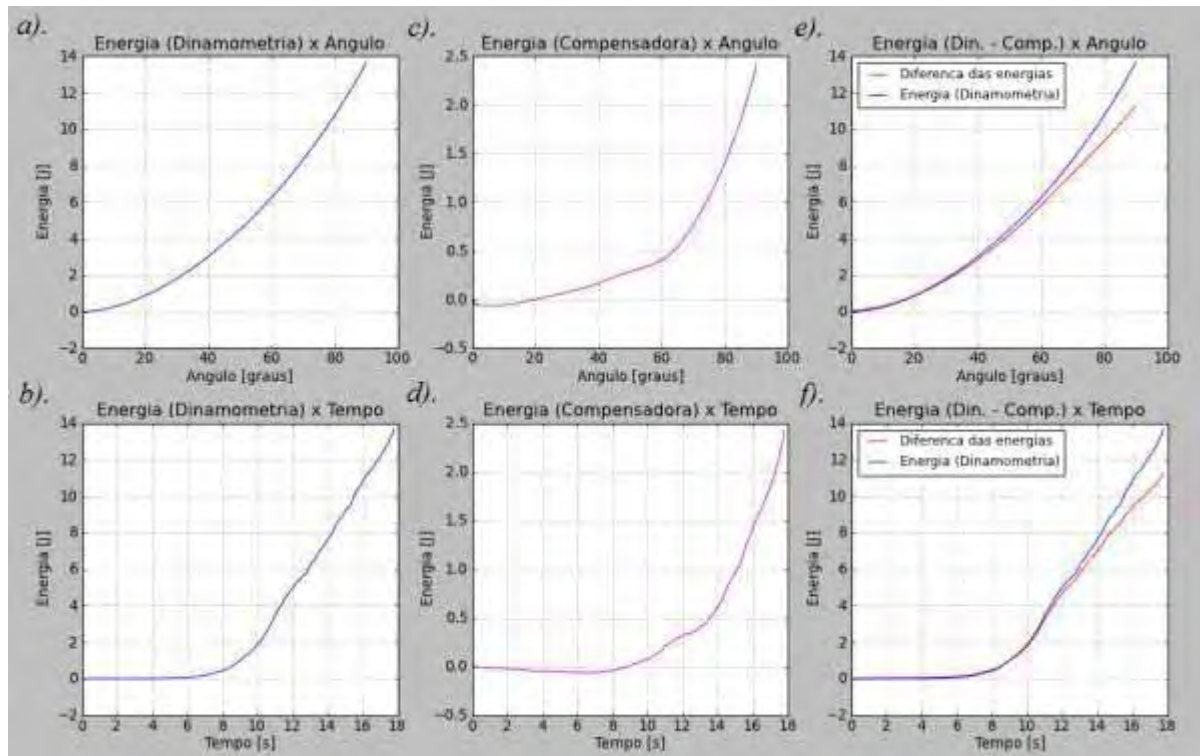
Figura 202 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 8.



Fonte: Elaboração própria.

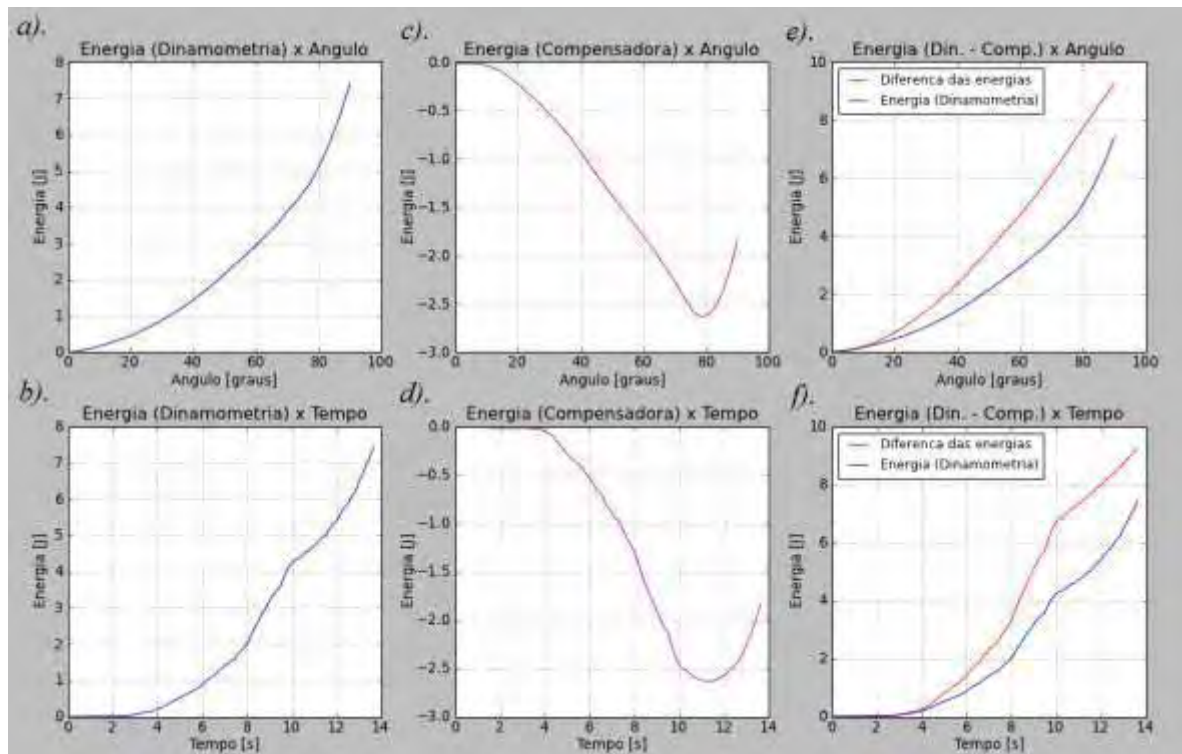
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 203 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 9.



Fonte: Elaboração própria.

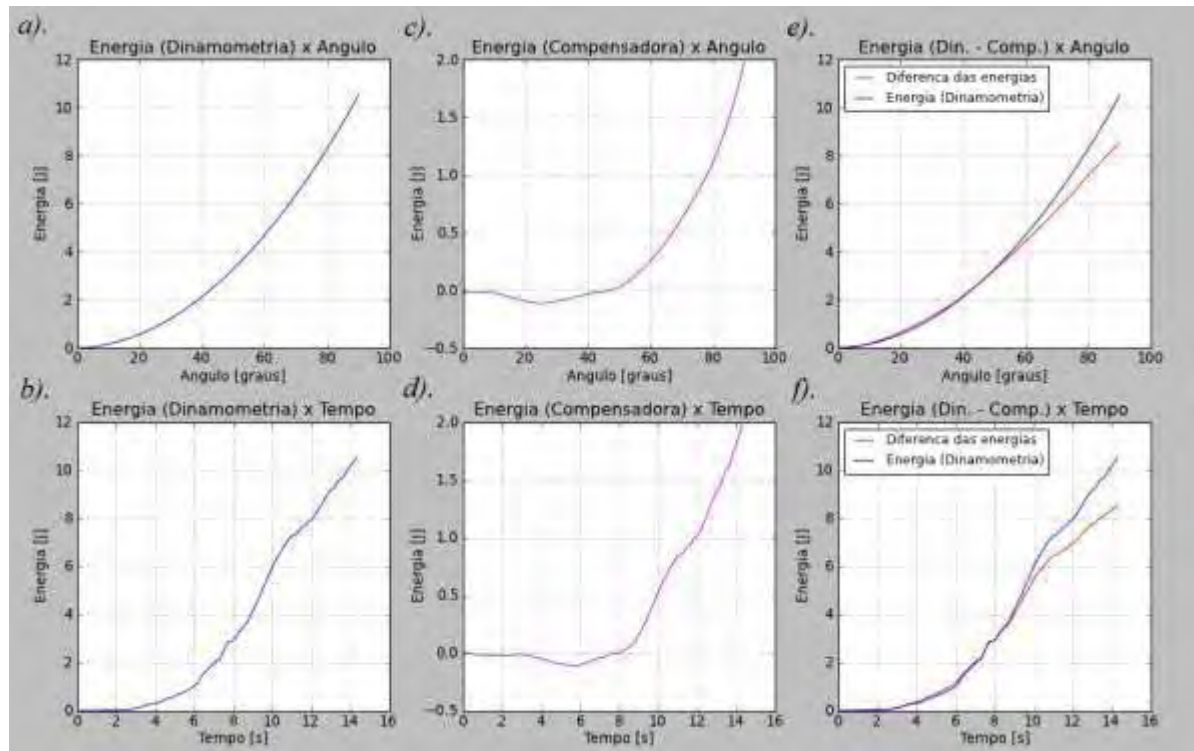
Figura 204 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 10.



Fonte: Elaboração própria.

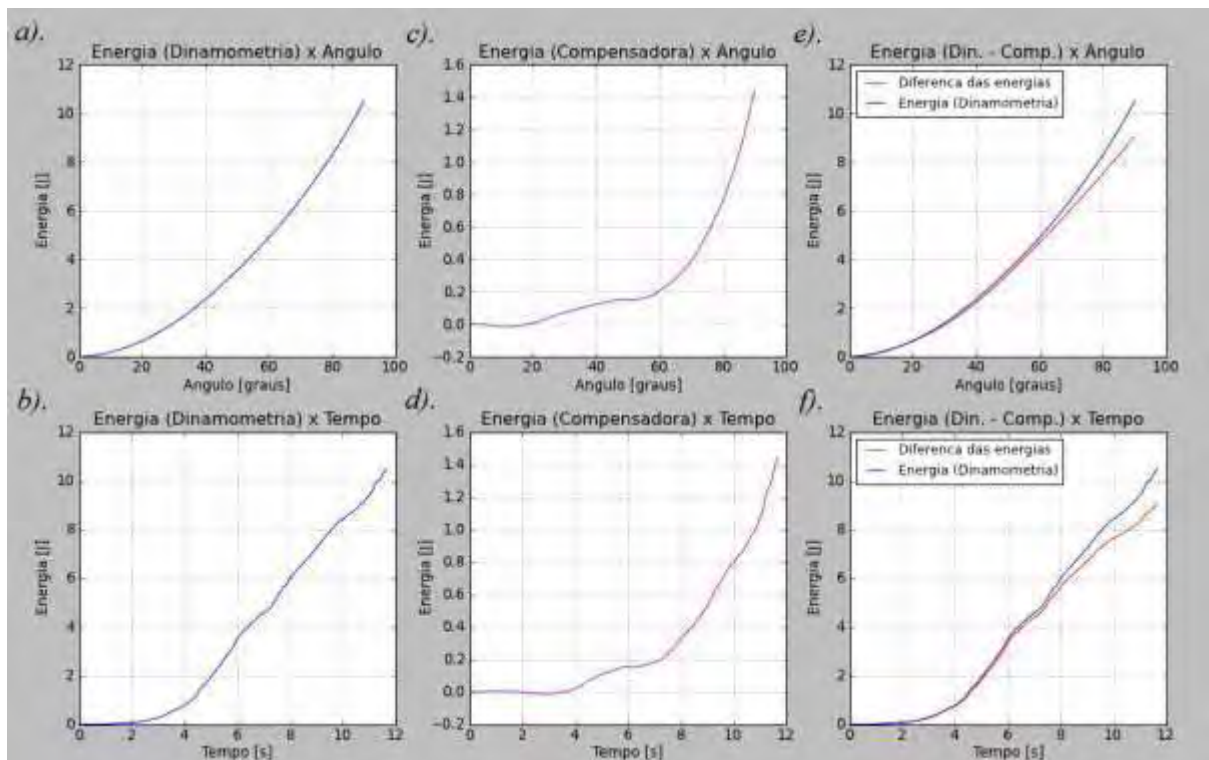
Apêndice C: Resultados das Discussões e Comparações Realizadas a Partir dos Resultados das Simulações Teóricas e dos Testes Experimentais

Figura 205 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 11.



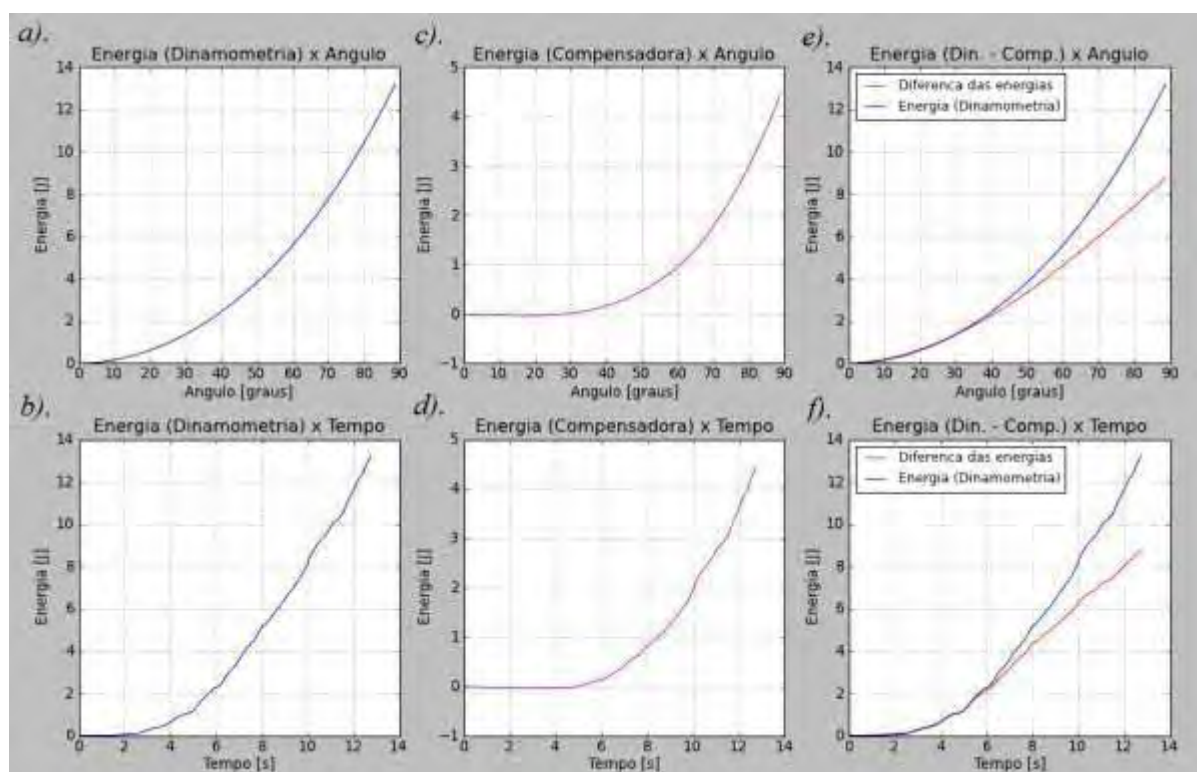
Fonte: Elaboração própria.

Figura 206 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 207 - Gráficos relativos às energias U_{DIN} e U_{COM} e sua diferença U_{DINC} . Dados do voluntário 13.

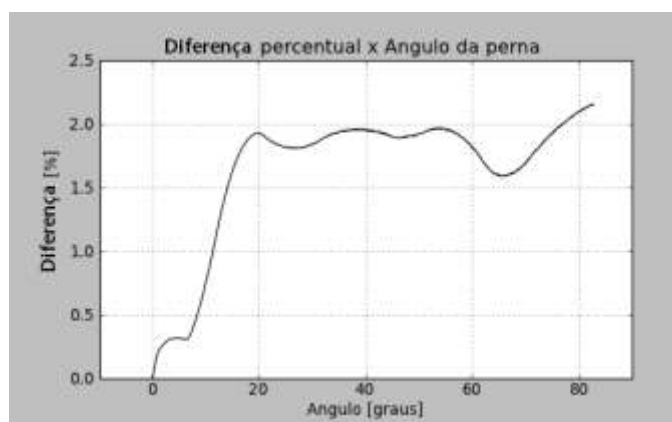


Fonte: Elaboração própria.

C.3. Comparação teórico-experimental com abordagem da energia de compensação

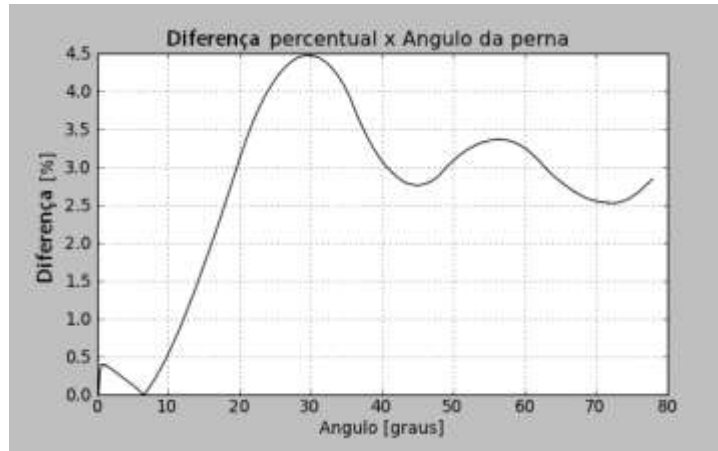
Aqui estão apresentados os gráficos referentes às diferenças percentuais entre as curvas das energias U_{SIM} e U_{DINC} da Figura 208 à Figura 219.

Figura 208 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 2.



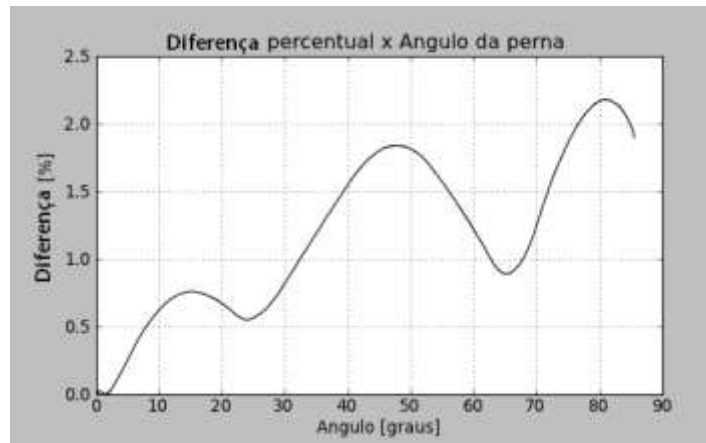
Fonte: Elaboração própria.

Figura 209 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 3.



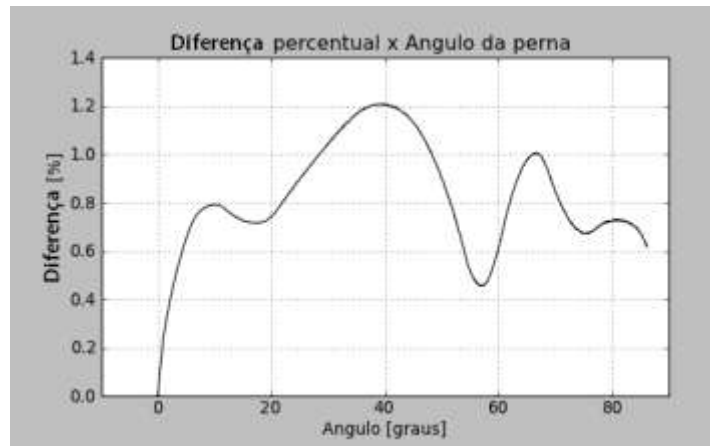
Fonte: Elaboração própria.

Figura 210 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 4.



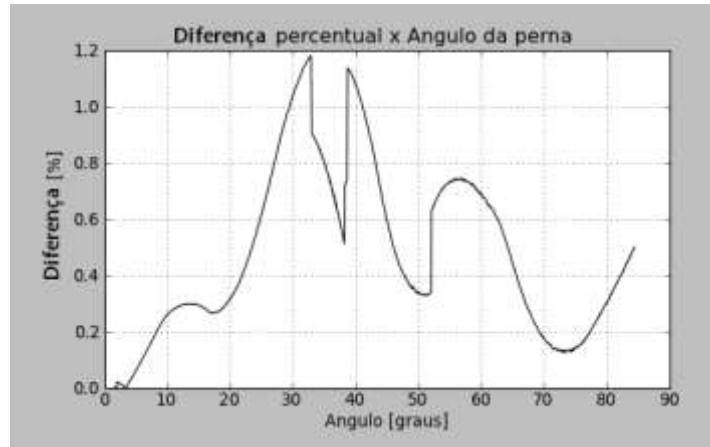
Fonte: Elaboração própria.

Figura 211 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 5.



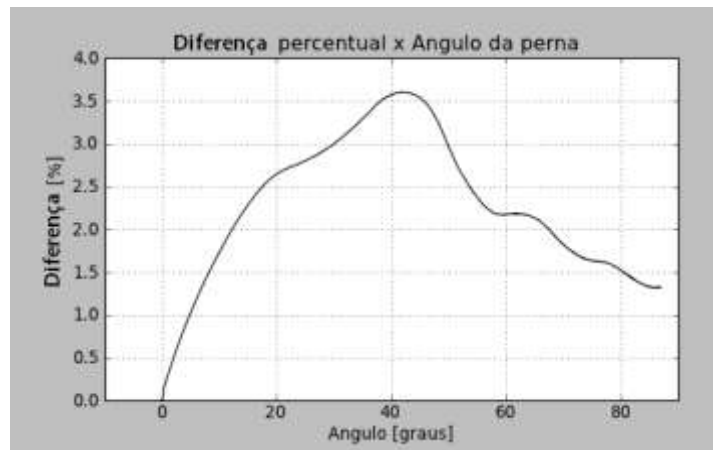
Fonte: Elaboração própria.

Figura 212 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 6.



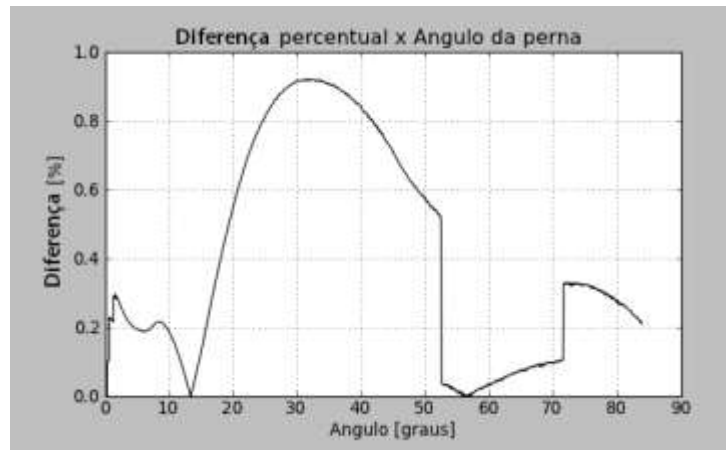
Fonte: Elaboração própria.

Figura 213 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 7.



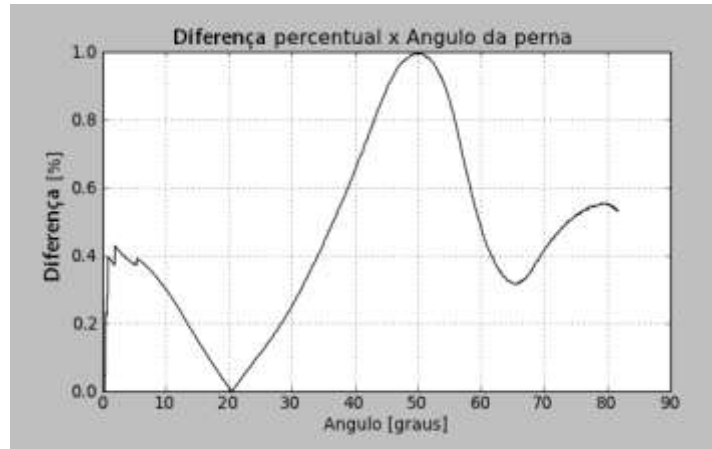
Fonte: Elaboração própria.

Figura 214 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 8.



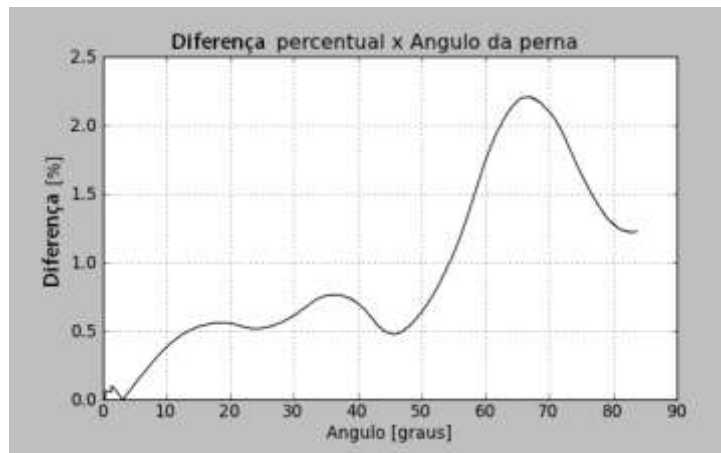
Fonte: Elaboração própria.

Figura 215 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 9.



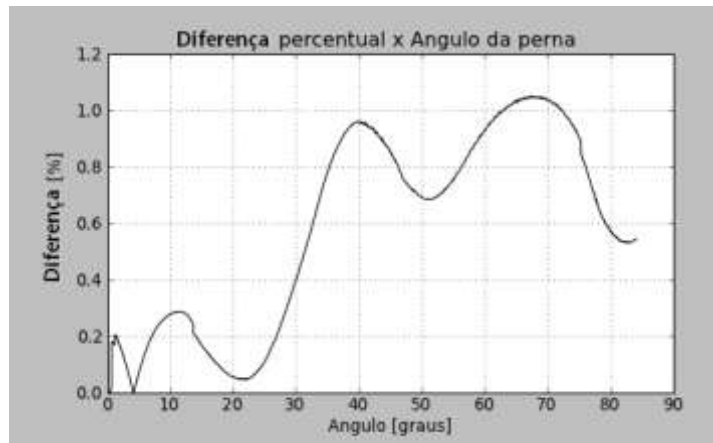
Fonte: Elaboração própria.

Figura 216 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 10.



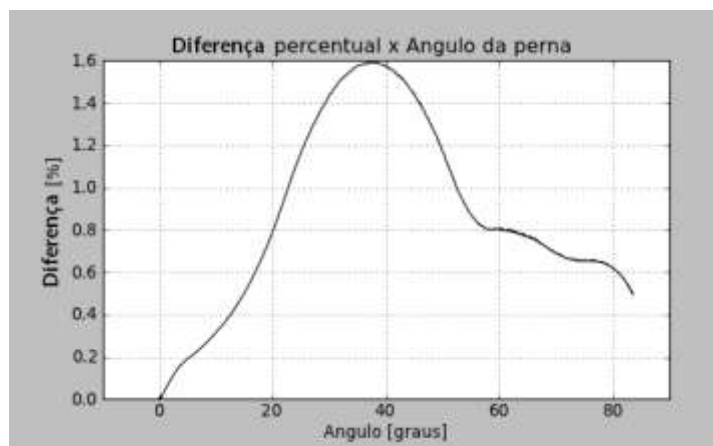
Fonte: Elaboração própria.

Figura 217 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 11.



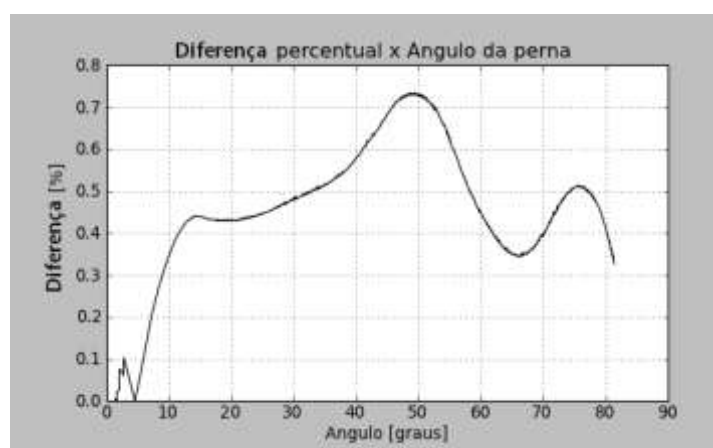
Fonte: Elaboração própria.

Figura 218 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 12.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 219 - Gráfico do desvio percentual da energia U_{SIM} em relação à energia U_{DINC} . Dados do voluntário 13.



Fonte: Elaboração própria.

ANEXO 1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Aqui está apresentado o termo de consentimento livre e esclarecido, como registrado pelo conselho de ética, correspondente aos testes experimentais realizados neste trabalho.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: “**RELAÇÃO ENTRE SINAL ELETROMIOGRÁFICO E FORÇA MUSCULAR**”

Nome do (a) Pesquisador (a): **Renan Fernandes Kozan**

Nome do (a) Orientador (a): **Aparecido Augusto de Carvalho**

1. **Natureza da pesquisa:** *o sra (sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade efetuar medições de parâmetros do corpo para cálculo da porcentagem de gordura corporal, medições da atividade muscular através da eletromiografia e medições da força necessária para a extensão da perna através da dinamometria.*
2. **Participantes da pesquisa:** *A população alvo será constituída por 100 (cem) voluntários: 50 (cinquenta) homens e 50 (cinquenta) mulheres.*
3. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que o pesquisador Mario Marcio Estremote meça os parâmetros do corpo para cálculo da porcentagem de gordura corporal, a atividade muscular através da eletromiografia e força necessária para a extensão da perna através da dinamometria. A sra (sr.) tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a sra (sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.*
4. **Sobre as entrevistas:** *serão coletados dados de identificação da pessoa e explicado a finalidade, além do modo como será realizada a pesquisa.*
5. **Riscos e desconforto:** *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.*
6. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.*

7. **Benefícios:** *ao participar desta pesquisa a sra (sr.) não terá nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, onde o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.*
8. **Pagamento:** *a sra (sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.*

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem:

Consentimento Livre e Esclarecido

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa.

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do Orientador

Pesquisador: Renan Fernandes Kozan - Tel.: (18) 3743-1955

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-1223

Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo

Vice-Coordenadora: Profa. Dra. Regina Coeli Vasques de Miranda

Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526

E-mail: cep@fct.unesp.br