



QUANTIFICAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM RATOS SAUDÁVEIS UTILIZANDO UM DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

Fernanda Catelani Miguel

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Maio de 2011

QUANTIFICAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM RATOS SAUDÁVEIS
UTILIZANDO UM DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

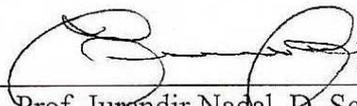
Fernanda Catelani Miguel

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:



Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.



Prof. Jurandir Nadal, D. Sc.



Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2011

Miguel, Fernanda Catelani

Quantificação do Tônus Muscular em Ratos Saudáveis Utilizando um Dinamômetro Isocinético/ Fernanda Catelani Miguel. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

IX, 82 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referencias Bibliográficas: p. 73-79.

1. Tônus muscular. 2. Dinamômetro isocinético. 3. Rato. I. Souza, Marcio Nogueira *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

“O temor (respeito, reverência) do Senhor é o princípio da ciência;
os insensatos desprezam a sabedoria e a instrução”.

Provérbios 1:7 (versão ARC; nota adicionada)

Agradecimentos

A Deus, por não somente operar em mim o querer, mas também o realizar de mais esta etapa de minha vida acadêmica. Por me amparar e imprimir em mim a confiança de ter a Sua maravilhosa companhia.

Aos meus pais e familiares, entre os quais cito minha querida mãe Marly Sandra, meu pai Gilberto e minha avó Daria, agradeço pela dedicação, incentivo, investimento e por creditarem em mim a confiança na conclusão de mais este objetivo.

Aos meus companheiros do LIB e dos demais laboratórios do Programa de Engenharia Biomédica, desde os que assistiram comigo ao primeiro dia de aula até os que conheci no último dia do mestrado. Obrigada por me ajudarem a transpor as dificuldades e por potencializarem os meus momentos de alegria. Pessoas preciosas aqui representadas pelos nomes de Nárrima de Souza Gave, Ivan Marques dos Reis e Daniel dos Santos Morim.

À professora Liliam Fernandes de Oliveira, cuja palavra de incentivo culminou com a confecção deste trabalho.

Aos meus diligentes orientadores Marcio Nogueira de Souza e Alexandre Visintainer Pino, pela disposição em ajudar, instruir e compartilhar seus conhecimentos, tornando-se referenciais e dos quais tomo a liberdade de carregar os valiosos ensinamentos.

Ao inestimável suporte espiritual fornecido pela Comunidade Cristã de Nova Friburgo, sem o qual minhas vitórias acadêmicas e pessoais teriam menor valor.

Aos meus amigos do Rio de Janeiro e Nova Friburgo que acompanharam a minha trajetória, contribuindo direta ou indiretamente para o meu crescimento pessoal e acadêmico.

Agradeço também aos órgãos financiadores da pesquisa: CNPq, CAPES e FAPERJ.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

QUANTIFICAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM RATOS SAUDÁVEIS
UTILIZANDO UM DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

Fernanda Catelani Miguel

Maio/2011

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

A avaliação do torque resistente passivo (TRP), mais conhecido como tônus muscular, é frequentemente realizada em condições patológicas ou fisiológicas. Os experimentos são realizados em humanos ou em animais, com o emprego de diferentes formas de medição. O presente estudo, por sua vez, teve como objetivo desenvolver um sistema isocinético para quantificar o torque resistente passivo pela mobilização da articulação do tornozelo de 6 ratos fêmeas *Wistar* saudáveis (236-259 g), com 15 semanas. Os animais foram submetidos a um protocolo de movimento que consistiu de 20 ciclos coletados nas amplitudes de 40° (-20° a +20°) e 60° (-30° a +30°) e em cada uma das três velocidades angulares empregadas: 30°/s, 100°/s e 200°/s. Para a quantificação do TRP foi utilizado o modelo massa-mola-amortecedor. O TRP produzido pelos animais mostrou que o tônus teria característica predominantemente elástica, representada pelo coeficiente de elasticidade (K) em torno de 3,18 N·m/°. Os resultados também não indicaram um TRP velocidade-dependente. A análise da pata direita mostrou resultados coerentes, enquanto os sinais de torque da pata esquerda apresentaram sinais de interferência produzidos pelo servomotor, principalmente em angulações superiores a 0°.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

QUANTIFICATION OF MUSCLE TONE IN HEALTHY RATS USING AN ISOKINETIC DINAMOMETER

Fernanda Catelani Miguel

May/2011

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The assessment of passive resistance torque (PRT), better known as muscle tone, is often performed in physiological or pathological conditions. The experiments are usually performed in humans or animals using different forms of measurement. This study, in turn, aimed to develop a isokinetic system to quantify the resistance torque by the passive mobilization of the ankle joint of 6 healthy female *Wistar* rats (236-259 g), with 15 weeks. The animals were submitted to a movement protocol that consisted of 20 cycles collected in range of 40° (70° to 110°) and 60° (60° to 120°) and in each one of three angular velocities employed: 30°/s, 100°/s and 200°/s. To quantify the PRT it was used the mass-spring-damper model. The PRT produced by the animals showed that the tone would have predominantly elastic characteristic, represented by the coefficient of elasticity (K) around 3,18 N·m/°. The results also did not indicate a velocity-dependent PRT. The analysis of the right paw showed consistent results, while the torque of the left paw showed signs of interference produced by the servomotor, especially at angles greater than 0°.

Sumário

CAPÍTULO 1	1
Introdução	1
1.1 Objetivos.....	3
1.1.1 Geral	3
1.1.2 Específicos.....	3
CAPÍTULO 2	4
Arquitetura e Fisiologia Neuromuscular	4
2.1 Músculo Estriado Esquelético	4
2.1.1 Contração Muscular.....	8
2.1.2 Propriedades Passivas da Unidade Músculo-Tendão	9
2.2 Neurofisiologia	12
2.2.1 Propriocepção	13
2.2.1.1 Fuso Muscular	13
2.2.1.1.1 Neurônios Motores Gama	14
2.2.1.1.2 Órgão Tendinoso de Golgi	15
CAPÍTULO 3	16
Tônus Muscular	16
3.1 Técnicas de Avaliação do Tônus Muscular	18
3.1.1 Avaliação por Escalas Associadas a Manobras	19
3.1.2 Avaliação com Dispositivos Auxiliares	21
3.1.3 Dinamômetro Isocinético	23
CAPÍTULO 4	28
Materiais e Métodos	28
4.1 Sistema Isocinético de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR)	28
4.1.1 Projeto Mecânico	28
4.1.2 Instrumentação.....	30
4.1.2.1 Calibração	32
4.2 Protocolo Experimental	34
4.3 Processamento dos Sinais	36
4.4 Modelagem Matemática do Experimento.....	40
4.5 Análise Estatística dos Resultados	42

CAPÍTULO 5	43
Resultados	43
5.1 Análise Gráfica do Sinal de Torque	43
5.2 Análise Estatística dos Trechos de Torque.....	47
5.2.1 Trecho 1	47
5.2.1.1 Amplitude de 40°	47
5.2.1.2 Amplitude de 60°	49
5.2.1.3 Comparação das Amplitudes de 40° e 60°	50
5.2.2 Trecho 2	52
5.2.2.1 Amplitude de 40°	52
5.2.2.2 Amplitude de 60°	53
5.2.2.3 Comparação das Amplitudes de 40° e 60	54
5.2.3 Comparação dos Trechos 1 e 2.....	56
5.2.3.1 Amplitude de 40°	56
5.2.3.2 Amplitude de 60°	58
5.2.3.3 Síntese dos Coeficientes	59
CAPÍTULO 6	60
Discussão	60
6.1 Sobre Protocolo e Equipamento	60
6.2 Sobre o Tônus.....	64
6.2.1 Torque e Força.....	64
6.2.2 Coeficiente de Elasticidade (<i>K</i>)	66
6.2.2.1 Trecho 1	67
6.2.2.2 Trecho 2	68
6.2.2.3 Comparando Trechos.....	70
CAPÍTULO 7	71
Conclusão	71
Referências Bibliográficas	73
ANEXO I Dimensões da Plataforma de Testes	80
ANEXO II Dimensões da Base do Servomotor	81
ANEXO III Dimensões do Estabilizador de Joelho e da Sapata	82

CAPÍTULO 1

Introdução

O termo “tônus muscular”, embora sugira uma característica restrita ao músculo, costuma ser utilizado para expressar a força resistente, ou de oposição, ao movimento de uma articulação relaxada (LANCE, 1980, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007). Neste caso, o tônus muscular de indivíduos normais seria produzido estritamente por fatores mecânicos miotendinosos e por tecidos adjacentes à articulação, o que o diferencia, por exemplo, do tônus comprometido por enfermidades neurológicas (SHEEAN, 2002).

A avaliação do tônus muscular é realizada frequentemente em quadros patológicos decorrentes de comprometimentos do sistema nervoso central (SNC) (SNC). Uma das alterações do tônus mais estudada nestes casos, e que ocasiona o seu aumento em função da velocidade de mobilização, é denominada de espasticidade, sendo esta uma das manifestações da síndrome do neurônio motor superior (LANCE, 1980, CAVORZIN *et al.*, 2001, ALIBIGLOU *et al.*, 2008, DANTAS, 2008). A maioria destes estudos visa acompanhar a evolução da doença, bem como analisar a influência de fatores capazes de modificar o quadro espástico, tal como o uso de fármacos (MARSALA *et al.*, 2005, MUSHAHWAR *et al.*, 2005).

Estudos sobre o tônus de indivíduos normais, entretanto, avaliam desde a influência de atividades físicas em diferentes faixas etárias (PAULA *et al.*, 2008a e 2008b, POLATO, 2010), até o efeito da imobilização articular sobre o tônus (GAJDOSIK, 2001). O tônus normal fornece um parâmetro comparativo importante nos experimentos, geralmente fazendo parte de grupos-controle dos mesmos (PISANO *et al.*, 2000, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, HSIEH *et al.*, 2010).

As formas de avaliação do tônus são variadas (CAVORZIN *et al.*, 2001, PANDYAN *et al.*, 2001, MCCREA *et al.*, 2003), porém a utilização de equipamentos com sensores e que dispensam ações do avaliador durante a coleta, tal como o uso do dinamômetro isocinético (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, PISANO *et al.*, 2000, MUSHAHWAR *et al.*, 2005), melhoram a confiabilidade dos resultados. Este é composto por um motor e uma célula de carga e utilizado para a produção de

movimentos com velocidade constante nas articulações, fornecendo a respectiva medida de torque necessária para o movimento (CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004).

Em relação à quantificação do tônus realizada por equipamentos isocinéticos, enquanto alguns estudos computam a força ou torque total produzido pela articulação mobilizada (MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006), dificultando as comparações em função de fatores como o protocolo experimental adotado, outros consideram as modificações do torque dependentes de parâmetros como velocidade e deslocamento angular (PISANO *et al.*, 2000, PANDYAN *et al.*, 2001). Nestes casos, a analogia da articulação com um modelo massa-mola-amortecedor (PROCHAZKA *et al.*, 1997, MCCREA *et al.*, 2003) permite a caracterização de um tônus dependente das propriedades intrínsecas musculares (PAULA *et al.*, 2008a e 2008b, POLATO, 2010), e que apresentaria uma resposta diferente da verificada em um tônus alterado, como nos casos de lesão do SNC (LANCE, 1980, SHEEAN, 2002, IVANHOE *et al.*, 2004, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, HSIEH *et al.*, 2010).

A literatura também tem mostrado o emprego dos dinamômetros isocinéticos em avaliações musculares em animais, com a vantagem do controle e homogeneidade da amostra, bem como a possibilidade de utilização de procedimentos mais invasivos (KAKINOHANA *et al.*, 2006, HSIEH *et al.*, 2010). A avaliação costuma ser realizada nas articulações do tornozelo de roedores como camundongos (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992) e ratos (CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004), embora com maior frequência nestes últimos. A cauda de ratos também é avaliada em alguns estudos de tônus espástico (BENNETT *et al.*, 1999, MUSHAHWAR *et al.*, 2005), sendo, porém, sujeita a críticas pela falta de similaridade com humanos (DIETZ, 2008).

Embora a avaliação do tônus patológico seja um tema frequente na literatura, principalmente nos casos de espasticidade, a caracterização do tônus normal não pode ser negligenciada (MARSALA *et al.*, 2005, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, HSIEH *et al.*, 2010). Neste contexto, um sistema isocinético de quantificação mecânica para ratos, além de possibilitar a obtenção dos padrões de normalidade, também favorecerá o domínio da técnica de avaliação não invasiva do tônus, podendo vir a ser empregado em experimentos que visem estudar as alterações decorrentes de condições fisiológicas ou patológicas, como a espasticidade.

1.1 Objetivos

1.1.1 Geral

Considerando o previamente exposto, o objetivo da presente dissertação foi desenvolver um sistema isocinético para quantificar o torque resistente passivo, pela mobilização da articulação do tornozelo de ratos *Wistar* saudáveis, *in vivo*.

1.1.2 Específicos

Para alcançar os objetivos gerais deste trabalho foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- Projetar a estrutura mecânica do sistema experimental;
- Desenvolver o dinamômetro isocinético para animais de pequeno porte;
- Acompanhar a elaboração do programa em Labview para a aquisição dos sinais e controle do servomotor;
- Desenvolver programas em Matlab para o processamento dos sinais de posição angular e torque;
- Realizar o protocolo experimental proposto para a avaliação do tônus muscular nos ratos;
- Efetuar o processamento dos sinais coletados;
- Analisar os resultados, comparando-os com os da literatura.

CAPÍTULO 2

Arquitetura e Fisiologia Neuromuscular

2.1 Músculo Estriado Esquelético

O tecido muscular é um arranjo de estruturas capazes de produzir dois tipos de tensão: passiva e ativa. A tensão ativa é produzida pela contração muscular, dependendo energia para sua realização, enquanto a tensão passiva é gerada pelas próprias estruturas que compõem a musculatura e que participam da manutenção de seu arranjo (GAJDOSIK, 2001, BEAR *et al.*, 2008).

As células ou fibras musculares são agrupadas em feixes de aproximadamente 150 fibras formando fascículos (Figura 2.1-A), os quais são cobertos por um envoltório denominado epimísio, estabelecendo o limite para o que se conhece como músculo estriado esquelético. Cada fascículo, por sua vez, está envolto em uma camada de tecido conjuntivo denominada perimísio. Abaixo desta encontra-se o endomísio, que envolve cada fibra muscular individualmente. Por fim, o endomísio fixa-se à membrana da fibra muscular denominada sarcolema (LIEBER, 1986, LIEBER, FRIDÉN, 1991, GAJDOSIK, 2001, AQUINO *et al.*, 2005, BEAR *et al.*, 2008, BOFF, 2008).

As fibras musculares são multinucleadas (BOFF, 2008) e apresentam um aspecto estriado, estando dispostas em série e paralelamente ao músculo (LIEBER, 1986). No interior da fibra muscular são encontrados miofilamentos protéicos dispostos em série denominados de miofibrilas, importantes para a geração da contração muscular e organização da fibra (BEAR *et al.*, 2008). As miofibrilas, por sua vez, dispõem-se paralelamente umas às outras no interior da fibra. Feixes desses miofilamentos formam o sarcômero, que é a unidade funcional do músculo para a geração de força (Figura 2.1-B). Eles têm cerca de 2 a 3 μm de comprimento (LIEBER, 1986, FRIDÉN, LIEBER, 2003), estão dispostos em série e são delimitados pelas linhas Z (LIEBER, 1986).

O sarcômero é formado por filamentos finos e grossos. O filamento grosso, denominado miosina, apresenta cadeias pesadas de proteínas que apresentam em suas extremidades estruturas globulares denominadas cabeças, importantes para a contração muscular por possuírem sítios de ligação para o trifosfato de adenosina (ATP) e para a

actina (BOFF, 2008). Os filamentos finos são formados pelas proteínas actina, troponina, tropomiosina e tropomodulina. As três últimas têm uma relação estreita com os filamentos de actina, exercendo funções associadas à ligação da miosina à actina (troponina e tropomiosina) ou mantendo o comprimento da actina (tropomodulina) (ALBERTS *et al.*, 2002, BOFF, 2008). Os filamentos de actina ancoram-se às linhas Z e circundam miofilamentos de miosina (AQUINO *et al.*, 2005, BEAR *et al.*, 2008, BOFF, 2008).

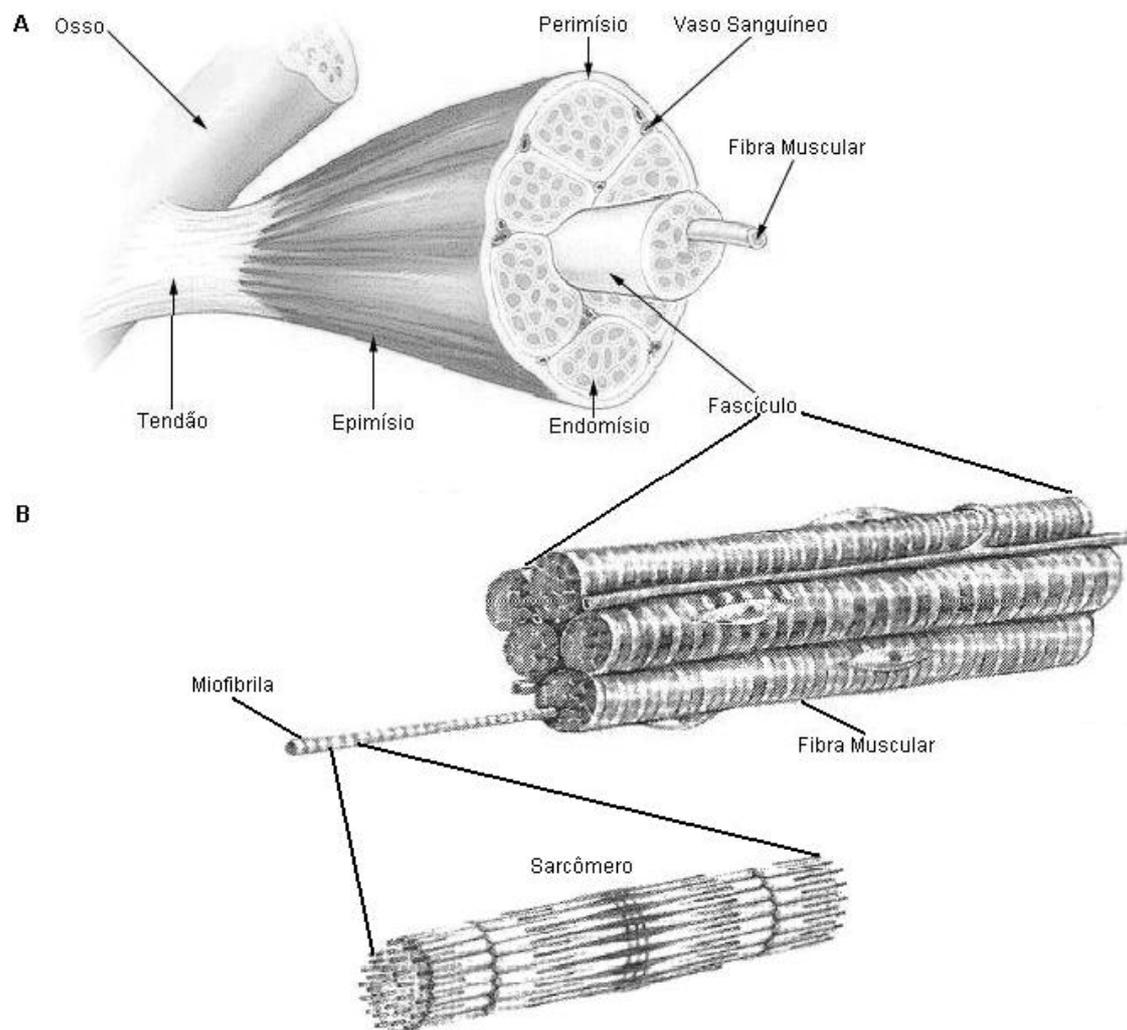


Figura 2.1 – Organização da fibra muscular mostrando, em A, os envoltórios musculares (Adaptado de SEER, sob domínio público) e, em B, as miofibrilas e os sarcômeros (Adaptado de LIEBER (1986), com permissão de John Wiley and Sons, Inc).

Para a melhor compreensão das alterações sofridas pelos sarcômeros, estes foram divididos didaticamente em regiões (Figura 2.2). Nota-se uma linha M demarcando o centro do sarcômero; a banda I, que é uma região mais clara e periférica do sarcômero, onde são encontrados apenas miofilamentos de actina; e a região central do sarcômero

que contém os miofilamentos de miosina, sendo denominada de banda A. Esta contém a zona H, região onde não há sobreposição dos filamentos de actina e miosina (BOFF, 2008).

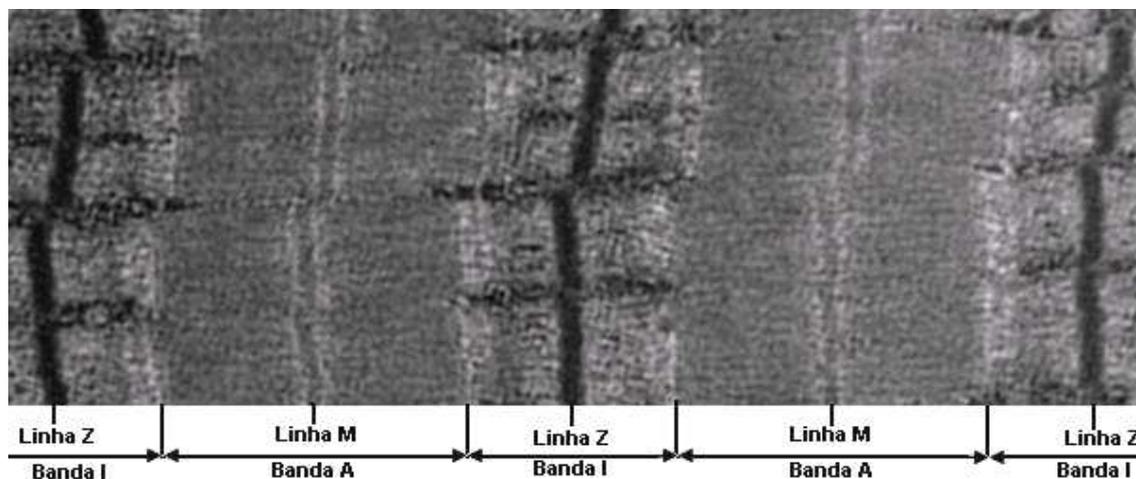


Figura 2.2 – Imagem de microscopia eletrônica de uma seção longitudinal fina de tecido esquelético humano, apresentando várias miofibrilas, cada uma com o padrão de bandas distintas de sarcômeros individuais. Adaptado de HOWARD, sob domínio público.

Além dos miofilamentos citados, estudos também detectaram a presença de proteínas participantes do arranjo do sarcômero, entre as quais destacam-se as proteínas conectina, também chamada de titina, a nebulina e a desmina (LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993, BOFF, 2008).

A nebulina está associada ao filamento de actina e controlaria as ligações entre a troponina e a tropomiosina (BOFF, 2008). A titina, por sua vez, é uma proteína gigante (LODISH *et al.*, 2000), tendo mais de 1 μm de comprimento e possui características elásticas que foram descobertas ao se observar a perda da tensão passiva miofibrilar subsequente a sua remoção do sarcômero (LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993, ALBERTS *et al.*, 2002). Segundo GAJDOSIK (2001), a titina é a maior componente sub-celular que resiste ao alongamento passivo do músculo relaxado. Ela é responsável por ancorar os filamentos de miosina às linhas Z, estendendo-se até a linha M, segundo experimentos *in situ* realizados por LABEIT e KOLMERER (1995).

Segundo LODISH *et al.* (2000), os filamentos de nebulina e titina (Figura 2.3), conectados aos filamentos de actina e miosina, respectivamente, gerariam uma tensão passiva quando o músculo fosse alongado.

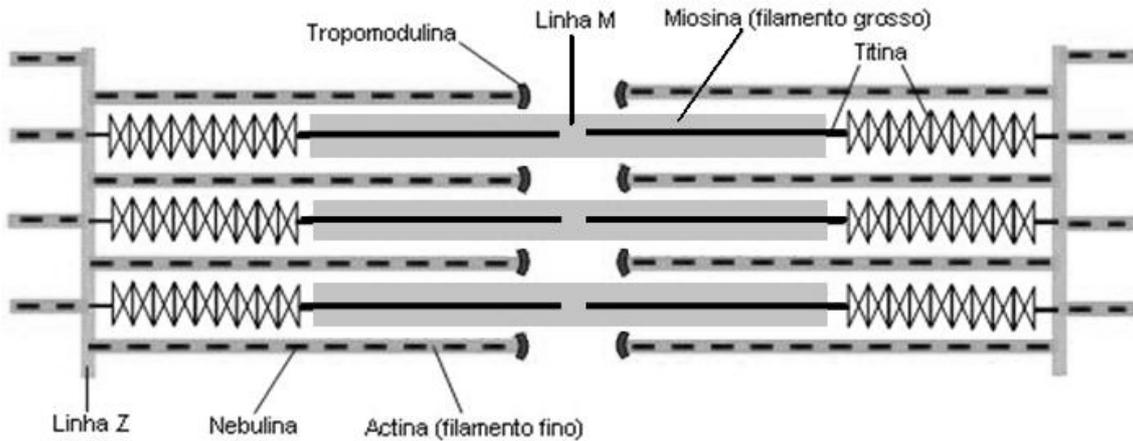


Figura 2.3 – Esquema da organização das proteínas no sarcômero. Observa-se filamentos de actina e miosina e também as proteínas tropomodulina, nebulina e titina.

A região da titina localizada na banda A do sarcômero se liga a proteínas do filamento grosso, tendo, portanto, um arranjo mais regular, favorecendo a organização ultra-estrutural desta região, enquanto a titina da região da banda I do sarcômero teria características mais elásticas (LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993, LABELIT, KOLMERER, 1995, FRIDÉN, LIEBER, 2003, BOFF, 2008).

A desmina (Figura 2.4), outro filamento protéico, localiza-se entre a actina e a miosina e, segundo BOFF (2008), “está relacionada com a manutenção dos filamentos de actina e miosina unidos à parede do sarcômero, fazendo a conexão entre dois sarcômeros”. Por fazer esta conexão intersarcômeros, a desmina é conhecida como uma proteína citoesquelética do exosarcômero, fazendo uma interconexão transversal entre as linhas Z. Ela também conecta os sarcômeros às organelas da fibra muscular, com exceção dos túbulos T, abordados mais adiante. O alinhamento dos filamentos de desmina com o sarcômero é mantido por numerosas proteínas associadas a filamentos intermediários, como a esquelemina na linha M e a sinemina na linha Z.

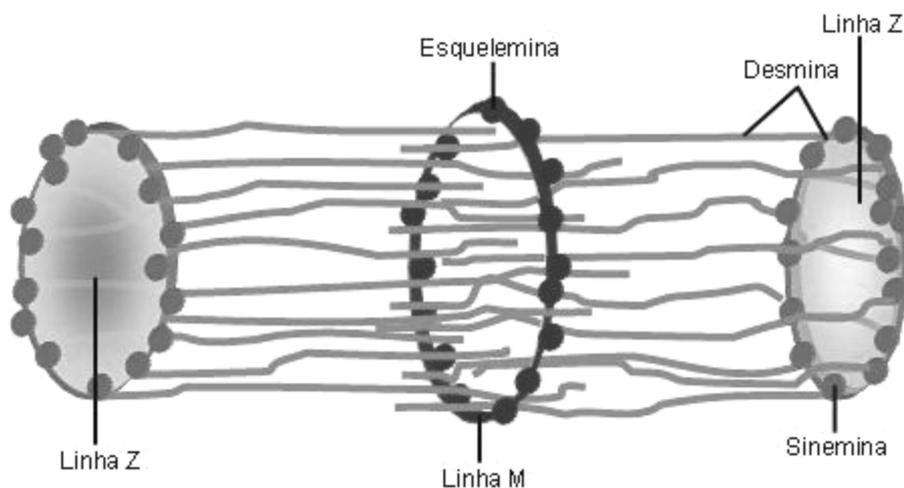


Figura 2.4 – Desenho esquemático dos filamentos de desmina no músculo esquelético, mostrando também as proteínas esquelemina e sinemina.

2.1.1 Contração Muscular

No interior da fibra muscular (sarcoplasma) existem estruturas especializadas, entre as quais citam-se o retículo sarcoplasmático (RS) e os túbulos transversos ou T. O primeiro é uma rede sacular que envolve as miofibrilas e funciona como um reservatório de íons cálcio, liberados mediante estímulos específicos durante a contração muscular. Os túbulos T, por sua vez, relacionam-se intimamente com o RS, e são invaginações do sarcolema dispostas transversalmente às miofibrilas (BEAR *et al.*, 2008).

O processo de contração muscular, também denominado de acoplamento excitação-contração (BEAR *et al.*, 2008), ocorre quando o potencial de ação via neurônio motor alfa chega à junção neuromuscular. Este alcança a membrana pós-sináptica pela liberação de acetilcolina que despolariza o sarcolema. O potencial de ação, então, chega ao RS via túbulos T. No RS ocorre a liberação de Ca^{2+} para o citosol (LIEBER, 1986, BEAR *et al.*, 2008) e, então, as cabeças de miosina se ligam a sítios na actina, liberados pela ligação dos íons cálcio à troponina, e impulsionam os filamentos de actina em direção ao centro do sarcômero. Quando ligada à actina, a cabeça de miosina sofre uma mudança em sua conformação, flexionando-se no sentido da linha M do sarcômero (Figura 2.5). Este processo mecânico pode ocorrer em inúmeros sarcômeros simultaneamente e ciclicamente enquanto o Ca^{2+} e o ATP estiverem presentes (BEAR *et al.*, 2008). O relaxamento muscular é caracterizado pelo retorno do

Ca^{2+} ao RS, o que também requer ATP; pelo retorno da troponina aos sítios de ligação da miosina na actina; e pela repolarização do sarcolema (LIEBER, 1986, BEAR *et al.*, 2008).

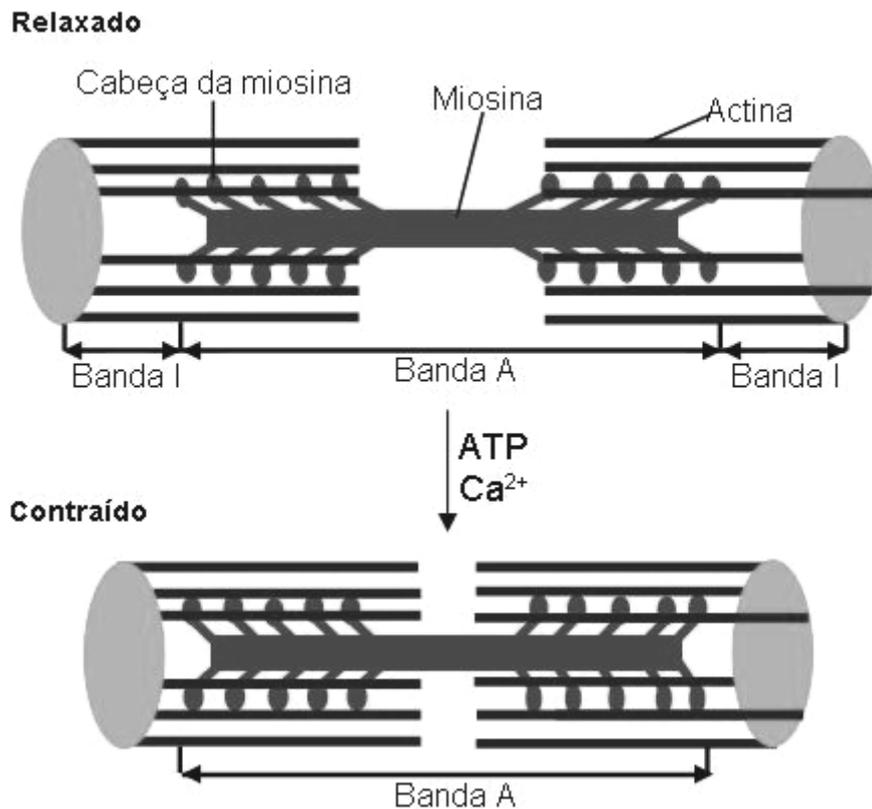


Figura 2.5 – Modelo de contração do músculo estriado esquelético no estado relaxado e contraído.

2.1.2 Propriedades Passivas da Unidade Músculo-Tendão

O tecido muscular é altamente adaptável (LIEBER, 1986, LIEBER *et al.*, 2004) e juntamente com o tecido conectivo denso apresenta as propriedades mecânicas elasticidade, plasticidade e viscoelasticidade (AQUINO *et al.*, 2005). Das três a viscoelasticidade é a mais frequentemente encontrada nos tecidos biológicos ricos em colágeno.

A propriedade elástica está associada ao posicionamento da articulação e refere-se à capacidade de um material retornar ao seu comprimento e conformação originais, assim que uma determinada força deformante imposta previamente é retirada (WATKINS, 2001, AQUINO *et al.*, 2005). Para a identificação das propriedades elásticas teciduais obtém-se a razão entre a variação da força resistente e a amplitude do alongamento imposto. Caso o reflexo de estiramento seja desencadeado, como em

certas condições patológicas, a força resistente elástica também aumentará, interferindo na análise das componentes estritamente mecânicas (GAJDOSIK, 2001, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007).

A propriedade viscoelástica seria a combinação da propriedade elástica com a propriedade viscosa e refere-se à capacidade de um material retornar ao seu comprimento original, porém, não imediatamente como ocorre com os materiais elásticos. Os materiais viscoelásticos também se deformam a uma taxa constante, independente da velocidade com a qual a força deformante é aplicada. A viscoelasticidade do tecido é representada pela curva de histerese, que é o resultado da perda de energia do tecido ao final de seu alongamento (GAJDOSIK, 2001, HSIEH *et al.*, 2010).

Nos estudos do torque resistente passivo a histerese é observada com frequência (PROCHAZKA *et al.*, 1997, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, CHUNG *et al.*, 2008, PARK *et al.*, 2008) e tende a aumentar de tamanho com a velocidade de movimento, principalmente em músculos espásticos (HSIEH *et al.*, 2010). As propriedades plásticas, por sua vez, surgem em situações patológicas que acarretam a deformação permanente do tecido (AQUINO *et al.*, 2005)

A manutenção dos tecidos como músculos, ligamentos e tendões na posição alongada, conhecida como fase de sustentação ou fase estática, também faz com que alguns fenômenos sejam observados, entre os quais o *creep* (*strain relaxation*), que é a deformação contínua sofrida pelo tecido quando uma carga constante é empregada por um determinado período de tempo. O *creep* pode conduzir a um segundo fenômeno denominado relaxamento ao estresse (*stress relaxation*), caracterizado pela redução da força resistente passiva do tecido (GAJDOSIK, 2001, AQUINO *et al.*, 2005).

De acordo com AQUINO *et al.* (2005), a histerese, o *creep* e o relaxamento ao estresse ocorrem pela reorganização das fibras de colágeno e pela redistribuição dos constituintes da matriz.

Observando-se a curva comprimento-tensão da atuação dos componentes passivos e ativos musculares e da matriz extracelular (Figura 2.6), verifica-se que a componente passiva é descrita como tendo um formato exponencial crescente à medida que o músculo é alongado. Acredita-se que esta curva se deva à titina e à matriz extracelular associada às fibras. O papel da matriz extracelular na força resistente passiva foi levantado no estudo de LIEBER *et al.* (2003), que associou o conteúdo de

colágeno presente no experimento com a possível variação na força resistente tecidual observada em fibras espásticas. Quanto à força gerada pela contração ativa, esta teria um formato parabólico, cuja força tende a decair, tanto no sentido do encurtamento (contração concêntrica) quanto no sentido do alongamento (contração excêntrica) e tende a ser máxima quando o músculo encontra-se próximo ao seu comprimento de repouso (LIEBER, 1986, LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993, GAJDOSIK, 2001, ACKERMAN, 2002).

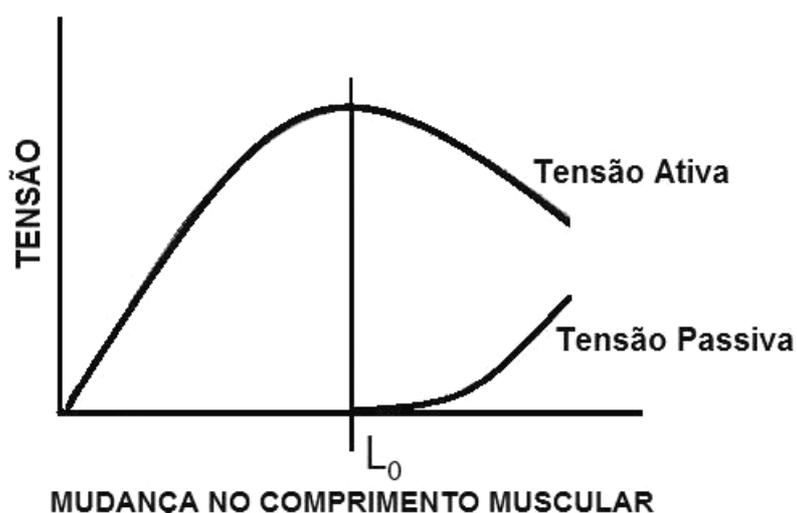


Figura 2.6 – Esquema da relação comprimento-tensão do músculo esquelético, onde L_0 corresponde ao comprimento muscular em repouso. A tensão ativa se deve à contração muscular e a tensão passiva aos componentes elásticos em série e em paralelo do músculo.

O tecido conectivo possui uma matriz extracelular rica em água, glicosaminoglicanas, fibras de colágeno e de elastina (WATKINS, 2001). Este meio, segundo AQUINO *et al.* (2005), lhe confere a propriedade viscoelástica pelo deslizamento das fibras colágenas, proporcionado pelo espaçamento existente entre as mesmas quando a matriz encontra-se hidratada e com presença de glicosaminoglicanas.

Os tecidos conectivos extracelulares como o endomísio, perimísio e epimísio são denominados de componentes elásticos em paralelo. Na geração da força resistente passiva, contudo, o perimísio se destaca, pois, segundo GAJDOSIK (2001), esta camada de tecido apresenta fibras colágenas onduladas dispostas tridimensionalmente, sofrendo deformação e realinhamento à medida que o músculo é alongado passivamente, sendo também um dos tecidos responsáveis pela curva exponencial da força resistente muscular passiva (Figura 2.6).

Os tendões são considerados componentes elásticos em série da unidade músculo-tendão, sendo formados por densas camadas regulares de tecido conectivo com fibras paralelas pouco extensíveis (LIEBER, FRIDÉN, 1991, WATKINS, 2001). Devido a isto, considera-se que grande parte da extensibilidade desta unidade é proporcionada pelo ventre muscular (GAJDOSIK, 2001), embora estudos com imagens afirmem que os tendões têm características elásticas importantes (KUBO *et al.*, 1999, PEIXINHO *et al.*, 2008).

2.2 Neurofisiologia

Uma série de interações sensoriais, motoras e motivacionais encontram-se envolvidas na execução dos movimentos corporais. Um movimento simples do antebraço, por exemplo, envolve a preparação de todo o corpo para executá-lo com a organização espaço-temporal adequada. O sistema nervoso (SN), portanto, é responsável por coordenar e tornar efetiva tal interação do organismo com o meio (KANDEL *et al.*, 1995).

O SN pode ser dividido didaticamente em duas grandes classes: o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP) (SPENCE, 1991, KANDEL *et al.*, 1995, BEAR *et al.*, 2008). Esta divisão e os componentes que compõem cada uma destas classes são apresentados na Figura 2.7.

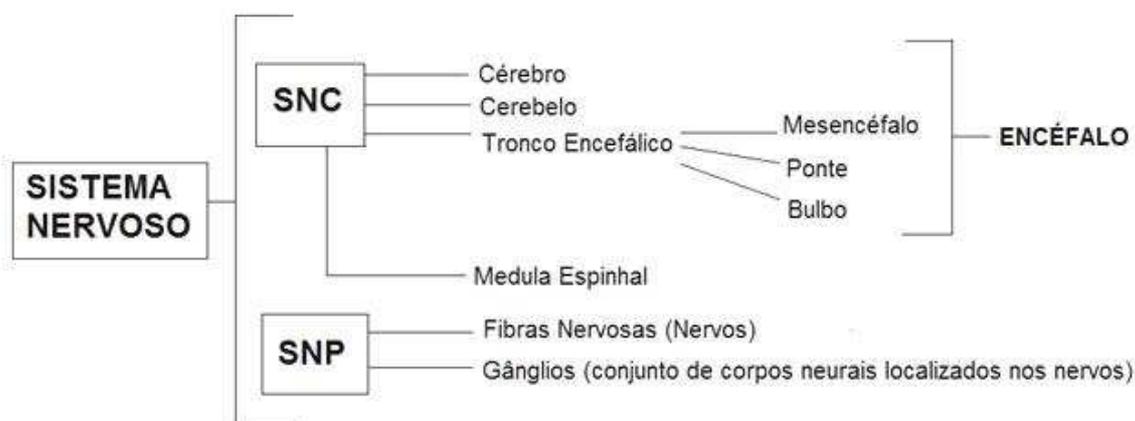


Figura 2.7 – Organização esquemática do sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP).

O SNC atua como um centralizador dos impulsos nervosos aferentes (sensitivos) ou um distribuidor de informações eferentes (motoras). O SNP, por sua vez, é a

continuidade do SNC ao receber informações aferentes da periferia do corpo, conduzindo-as aos centros superiores ou, opostamente, sendo um meio pelo qual as informações eferentes podem alcançar às variadas partes do corpo (SPENCE, 1991, KANDEL *et al.*, 1995).

O controle do movimento pode ser centralizado em duas regiões do SNC: a medula espinhal propriamente dita, com o papel de controlar a ação muscular, podendo ser hierarquicamente influenciada pelo encéfalo; e o encéfalo, responsável por comandar e controlar os programas motores ou padrões de movimento coordenados, existentes na medula espinhal (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

2.2.1 Propriocepção

A propriocepção é o nome que se dá às aferências que permitem a identificação do posicionamento e movimento do corpo no espaço. Estes sensores podem fornecer informações musculares (propriocepção muscular), localizando-se próximos a músculos, como o fuso muscular e os órgãos tendinosos de Golgi, ou podem estar localizados na cápsula articular (propriocepção articular), fornecendo aferências medulares sobre a angulação e velocidade de movimento articulares (BEAR *et al.*, 2008).

A atuação conjunta dos proprioceptores musculares e articulares, somada à contribuição dos receptores cutâneos, contribui para refinar a percepção do corpo no espaço, seja em repouso ou em movimento (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

2.2.1.1 Fuso Muscular

Dentro de quase todos os músculos esqueléticos encontram-se sensores que detectam alterações do comprimento muscular. Estes sensores estão localizados no interior do ventre muscular, dentro de um envoltório fibroso, e são formados por um conjunto de fibras musculares especializadas envoltas por axônios aferentes do grupo Ia, denominadas de fibras intrafusais (Figura 2.8) (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

A propriocepção do fuso muscular é responsável pelo chamado reflexo miotático ou de estiramento, que ocorre quando um músculo é estirado além de um determinado

comprimento, gerando uma subsequente contração do mesmo, sendo comum nos músculos anti-gravitacionais. As informações provenientes dos fusos são transmitidas ao corno posterior da medula, chegando ao neurônio motor alfa, o qual inerva as fibras extrafusais, localizadas externamente ao fuso muscular, desencadeando a contração muscular (BEAR *et al.*, 2008).

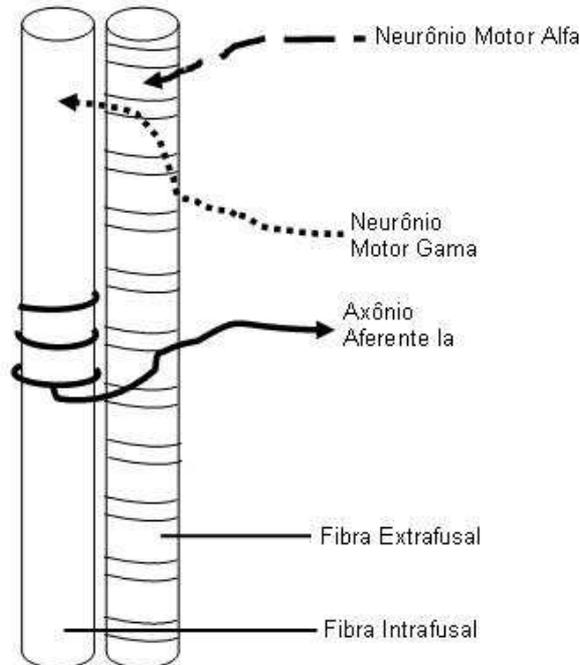


Figura 2.8 – Esquema das fibras intra e extrafusais e sua inervação.

Os axônios aferentes Ia são importantes para a manutenção do tônus muscular pelos neurônios motores alfa, funcionando como retroalimentadores sensoriais, visto que o aumento dos disparos dos axônios Ia tende a aumentar a contração muscular, da mesma forma que a redução destes pode diminuí-la (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

O exemplo mais comum de arco reflexo miotático é o observado no tendão patelar que, quando percutido, estira o fuso muscular, desencadeando a contração do músculo quadríceps (BEAR *et al.*, 2008).

2.2.1.1.1 Neurônios Motores Gama

Diferente dos neurônios motores alfa que inervam as fibras extrafusais, os neurônios motores gama inervam as intrafusais (Figura 2.8), permitindo que,

independente do grau de disparo dos neurônios motores alfa, continue havendo contração das fibras musculares. Ou seja, mesmo que os axônios Ia estejam com grau de disparo reduzido ou nulo por uma contração muscular concêntrica gerada, por exemplo, pelos centros superiores, haverá disparo dos neurônios motores gama (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

Os neurônios motores gama atuam nas extremidades (pólos) das fibras intrafusais, mantendo um certo grau de estiramento muscular, na tentativa de que os axônios sensoriais Ia mantenham-se ativos (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

2.2.1.2 Órgão Tendinoso de Golgi

O Órgão Tendinoso de Golgi (OTG) tem uma importante função relacionada com a detecção da tensão muscular, diferente dos fusos musculares que, como visto, respondem ao comprimento do músculo. Esse sistema sensorial localiza-se na junção miotendínea, portanto em série com as fibras musculares. Por meio de axônios do grupo Ib fornecem informações sensoriais para a medula sobre o grau de tensão muscular. Por ligações interneuronais com o corno ventral, os OTGs podem desempenhar um papel inibitório sobre os neurônios motores alfa, o que recebe o nome de reflexo miotático inverso (Figura 2.9). Este reflexo caracteriza-se pelo aumento da inibição dos neurônios motores alfa em resposta ao aumento da tensão muscular.

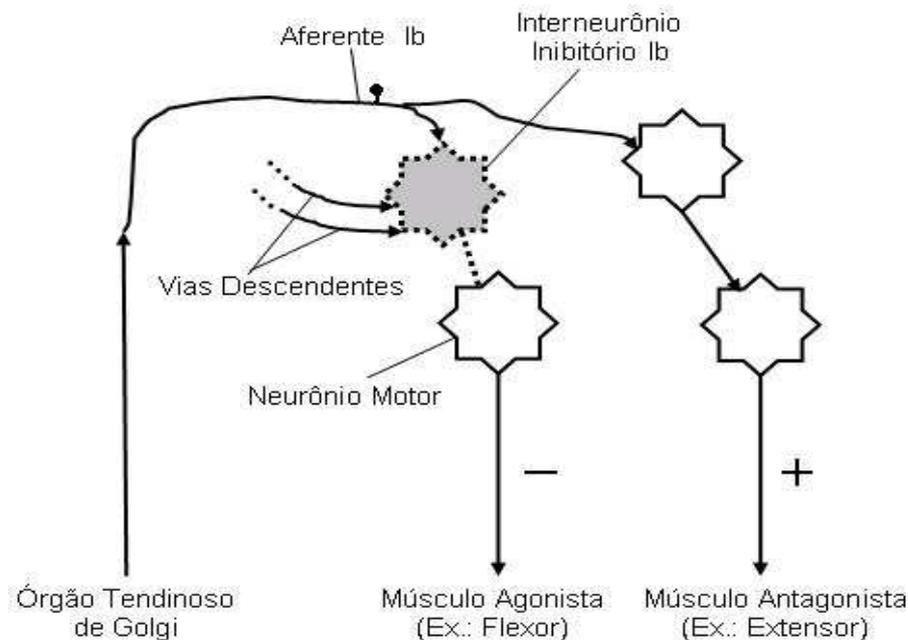


Figura 2.9 – Regulação por feedback negativo da tensão muscular pelo Órgão Tendinoso de Golgi (OTG).

CAPÍTULO 3

Tônus Muscular

O tônus muscular é mais frequentemente denominado de tensão muscular e rigidez elástica, podendo ser conceituado como a força resistente sentida pelo avaliador quando este movimentar a articulação de um indivíduo relaxado (MIRBAGHERI *et al.*, 2001, SOMMERFELD *et al.*, 2004), isto é, sem que haja ativação muscular (GAJDOSIK, 2001). O tônus pode ser quantificado como o torque resistente, ou de oposição, associado a uma determinada articulação quando esta é mobilizada passivamente (LANCE, 1980, SHEEAN, 2002, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007).

Tendo-se em vista tais considerações e as técnicas habituais de avaliação do que se define como “tônus muscular”, presume-se que o torque resistente resultante, sentido pelo avaliador ao se mobilizar uma articulação, não é decorrente apenas das alterações sofridas pelo músculo, mas tem a participação dos tecidos adjacentes à articulação mobilizada e que são tensionados durante a avaliação. Portanto, cabe ressaltar que nesta dissertação que o termo “tônus muscular” será utilizado para se referir ao torque resistente passivo produzido, segundo EISUKE *et al.* (2007) e OCHI *et al.* (2007), pelas propriedades elásticas do complexo músculo-tendão; pelo tecido conectivo, incluindo cápsula articular e pele; por articulações e vasos sanguíneos; e, entre outros, pelo reflexo neuromuscular de estiramento.

Em um músculo normal, completamente relaxado, praticamente nenhuma força resistente é sentida e, quando detectada, deve-se apenas aos componentes mecânicos e não à atividade reflexa; desta forma, o tônus muscular normal seria completamente biomecânico. Segundo SHEEAN (2002), muito da diferença de tônus observada em pessoas normais ocorre pela dificuldade destas relaxarem enquanto são avaliadas.

Teorias supõem que os filamentos de actina e miosina, na ausência de ativação muscular, poderiam funcionar como elementos elásticos em série do músculo, ou mesmo serem responsáveis por uma pequena ativação muscular presente na condição de repouso, formando ligações estáveis entre os miofilamentos e que dificilmente seriam identificadas pela eletromiografia (EMG) (AQUINO *et al.*, 2005). Outras teorias citam que variações nas isoformas da titina poderiam responder pelas diferenças encontradas

na força resistente entre as fibras musculares do tipo I (de contração lenta) e II (de contração rápida). A desmina também é citada como uma das contribuintes para a força resistente quando o músculo é alongado (GAJDOSIK, 2001).

Segundo GAJDOSIK (2001), evitando-se a ativação neuromuscular, a força resistente elástica passiva é proporcionada pelas proteínas contráteis e não-contráteis da fibra muscular e pelo tecido conectivo extracelular. O perimísio, neste caso, provavelmente seria a primeira região a gerar a força resistente sentida pelo avaliador quando este alonga o músculo ao máximo.

Alguns estudos não consideram os tendões importantes influenciadores da relação comprimento-tensão da fibra, pois acreditam que eles atuam apenas na sustentação de cargas unidirecionais, por se considerar a manutenção de seu comprimento praticamente constante (GAJDOSIK, 2001, AQUINO *et al.*, 2005). Porém, estas considerações se mantêm controversas diante de estudos ultra-sonográficos como que constataram a participação do tendão calcâneo nas variações do comprimento da unidade músculo-tendão (PEIXINHO *et al.*, 2008) ou verificaram a importância das propriedades elásticas do tendão e aponeurose do músculo vasto lateral na performance do salto (KUBO *et al.*, 1999). Os autores KUBO *et al.* (1999) afirmam que as diferentes conclusões sobre as propriedades mecânicas dos tendões devem-se a experimentos realizados em cadáveres e animais, que diferem de humanos vivos.

Os autores EISUKE e colaboradores (2007) citam que condições patológicas também têm o potencial de aumentar o tônus em indivíduos relaxados, tal como as provocadas pela realização de certos protocolos de exercícios extenuantes como, por exemplo, com contrações excêntricas. Uma possível razão para o aumento da força resistente nestes casos é a presença de lesão em decorrência de fatores como a presença de edema muscular, processo de recuperação tecidual e homeostático do cálcio.

A quantificação do tônus muscular normal ou patológico pode ser realizada de diferentes maneiras, seja manualmente (BENNETT *et al.*, 1999), ou com o auxílio de dispositivos mecânicos com adaptação de células de carga, tal como o medidor de resistência tecidual passiva por compressão cutânea empregado por AROKOSKI *et al.* (2005) em humanos.

O estudo muscular em roedores é algo frequente (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, WILLEMS, STAUBER, 1999, SONG *et al.*, 2004, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007), principalmente em pesquisas de alterações do

tônus por lesões do SNC (TURSKI *et al.*, 1992, TURSKI, STEPHENS, 1993, MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006). O estudo do tônus normal em humanos costuma acontecer em indivíduos com níveis de treinamento muscular e idades variadas, para a averiguação do efeito destes sobre o tônus (PAULA *et al.*, 2008a e 2008b, POLATO, 2010). Em animais, todavia, avaliações do tônus normal costumam envolver ratos pertencentes a grupos-controle, em estudos sobre a espasticidade (BENNETT *et al.*, 1999, BOSE *et al.*, 2002, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, HSIEH *et al.*, 2010).

3.1 Técnicas de Avaliação do Tônus Muscular

Diferente do que ocorre com os experimentos invasivos, nos quais a curva comprimento-tensão da fibra ou do sarcômero podem ser analisados diretamente (LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993), a avaliação do tônus muscular *in vivo* necessita do estabelecimento de alguns preceitos básicos, entre os quais a definição do que seria um músculo relaxado. Segundo GAJDOSIK (2001), o relaxamento em termos exatos seria a ausência de atividade ativa do músculo. Porém, mesmo em repouso a musculatura pode apresentar um nível baixo de ativação que pode ser detectado pela EMG, o que não influencia as características viscoelásticas do tecido. O alongamento máximo da musculatura, todavia, tem potencial para aumentar o nível de ativação muscular, induzida pelo estiramento do músculo.

Enquanto em humanos as manobras de mobilização passiva são realizadas em membros superior (PROCHAZKA *et al.*, 1997, PISANO *et al.*, 2000, PANDYAN *et al.*, 2001, MCCREA *et al.*, 2003) e inferior (GOTTLIEB *et al.*, 1978, CAVORZIN *et al.*, 2001, HANNON, 2006, CHUNG *et al.*, 2008), em roedores a força resistente costuma ser avaliada na cauda dos animais ou na pata traseira, seja com a mobilização manual realizada por BENNETT *et al.* (1999) e HSIEH *et al.* (2010), respectivamente, na cauda e tornozelo dos animais, ou com auxílio de alguma instrumentação mecânica, como a utilizada por MARSALA *et al.* (2005) e REIS *et al.* (2008) para mobilizar o tornozelo e joelho de ratos, respectivamente.

A articulação do tornozelo é empregada em inúmeros experimentos que avaliam os músculos flexo-extensores como tibial anterior, extensor longo dos dedos, gastrocnêmio, solear e plantar (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, CUTLIP *et al.*, 1997 e

2004, SONG *et al.*, 2004, MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007, HSIEH *et al.*, 2010). Esta articulação tem a vantagem de ser mais análoga ao complexo músculo-articular de mesmo nome em humanos do que quando utilizada a cauda dos animais. No caso de estudos do tônus espástico, por exemplo, o complexo do tornozelo seria capaz de mimetizar mais fielmente as alterações decorrentes da espasticidade do que os modelos utilizando cauda de ratos (BENNETT *et al.*, 1999 e 2001, MUSHAHWAR *et al.*, 2005), que costumam ser grosseiramente comparadas com o padrão encontrado em membro inferior humano e, por isto, criticado por DIETZ (2008).

Algumas técnicas utilizadas para a avaliação do tônus muscular fazem uso de sensores para a captação de sinais mioelétricos, enquanto outras empregam dinamômetros (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, PANDYAN *et al.*, 2001, MCCREA *et al.*, 2003) ou caracterizam o tônus em função da resposta muscular obtida em testes clínicos realizados manualmente, tal como o teste pendular de Wartenberg (HANNON, 2006), e as escalas de Ashworth e Tardieu (CAVORZIN *et al.*, 2001, MACKEY *et al.*, 2004, MUTLU *et al.*, 2008, DONG *et al.*, 2005). Os dinamômetros isocinéticos, por sua vez, costumam ser utilizados na avaliação muscular, seja no estudo do tônus patológico ou dos efeitos da adaptação ao treinamento muscular, recuperação de lesões, entre outros (CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, PISANO *et al.*, 2000, GERONILLA *et al.*, 2003, MUSHAHWAR *et al.*, 2005).

3.1.1 Avaliação por Escalas Associadas a Manobras

As duas escalas mais comumente empregadas na avaliação clínica de pacientes espásticos são denominadas escalas de Ashworth e Ashworth Modificada (CAVORZIN *et al.*, 2001, PISANO *et al.*, 2000, PANDYAN *et al.*, 2001, MCCREA *et al.*, 2003, MINUTOLI *et al.*, 2007, MUTLU *et al.*, 2008). Ambas apresentam cinco graduações ordinais variando de 0 a 4 com o acréscimo, na versão Modificada, da graduação 1+, apresentada na Tabela 3.1. A escala é utilizada com o objetivo de graduar a intensidade da oposição do membro espástico ao movimento exercido sobre ele (movimento passivo).

Tabela 3.1 - Escala de Ashworth Modificada. Baseada em PANDYAN *et al.* (2001) e MINUTOLI *et al.* (2007).

Graus	Resposta à Avaliação Clínica
0	Não se observa aumento do tônus
1	Leve aumento do tônus muscular ou mínima força resistente ao final da amplitude de movimento
1+	Tônus muscular levemente aumentado, com uma força resistente abrupta seguida de mínima força resistente
2	Aumento mais acentuado do tônus muscular em grande parte da amplitude de movimento
3	Aumento considerável do tônus muscular, com movimentação passiva difícil
4	Partes afetadas rígidas na flexão ou extensão

A manobra realizada pelo profissional de saúde para a aplicação da escala consiste em aproximar as inserções do músculo espástico e, em seguida, afastá-las rapidamente, respeitando o limite de dor do paciente. O objetivo é detectar o momento em que se percebe uma força resistente abrupta, também conhecida como sinal de canivete (PANDYAN *et al.*, 2001).

Embora a utilização da escala de Ashworth seja amplamente empregada em humanos, este tipo de classificação também foi utilizada em trabalhos de autores como DONG *et al.* (2005) e REIS *et al.* (2008) em ratos. Neste último foram atribuídos escores a ratos, entre a sétima e a oitava semana, após terem sofrido compressão medular. Esses escores foram comparados com um índice de rigidez muscular passiva (IRMP), calculado com base no sinal de torque resistente obtido pela mobilização do joelho dos animais em um sistema isocinético.

Outras formas de avaliação do tônus, em humanos, compreendem o teste pendular de Wartenberg, empregado na avaliação do membro inferior (HANNON, 2006) e a escala de Tardieu Modificada que, diferente das manobras apresentadas anteriormente, considera três velocidades de alongamento muscular: lenta, com queda do membro pela ação da gravidade, e máxima, além de acompanhar a goniometria em cada velocidade (MACKEY *et al.*, 2004, MUTLU *et al.*, 2008).

Mesmo apresentando confiabilidade questionável, pelas variabilidades inerentes às aferições intra- e inter-avaliadores e pela falta de uniformidade na realização dos testes, as escalas associadas a manobras de mobilização passiva são as formas de avaliação do tônus mais utilizadas na prática clínica (MUTLU *et al.*, 2008). Embora sejam de fácil implementação, a padronização dos testes é prejudicada, visto que as respostas podem ser diferentes dependendo das velocidades e angulações empregadas na mobilização (CALOTA *et al.*, 2008).

3.1.2 Avaliação com Dispositivos Auxiliares

A utilização de dispositivos auxiliares, juntamente com a manobra de mobilização articular passiva, pode ser considerado um método intermediário entre a avaliação puramente manual e a que utiliza dinamômetros isocinéticos na avaliação, pois tem o objetivo de melhorar a quantificação da avaliação ao fazer uso de sensores de força, embora o movimento e a velocidade angular continuem a ser controlados manualmente pelo examinador, como nos trabalhos de PROCHAZKA *et al.* (1997), PANDYAN *et al.* (2001) e PAULA *et al.* (2008a e 2008b) em humanos e de HSIEH *et al.* (2010) em ratos.

A técnica de HSIEH *et al.* (2010) comparou o tônus espástico com o normal, pela mobilização passiva da articulação do tornozelo de ratos *Wistar* pertencentes a dois grupos: saudáveis e após o 21º dia de hemiseção medular. Os animais, acordados, foram colocados na posição prona em um contensor com uma abertura inferior para introdução da pata a ser avaliada (Figura 3.1). Esta foi, então, movimentada pelo avaliador por uma amplitude de 100º, dos quais 80º de extensão. A posição neutra considerada foi de 90º do pé em relação à tibia, com a informação de posição fornecida por um sensor óptico.

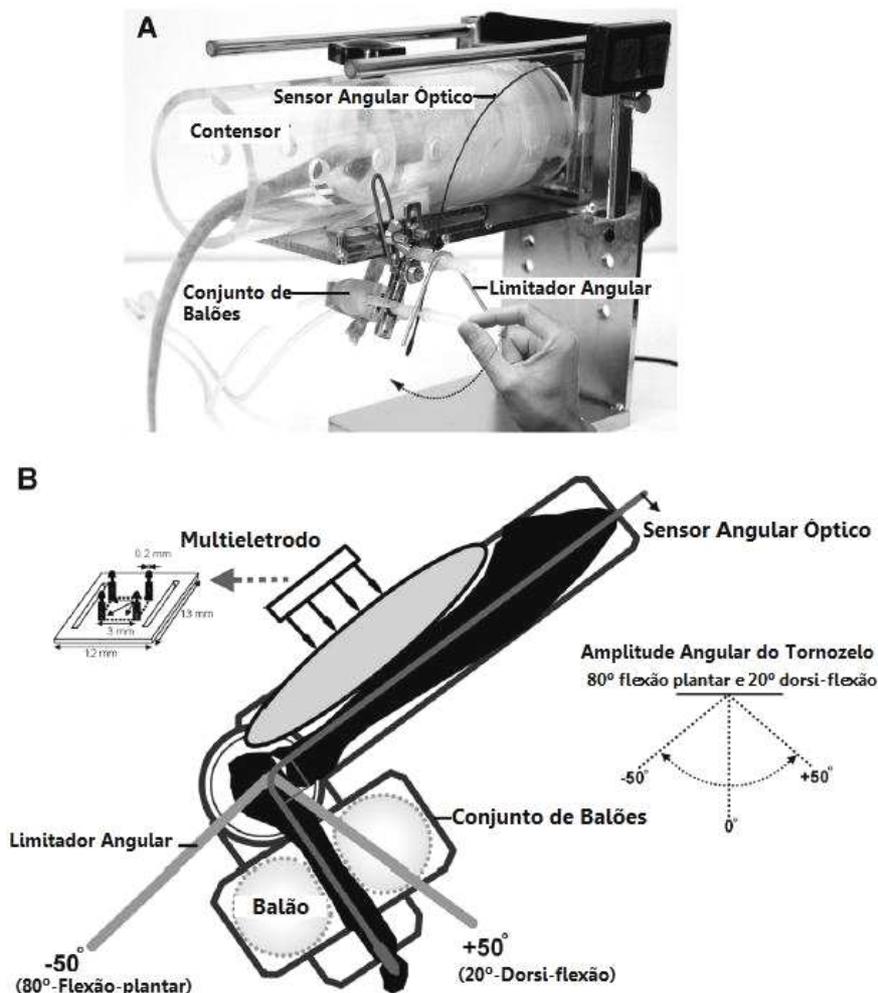


Figura 3.1 – É apresentada, em A, a foto do equipamento e posicionamento do animal e, em B, o esquema do conjunto e os multieletródos para registro da EMG do músculo gastrocnêmio. Modificado de HSIEH *et al.* (2010), com permissão de Elsevier.

Para a detecção da força resistente à mobilização passiva, foram utilizados dois balões pressurizados colocados anterior e posteriormente à pata do animal, a qual foi movimentada em cinco frequências distintas: 1/3 Hz, 1/2 Hz, 1 Hz, 3/2 Hz e 2 Hz. Aproximadamente 15 ciclos foram registrados para cada frequência, com um período de 30 s entre os testes. Eletrodos para a captação do sinal de EMG também foram colocados sobre o músculo gastrocnêmio, com o eletrodo de referência sobre a base da cauda do animal.

A inclinação da curva ângulo-torque forneceu o que os autores denominaram de rigidez elástica (comprimento-dependente). Também calcularam o que deram o nome de componente viscoso ($B\omega$), obtido pela largura da curva de histerese para cada frequência de alongamento muscular. Eles também estimaram a média do índice de

viscosidade (B), derivado da reta de regressão linear do $B\omega$ das cinco frequências (LEE *et al.*, 2004, HSIEH *et al.*, 2010), conforme ilustra a Figura 3.2.

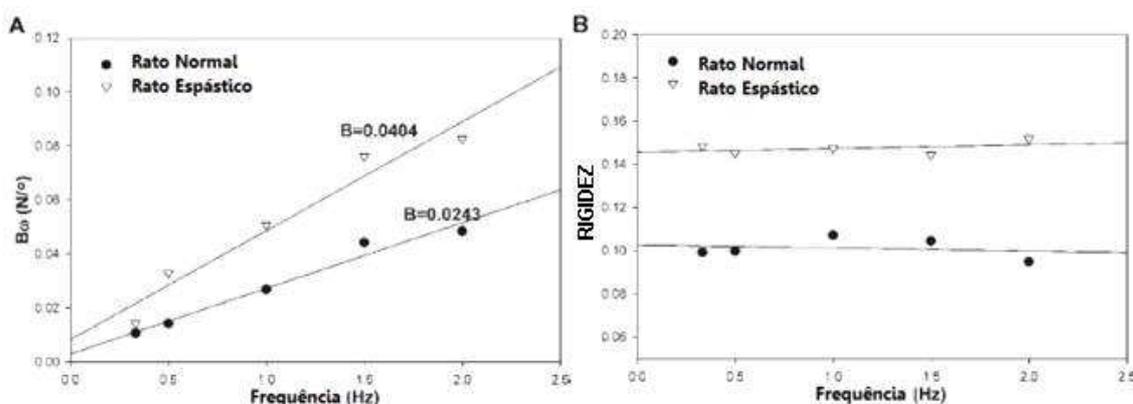


Figura 3.2 – Em A observa-se o gráfico do componente viscoso ($B\omega$) para cada frequência avaliada e a inclinação de cada curva (índice B). Em B é apresentada a rigidez elástica para cada frequência. Modificado de HSIEH *et al.* (2010), com permissão de Elsevier.

Os autores observaram o aumento da histerese em ambos os grupos à medida que a velocidade aumentou. O estudo também mostrou que nos primeiros dias após a lesão medular houve redução da rigidez elástica e viscosa (velocidade-dependente). Com o passar dos dias a espasticidade aumentou, assim como a excitabilidade reflexa, o que pôde ser acompanhado pelo registro de EMG (HSIEH *et al.*, 2010).

3.1.3 Dinamômetro Isocinético

Embora a avaliação com dispositivos auxiliares envolva aprimoramentos, ainda é alvo de críticas quando comparada com métodos mais controlados, como os que utilizam dinamômetros isocinéticos.

Dinamômetros isocinéticos foram utilizados por diversos autores em pesquisas com humanos (GOTTLIEB *et al.*, 1978, PISANO *et al.*, 2000, LEE *et al.*, 2002, MCCREA *et al.*, 2003, MINUTOLI *et al.*, 2007, ALIBIGLOU *et al.*, 2008, CHUNG *et al.*, 2008, DANTAS, 2008, PARK *et al.*, 2008, PAULA *et al.*, 2008a e 2008b, POLATO, 2010) e com ratos (MARSALA *et al.*, 2005, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006), o que beneficiou a redução dos inconvenientes relacionados com a interferência do examinador no posicionamento, controle dos parâmetros e favoreceu, no caso de animais, o emprego de abordagens mais invasivas.

Inúmeros trabalhos com dinamômetros isocinéticos para pequenos animais avaliaram os músculos da pata traseira, mais especificamente a articulação do tornozelo (CUTLIP *et al.*, 1997, MARSALA *et al.*, 2005, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007). Os experimentos costumam empregar equipamentos semelhantes a um dos três tipos apresentados a seguir e se baseiam neles para realizarem avaliações musculares com diversas finalidades.

Os autores ASHTON-MILLER *et al.* (1992) utilizaram um equipamento composto por um servomotor de torque contínuo de 0,25 N·m e por uma célula de carga construída com dois pares de sensores de força do tipo *strain gauge*, posicionados em um cilindro contíguo ao eixo do servo motor, que também fica alinhado ao centro da articulação do tornozelo (entre os maléolos medial e lateral), conforme mostra a Figura 3.3. A posição do tornozelo considerada neutra foi de 90° do pé em relação à tibia. O aparelho recebeu um camundongo que foi anestesiado e posicionado com o joelho fixado pelos côndilos femorais, de forma a não comprimir nervos e nem a circulação, mantendo o alinhamento entre o fêmur e a tibia também em 90° (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992). Eletrodos de agulha foram posicionados nos nervos tibial e fibular para a estimulação dos músculos extensor longo dos dedos, tibial anterior, plantar, solear e gastrocnêmio (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992).

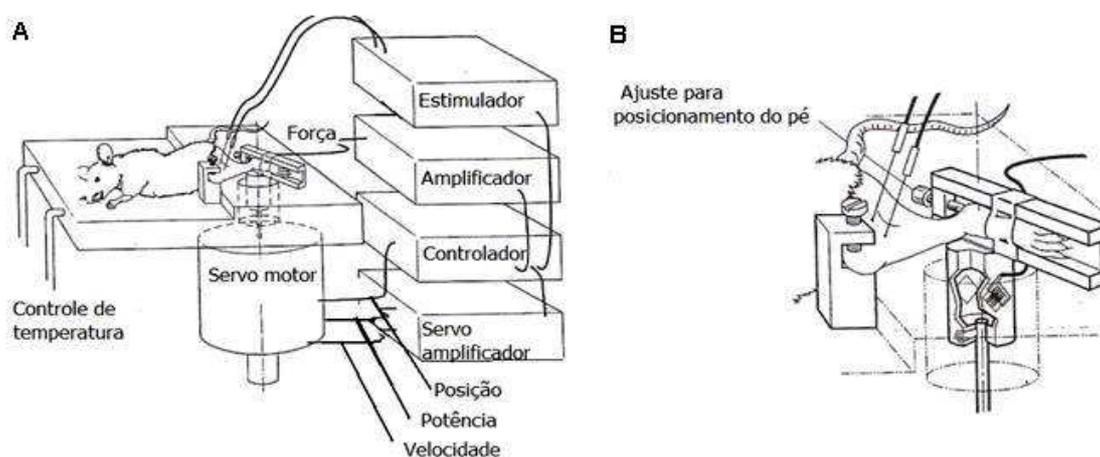


Figura 3.3 – Dinamômetro isocinético apresentando, em A, o posicionamento do animal e os componentes do sistema utilizado nas aferições de posição, potência, torque e velocidade. Em B observa-se o posicionamento do joelho e tornozelo do animal, bem como o local de colocação dos eletrodos de agulha. Modificado de ASHTON-MILLER *et al.* (1992), com permissão de Am Physiol Soc.

Os autores CUTLIP *et al.* (1997), por sua vez, mediram a força de músculos extensores de ratos *in vivo* com uma célula de carga adaptada à superfície plantar da sapata (estrutura onde repousa a pata do animal) e avaliaram as propriedades mecânicas

ativas musculares nas situações estática, isocinética e não-isocinética controlada. A estimulação dos músculos extensores foi realizada com eletrodos de agulha. O equipamento consistiu de um servomotor de torque contínuo de 2,89 N·m, uma célula de carga piezoelétrica com fundo de escala de 5 kg e um potenciômetro para registro da posição angular.

O animal foi colocado na posição supina, com o joelho mantido em 90° (Figura 3.4). A pata do animal foi posicionada sobre uma placa de alumínio com o eixo de rotação da placa na direção dos maléolos medial e lateral. O tacômetro para registro da velocidade foi conectado diretamente ao servomotor. À avaliação da contração isométrica foi gerada uma força máxima de aproximadamente 9 N (CUTLIP *et al.*, 1997).

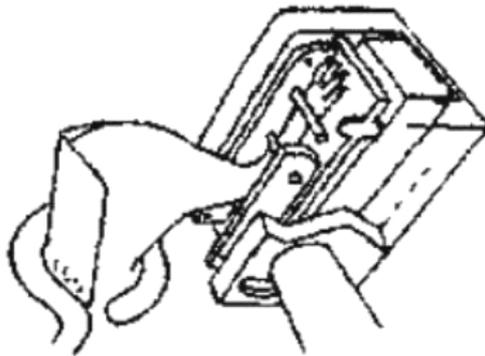


Figura 3.4 – Esquema de fixação da pata traseira de um rato em um dinamômetro isocinético. Extraído de CUTLIP *et al.* (1997), com permissão de Springer Science and Business Media.

Experimentos de WILLEMS e STAUBER (1999), GERONILLA *et al.* (2003) e CUTLIP *et al.* (2004) também fizeram uso de um equipamento similar ao de CUTLIP *et al.* (1997), para músculos extensores do tornozelo eletricamente estimulados. Os primeiros avaliaram ratos *in situ* que chegaram a produzir um pico de força isométrica de 19,2 N, enquanto GERONILLA e colaboradores (2003) submeteram os animais *in vivo* a ciclos lesivos de contrações excêntrico-concêntricas. À contração isométrica pré-teste foram encontrados valores de força de aproximadamente 10 N. Os autores CUTLIP e colaboradores (2004), também avaliaram ratos *in vivo* e, assim como GERONILLA *et al.* (2003), empregaram contrações cíclicas excêntrico-concêntricas no estudo, porém com um número pequeno de repetições, encontrando valores de contração isométrica pré-teste que variaram de 4 N a 7 N.

Os autores EISUKE e colaboradores (2007) utilizaram um equipamento composto por uma sapata posicionada de forma que o eixo anatômico do tornozelo do animal coincidia com o eixo da haste do dinamômetro (Figura 3.5). O torque do motor de passo, portanto, foi transmitido à sapata. O sensor de força para a extensão do tornozelo foi um *strain-gauge* e a posição angular foi medida com um goniômetro potenciométrico. O animal, anestesiado, foi colocado na posição prona com o tornozelo em 90° e o joelho estendido, para a realização de um deslocamento angular de 30° a 45° em direção à flexão em velocidade de 30°/s.

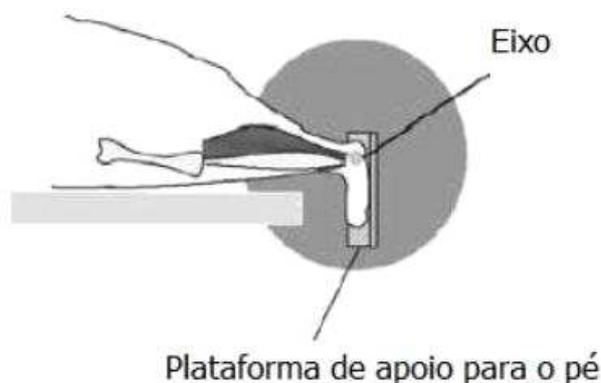


Figura 3.5 – Dinamômetro isocinético para avaliação da flexão excêntrica da articulação do tornozelo de rato. Modificado de EISUKE *et al.* (2007), com permissão de Journal of Sports Science and Medicine.

Os autores MARSALA *et al.* (2005) e KAKINOHANA *et al.* (2006) utilizaram um equipamento similar ao de EISUKE *et al.* (2007), com colocação do animal na posição prona (Figura 3.6-C e D). MARSALA e colaboradores (2005) avaliaram o tônus em ratos espásticos e com rigidez induzida por morfina, pela mobilização do tornozelo em três amplitudes de flexão: 40°, 50° e 60°, nas periodicidades de 2 s, 3 s e 4 s, sendo cada teste realizado uma única vez.

O equipamento (Figura 3.6-A e B) era constituído por uma unidade de fixação da pata (UFP), com o eixo do motor de passo também centrado com o eixo articular do tornozelo. Durante a rotação do tornozelo pelo motor, o torque resistente dos músculos gastrocnêmios e solear (tríceps sural) foi transmitido à UFP e desta para o transdutor de força. O sistema controlou a duração e o ângulo de rotação do motor. O animal foi mantido em um contensor com a pata posicionada na UFP, com livre movimentação em direção à flexão do tornozelo. Fixações também foram utilizadas para a manutenção da pata do animal na sapata (MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006).

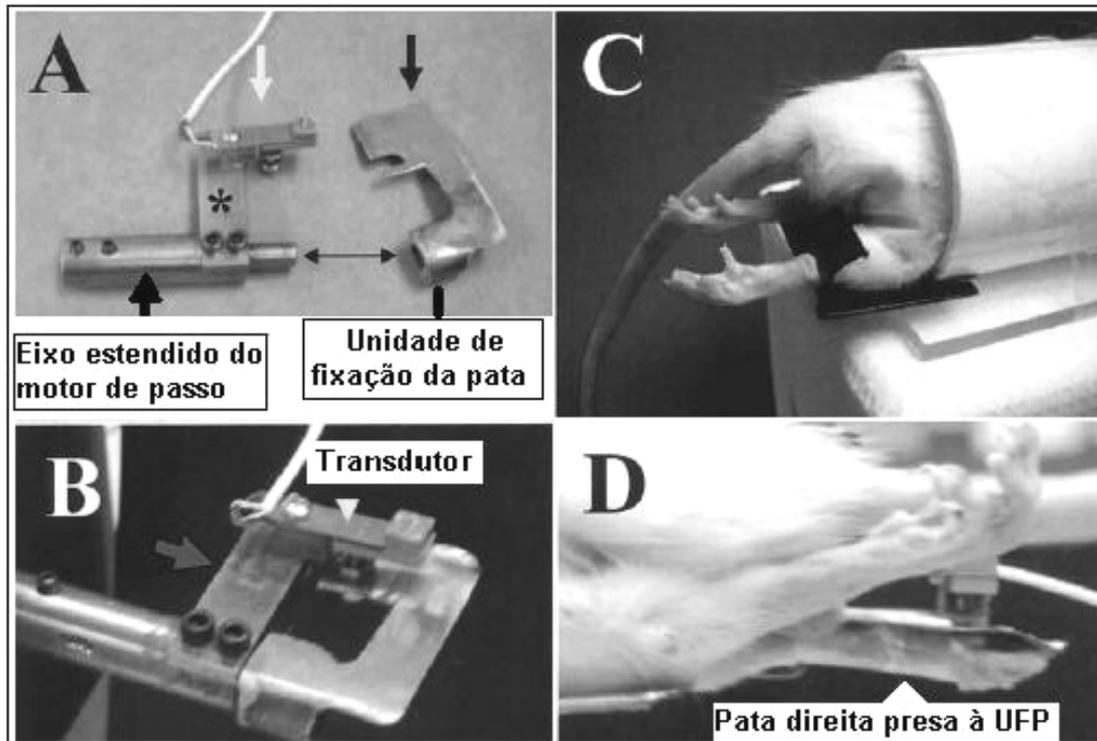


Figura 3.6 – Fotos do dispositivo para medição de tónus de ratos normais e espásticos. Em A é apresentada a estrutura mecânica de rotação e a unidade de fixação da pata (UFP). Em B é apresentado o conjunto de medição. As fotos C e D apresentam o posicionamento do animal para teste. Modificado de MARSALA *et al.* (2005), com permissão de Mary Ann Liebert, Inc.

CAPÍTULO 4

Materiais e Métodos

A seguir serão apresentadas as etapas de desenvolvimento do Sistema Isocinético de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR).

4.1 Sistema Isocinético de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR)

4.1.1 Projeto Mecânico

O projeto mecânico foi elaborado com o objetivo de permitir o posicionamento correto do animal durante os experimentos, fornecendo sustentação e estabilidade ao sistema, sendo baseado na estrutura adotada por ASHTON-MILLER e colaboradores (1992) e apresentada na Figura 3.3 do capítulo anterior.

Os desenhos foram projetados no programa *Google SketchUp* versão 6 (*Google*, EUA) com base em medidas obtidas em ratos *Wistar* de 12 a 15 semanas de idade (Figura 4.1). Algumas dimensões foram acrescidas às medidas dos animais para a adaptação dos elementos de estabilização. As dimensões de algumas peças são apresentadas nos Anexos 1 ao 3.

De forma a prevenir trepidações no SQMR, quando do acionamento do servomotor, optou-se por manter o motor suspenso no suporte metálico. Entre a plataforma de testes e o suporte para o motor foi introduzido o sistema de medição de torque, a ser abordado na seção seguinte.

O correto posicionamento do tornozelo e joelho do animal foi proporcionado pela sapata e pelo estabilizador metálico para joelho. A sapata (Figura 4.2-A) comporta a pata do animal e contém um rasgo ao longo do comprimento de sua superfície plantar, que serve para permitir a passagem do velcro utilizado para manter unida a face plantar do animal com a superfície plantar da sapata. A superfície lateral da sapata, onde é apoiado o calcâneo dos animais, foi mantida alinhada com o centro do eixo do

servomotor por um bloco limitador. No desenho da sapata foi acrescentado 1 cm ao comprimento médio de 4 cm da pata dos ratos.

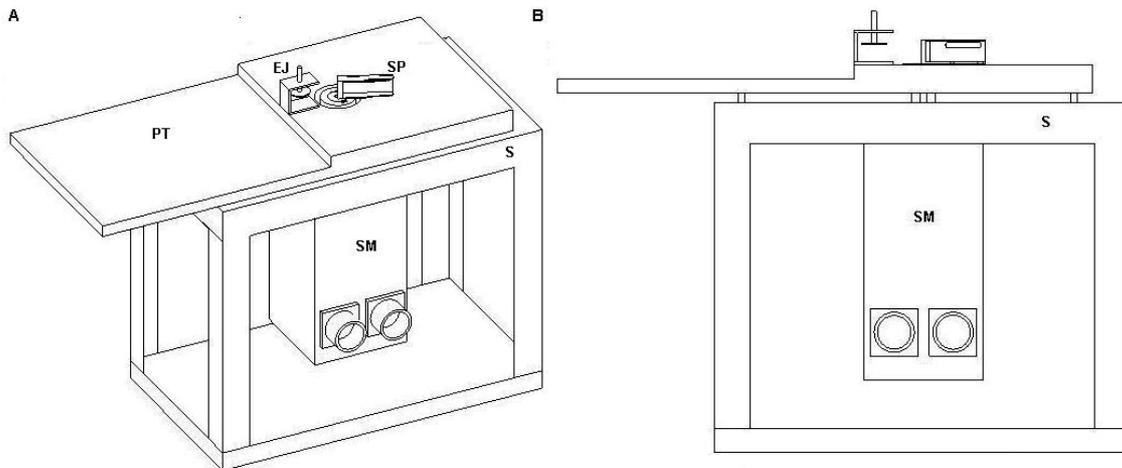


Figura 4.1 – Projeto gráfico da estrutura mecânica do Sistema Isocinético de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR). São apresentados, em A, a vista em perspectiva e, em B, a vista frontal, mostrando a sapata (SP), o estabilizador metálico para joelho (EJ), a plataforma de testes (PT), o suporte para o motor (S) e o servomotor (SM).

O estabilizador para joelho (Figura 4.2-B) apresenta uma espécie de parafuso com um disco metálico e liso em uma de suas extremidades, sendo utilizado para pressionar o joelho do animal contra a plataforma de testes sem, contudo, causar-lhe dano tecidual, além de cobrir uma área maior, facilitando a adequação de ratos de diferentes tamanhos ao SQMR.

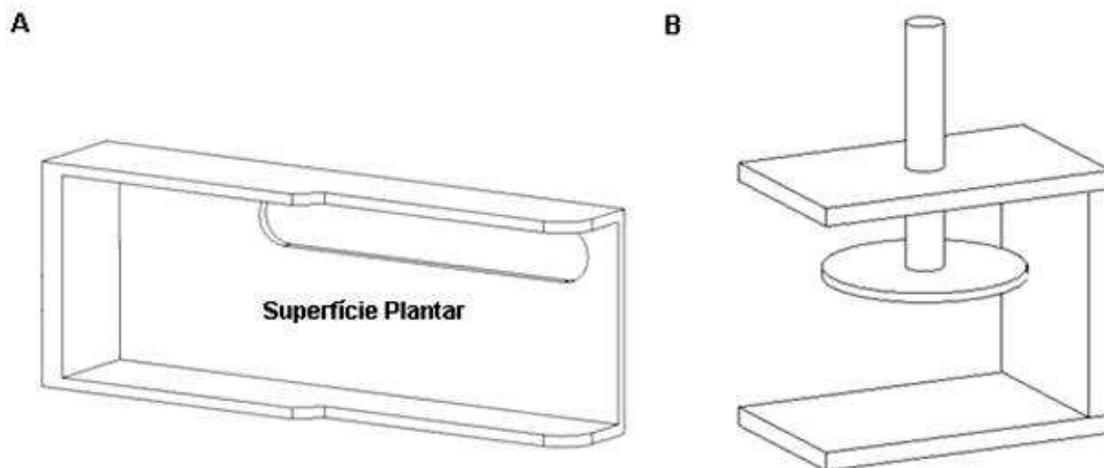


Figura 4.2 – Projeto gráfico mostrando, em A, a sapata e sua superfície plantar e, em B, o estabilizador metálico para joelho.

4.1.2 Instrumentação

O SQMR é composto por um servomotor *SWA 56-3,8-20* com torque nominal de 3,8 N·m e por seu respectivo servoconversor *SCA-050004* (WEG Automação, Brasil), que podem ser vistos na Figura 4.3.



Figura 4.3 – Servomotor à esquerda e servoconversor à direita (WEG Automação, Brasil).

Uma célula de carga *MLB 50 (Interface, EUA)*, com capacidade total de 50 N, está conectada ao eixo do motor para registrar o torque imposto à sapata pela musculatura (Figuras 4.4 e 4.5). A informação de posição angular foi fornecida pelo controlador e conduzida diretamente a uma placa de conversão analógico-digital *NI 6009 (National Instruments, EUA)*, de 8 canais e 14 *bits* de resolução, enquanto o sinal de dinamometria passou por um circuito condicionador de sinais, construído no Laboratório de Instrumentação Biomédica especialmente para esta finalidade. Os sinais de torque e posição angular foram amostrados a 2 kHz, sendo armazenados para futuro processamento. A frequência de amostragem elevada foi utilizada para a realização de análises específicas realizadas nos testes-piloto.

Peças construídas com material isolante, do tipo PVC, também foram utilizadas para minimizar interferências do servomotor sobre a célula de carga, como o tambor isolante indicado nas Figuras 4.4 e 4.5-A.

Para a realização do experimento com cada uma das patas, separadamente, foram construídas duas sapatas que puderam ser retiradas ou fixadas com parafusos à superfície superior do eixo de transferência de torque (Figura 4.5-B).

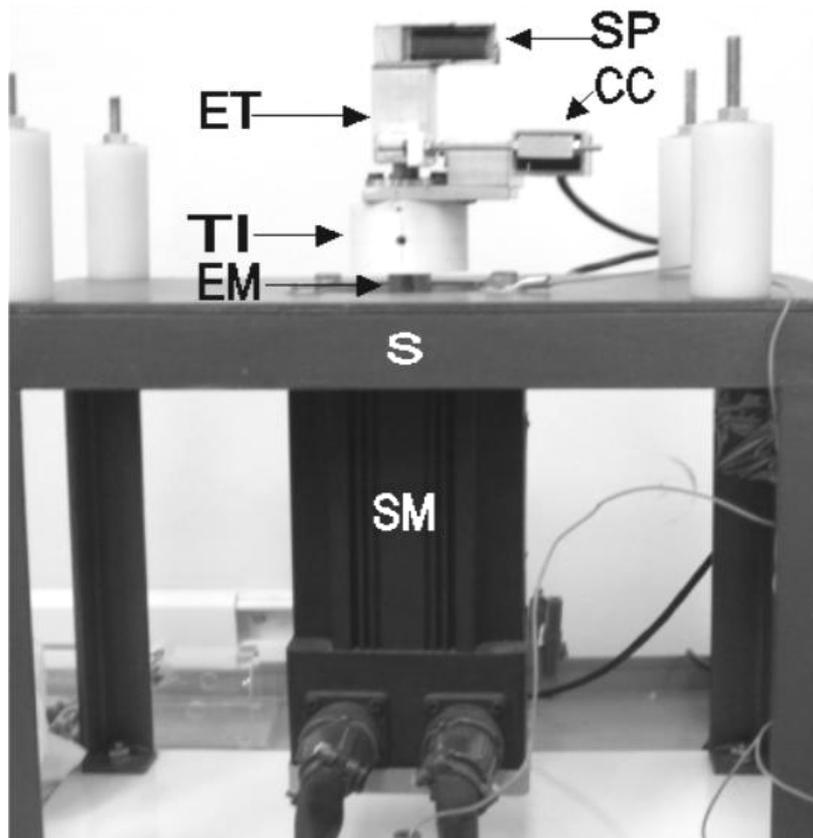


Figura 4.4 – Sistema Isocinético de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR) apresentando o servomotor (SM), o suporte para o motor (S), o eixo do servomotor (EM), o tambor de material isolante (TI), a célula de carga (CC), o eixo de transferência do torque (ET) e a sapata (SP). A plataforma de testes para posicionamento do animal foi retirada para facilitar a visualização.

Todo o sistema de medição de torque, compreendendo a célula de carga, a sapata e o eixo de transferência de torque, acompanha o movimento de rotação do servomotor, que gira juntamente com este pela amplitude programada inicialmente. O eixo de transferência de torque é responsável por transferir o torque resistente, isto é, o torque gerado na sapata em oposição ao sentido de rotação do motor, à célula de carga, sem que haja movimento entre as estruturas intermediárias (Figura 4.5-B).

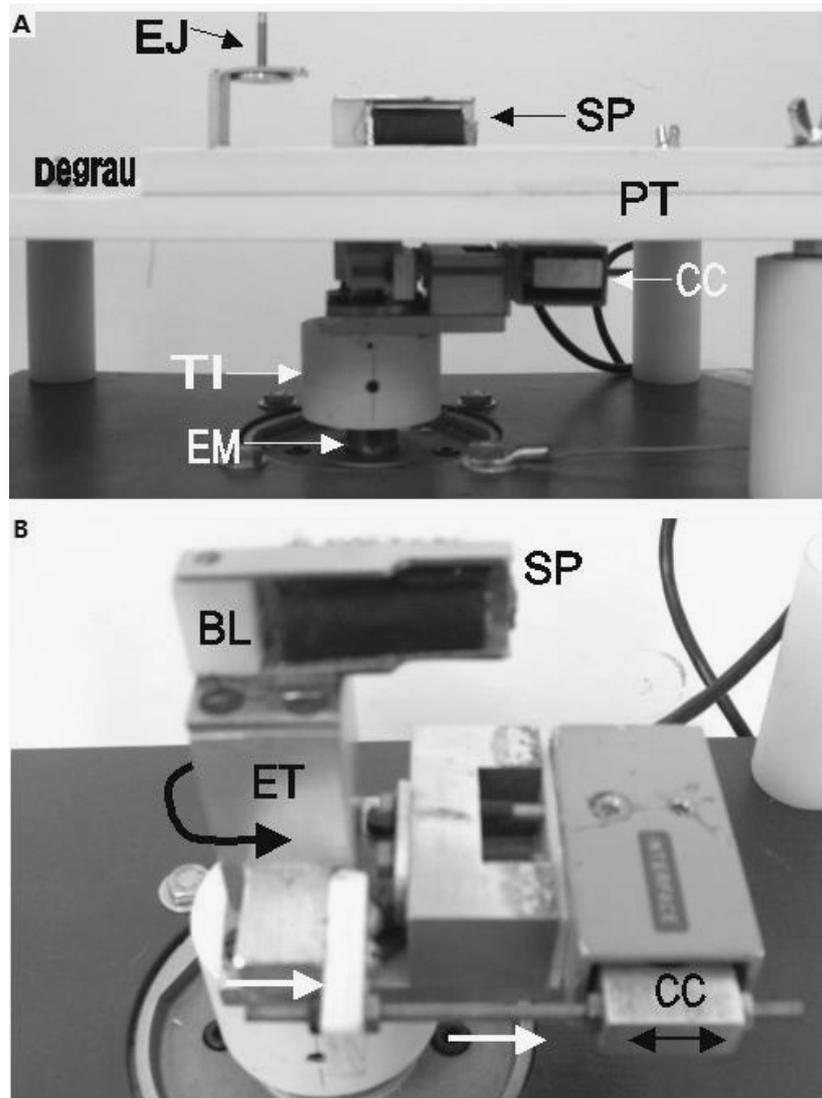


Figura 4.5 – Em A observa-se a plataforma de testes (PT), o degrau da plataforma (para facilitar o posicionamento do animal), o estabilizador metálico para joelho (EJ), a sapata (SP), a célula de carga (CC), o tambor isolante (TI) e o eixo do servomotor (EM). Em B observa-se estruturas como o bloco limitador para posicionamento do calcâneo do animal (BL) e o eixo de transferência de torque (ET). A seta curva é um exemplo do sentido anti-horário de um torque resistente gerado na sapata, em oposição ao sentido horário de movimento do motor. As setas brancas indicam o sentido de transferência deste torque à CC. A seta de duplo sentido representa a direção e os sentidos de força que a CC é capaz de detectar.

4.1.2.1 Calibração

A calibração estática do torque foi realizada utilizando-se massas de cerca de 14,43 g a cerca de 855 g, que foram acrescentadas em aproximadamente 5 g até chegar a valores próximos a 50 g e, a partir daí, acrescentadas em cerca de 50 g. As massas foram avaliadas com auxílio de uma balança de precisão *Adventurer*^(TM) ARA 520 (Toledo do Brasil, Brasil) para massas de 0,5 g a 1,5 kg. A faixa de massas escolhida para a calibração foi determinada com base no estudo de MARSALA *et al.* (2005) que

obtiveram valores de tónus de 0,078 a 7,9 N. As massas foram suspensas por um cordão inextensível apoiado em uma pequena polia e fixado a 2 cm do centro do eixo do servomotor (Figura 4.6). Esta posição foi escolhida por aproximar-se do centro de massa da pata dos animais, uma vez que não se poderia afirmar o ponto exato de aplicação da força pelos mesmos.

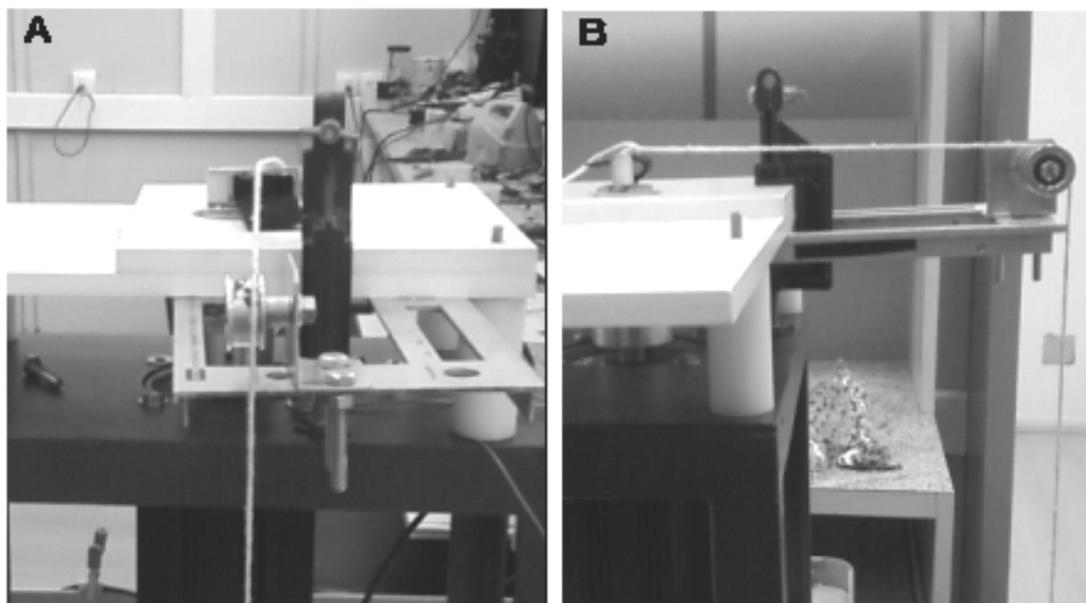


Figura 4.6 – Foto do sistema utilizado para a calibração do torque, mostrando o cordão utilizado para sustentar as massas, fixado na sapata a uma distância de 2 cm do centro do eixo do servomotor. As figuras também mostram a polia utilizada para reduzir o atrito sob o cordão enquanto a massa estava suspensa pelo mesmo.

A tensão em Volt (V), produzida por cada massa suspensa pelo cordão fixado à sapata, foi registrada, porém este registro foi realizado com a massa produzindo torque nos sentidos horário e anti-horário, o que resultou, respectivamente, em valores de tensão mais negativos ou mais positivos com o aumento da massa. Este procedimento foi realizado por se prever possíveis variações de tensão relacionadas com o sentido do torque gerado pela massa.

Em seguida, foi construído o gráfico da tensão medida *versus* o torque calculado (Figura 4.7), obtendo-se as retas de calibração que forneceram os coeficientes angulares utilizados como multiplicadores da tensão medida (V), para a conversão desta em valores de torque (N·m). Como os multiplicadores encontrados eram similares, a média em módulo dos mesmos foi utilizada para a calibração do sinal de torque, sendo de 0,1256.

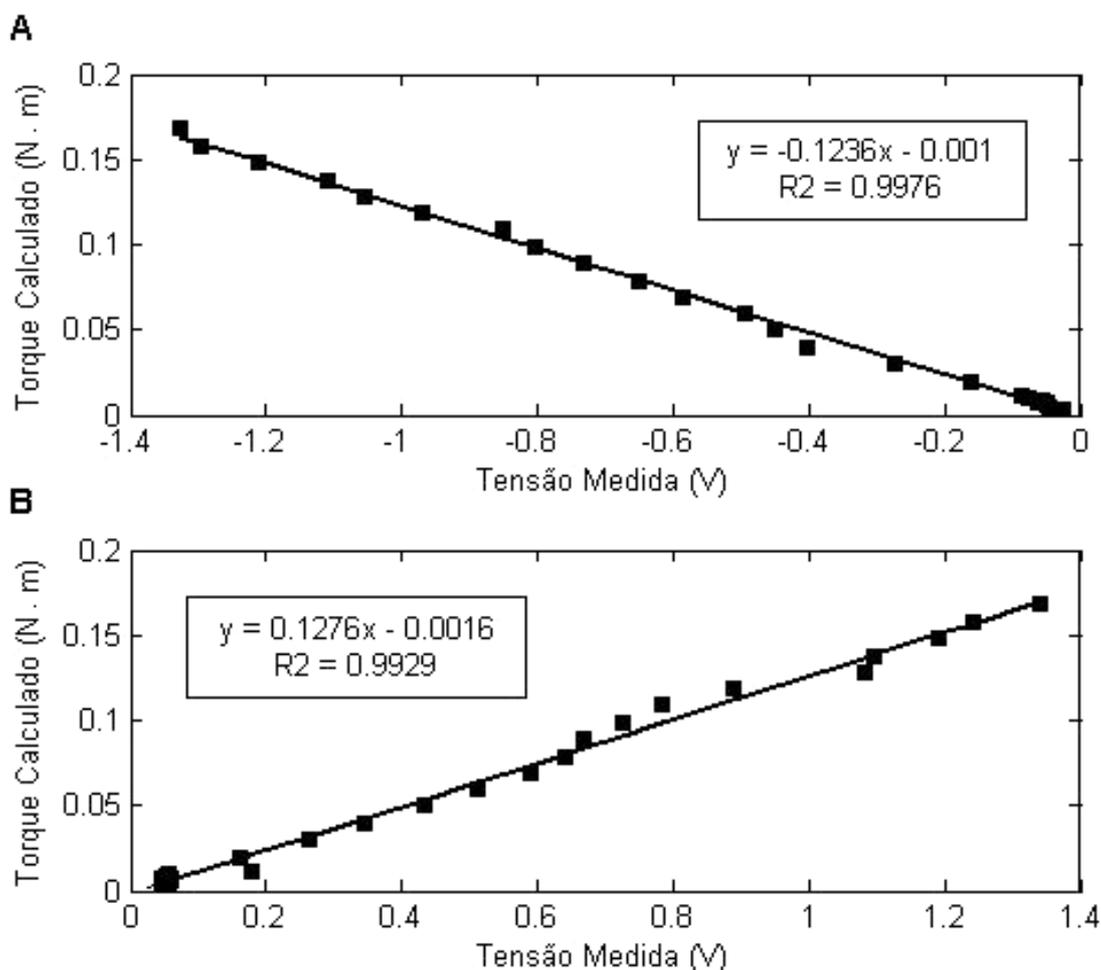


Figura 4.7 – Relação da tensão medida *versus* o torque calculado. Em A, a massa tracionou no sentido horário (correlação negativa) e, em B, no sentido anti-horário (correlação positiva). A função apresentada em cada gráfico corresponde à reta de calibração, enquanto R2 indica o coeficiente de determinação (R²), mostrando a grande correlação (R) entre torque e tensão.

Para o registro dos valores de calibração foi utilizado o programa *Data Acquisition System* (DAS), desenvolvido em *Labview* (National Instruments, EUA). O polinômio de calibração foi obtido no programa *Microsoft Excel 2000* (Microsoft Corporation, EUA).

4.2 Protocolo Experimental

A amostra consistiu de 6 ratos fêmeas *Wistar* de 15 semanas, pesando de 236 g a 259 g. O protocolo experimental foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais de Experimentação do Centro de Ciências da Saúde (CEUA-CCS) da Universidade Federal do Rio de Janeiro sob o registro DFBCICB025, encontrando-se em nome de Ivan Marques dos Reis, responsável pela manipulação dos animais.

Os ratos foram mantidos sedados com éter etílico P.A. (KOWALSKI *et al.*, 2004) por via inalatória, previamente e durante o experimento, de forma a reduzir a chance dos mesmos realizarem movimentos voluntários.

Os animais foram colocados sobre a plataforma de testes, na posição prona e com 90° de abdução horizontal do quadril (Figura 4.8), sendo mantidos com a cabeça e tronco em um contensor de acrílico para ratos (*Insight*, Brasil). O joelho e tornozelo de cada animal foram posicionados com a sapata encontrando-se na angulação de 0° ou 90° do pé em relação à tibia. Esta foi considerada a posição neutra do tornozelo (CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, WILLEMS, STAUBER, 1999, GERONILLA *et al.*, 2003), onde se espera um torque inercial nulo (0 N·m), sendo confirmada pela permanência da articulação nesta amplitude quando os mesmos encontravam-se relaxados na posição de teste.

O joelho foi mantido em 90° pelo estabilizador metálico para joelho, enquanto a pata foi posicionada na sapata e mantida nesta posição com o auxílio de velcro.

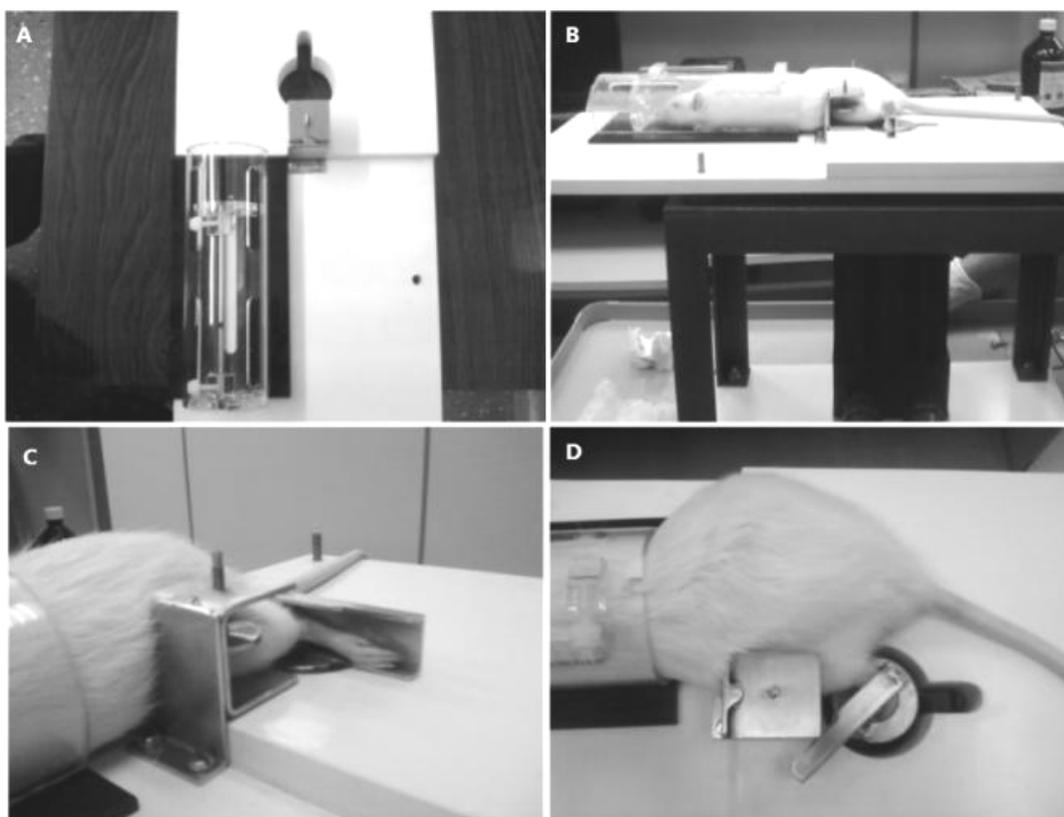


Figura 4.8 – Fotos do posicionamento do animal no Sistema de Quantificação Mecânica para Ratos (SQMR) mostrando, em A, a vista superior da plataforma de testes e do contensor para ratos; em B, o posicionamento do animal no contensor; em C, a vista em perspectiva do posicionamento da pata do rato na sapata sem o velcro de fixação da pata; e, em D, a vista superior do posicionamento do animal no SQMR.

Estando o animal posicionado, o servomotor movimentava a sapata dentro da amplitude angular de -20° a $+20^\circ$ ou -30° a $+30^\circ$. O movimento foi iniciado com a pata em extensão ou plantiflexão (-20° ou -30°). Foram realizados 20 ciclos para cada uma das três velocidades constantes empregadas no experimento: $30^\circ/\text{s}$, $100^\circ/\text{s}$ e $200^\circ/\text{s}$.

Para fins de validação do equipamento, também foi coletado, por duas vezes, sinais de posição angular e torque com a sapata livre. Nesta condição foram adquiridos sinais com os mesmos parâmetros cinemáticos utilizados nos testes com ratos, porém, sem a presença destes.

4.3 Processamento dos Sinais

O programa para controle do motor e aquisição de sinais foi desenvolvido em *Labview* versão 8.2 (*National Instruments*, EUA) por BORGES (2009). A interface do sistema e sua utilização podem ser vistas nas Figuras 4.9 e 4.10, respectivamente. Este sistema fornece, na tela do computador, os sinais em tempo real referentes à posição angular e torque, tanto filtrado quanto original. O programa desenvolvido, além de permitir a seleção dos parâmetros de teste como angulações inicial e final, número de ciclos e velocidade angular, também apresenta funções como a seleção da pata a ser testada, o diretório de gravação e as funções para interromper e reiniciar a aquisição.

O processamento dos sinais foi realizado em programas desenvolvidos em *MatLab* versão 7 (*The MathWorks*, EUA). Os sinais de torque e posição angular (goniometria) foram filtrados por um passa-baixas *Butterworth* de ordem 4 e frequência de corte correspondente a 15 vezes a frequência fundamental do sinal. Foram selecionados seis ciclos contínuos, com ausência de interferências e ruídos, para as análises.

Para a obtenção do sinal de torque, tendo-se como referência a posição neutra do tornozelo (0° e $0 \text{ N}\cdot\text{m}$), foi utilizada a parcela do torque inercial, constante C do modelo massa-mola-amortecedor, que será explicado na seção seguinte. Esta parcela foi subtraída do seu ciclo correspondente no sinal de torque, favorecendo a apresentação gráfica dos dados e a obtenção das amplitudes máximas do sinal de torque.

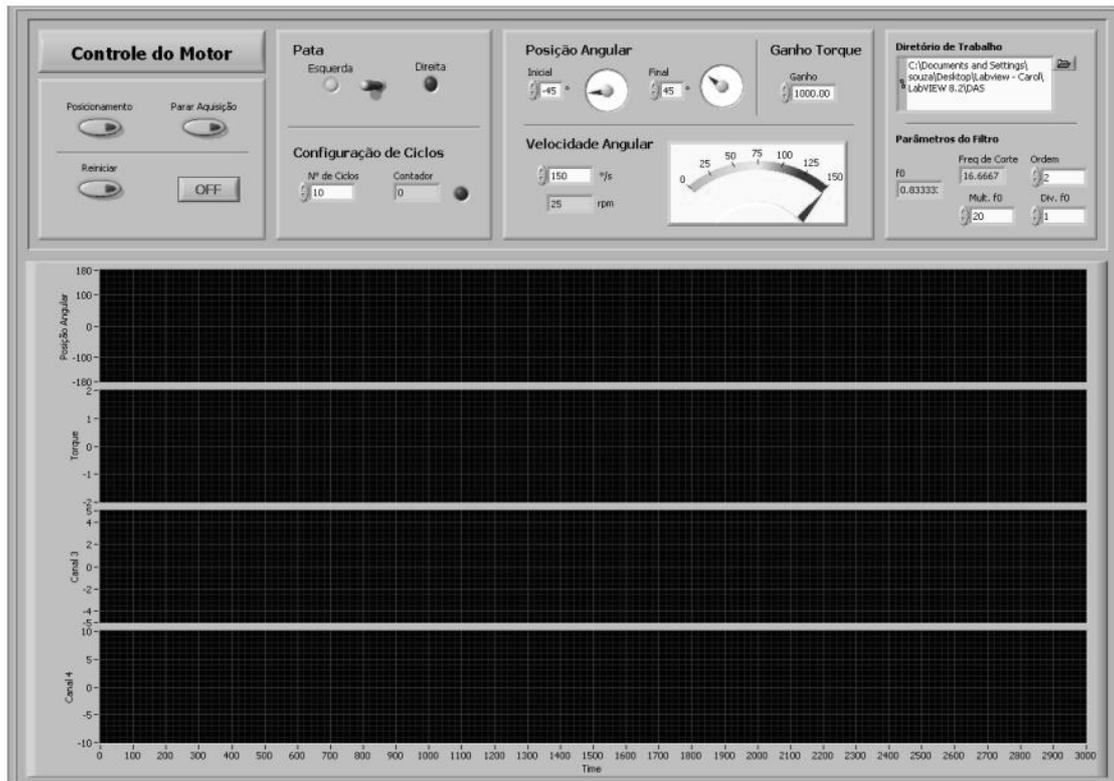


Figura 4.9 – Interface do sistema de controle, aquisição e armazenamento de sinais desenvolvido por BORGES (2009).

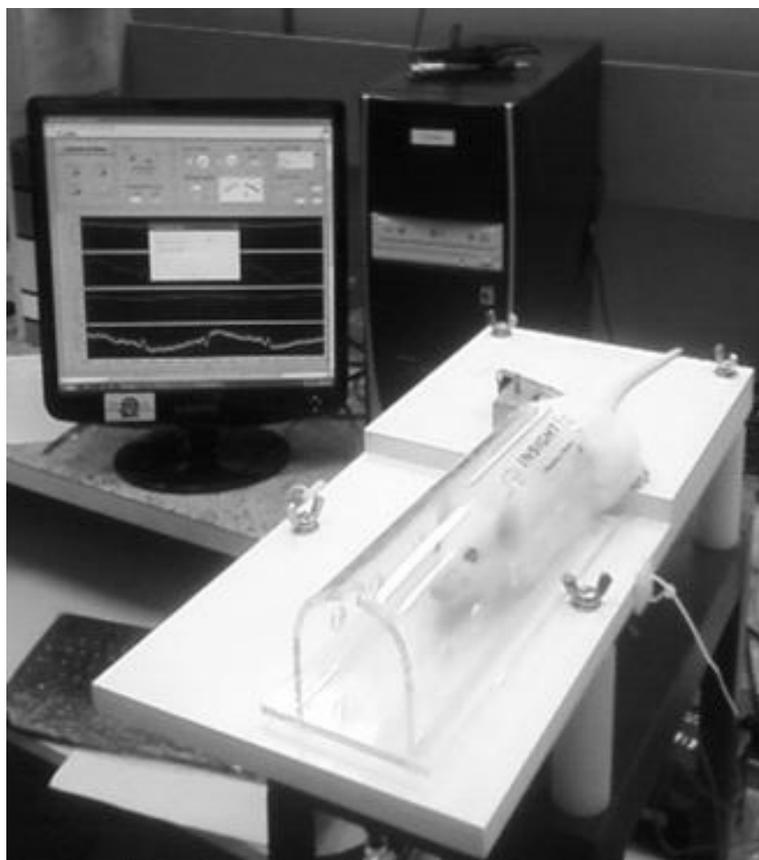


Figura 4.10 – Sistema para controle, aquisição e armazenamento de sinais.

Para o cálculo das amplitudes máximas do torque, foi realizada a média de todos os valores máximos e mínimos de cada ciclo do sinal. Estes valores foram, então, convertidos em força (N) para facilitar a comparação com outros estudos que utilizam este tipo de medida. Para tanto, utilizou-se o mesmo braço de alavanca da calibração do SQMR (0,02 m).

Nos sinais de posição angular e torque, as retas crescentes correspondem aos movimentos de flexão (dorsiflexão), enquanto as decrescentes correspondem aos movimentos de extensão (plantiflexão) do tornozelo.

Para a análise do torque foi considerado o intervalo de 30% a 70% dos trechos de flexão e extensão, sendo o sinal de posição angular utilizado como referência para a determinação destes trechos. O descarte dos 30% iniciais e finais objetivou eliminar as influências da aceleração-desaceleração para a mudança de sentido de movimento da sapata, o que descaracterizaria o comportamento isocinético que se desejou avaliar.

Os trechos considerados e descartados do sinal de torque podem ser observados nas Figuras 4.11 e 4.12 coletados, respectivamente, nas velocidades de 30°/s e 200°/s.

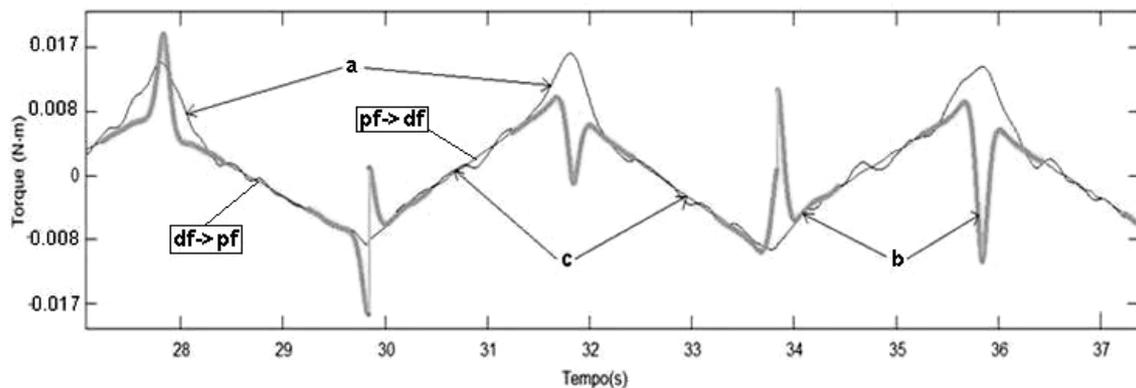


Figura 4.11 – Trechos do sinal de torque da pata direita de um rato, coletados na velocidade de 30°/s e amplitude de movimento de 60° (de -30° a +30°), com a articulação do tornozelo movimentando-se da dorsiflexão em direção à plantiflexão (df->pf) e em sentido oposto (pf->df), mostrando o sinal medido (a), o sinal descartado da análise (linhas grossas) (b) e trechos do sinal selecionados para a análise (c).

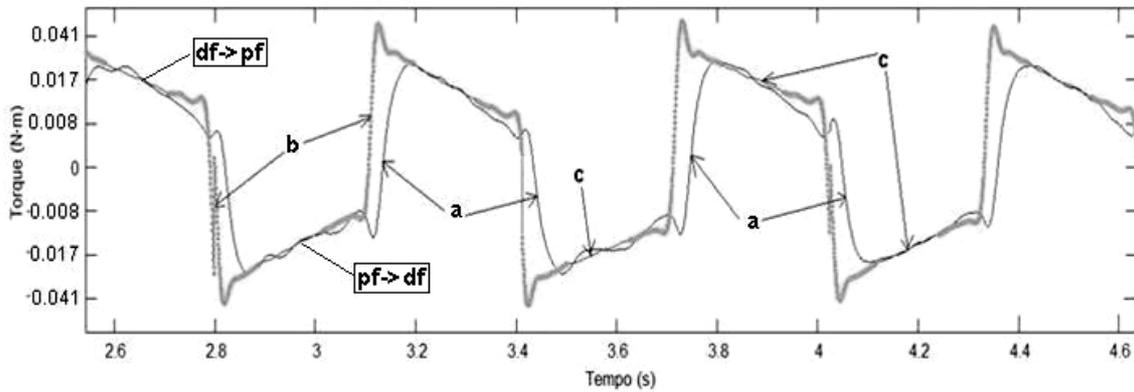


Figura 4.12 – Trechos do sinal de torque da pata direita de um rato, coletados na velocidade de 200°/s e amplitude de movimento de 60° (de -30° a +30°), com a articulação do tornozelo movimentando-se da dorsiflexão em direção à plantiflexão (df->pf) e em sentido oposto (pf->df), mostrando o sinal medido (a), o sinal descartado da análise (linhas grossas) (b) e trechos do sinal selecionados para a análise (c).

Uma alteração sistemática na inclinação do sinal de torque da pata e sapata esquerda (Figuras 4.13 e 4.14), a partir da posição angular de aproximadamente 0°, conduziu à subdivisão do trecho de 40%, escolhido inicialmente para a análise do torque, em dois trechos: Trecho 1, de 30% a 50% e Trecho 2 de 50% a 70%. Desta forma, para a amplitude de 40° (excursão de -20° a +20°) foram analisados os trechos de torque compreendidos entre -8° e 0° e entre 0° e +8° e, para a amplitude de 60° (excursão de -30° a +30°), foram analisados os trechos de torque de -12° e 0° e de 0° e +12°, respectivamente.

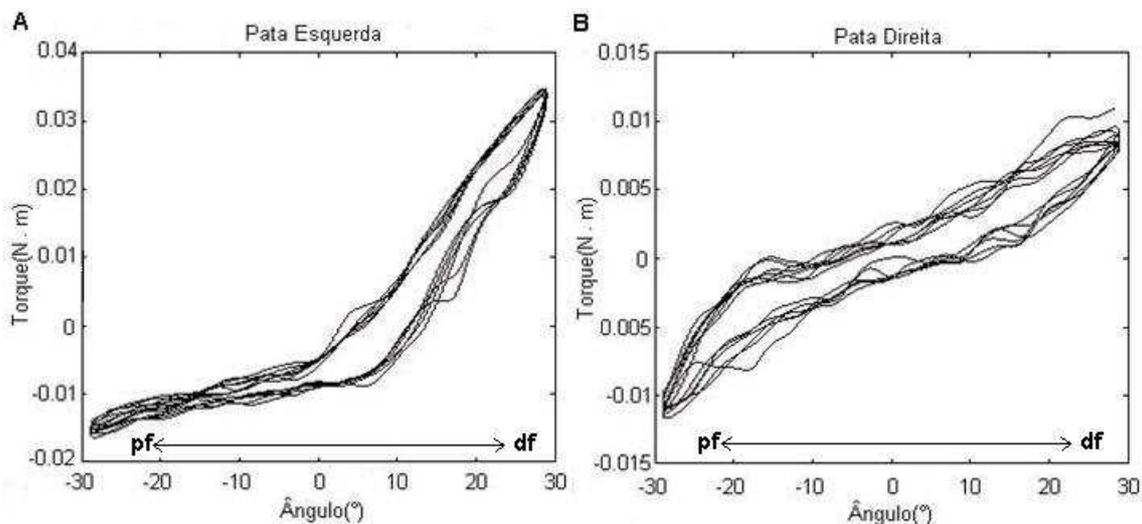


Figura 4.13 – Curva ângulo-torque de um rato mostrando 6 ciclos de dorsi (df) e plantiflexão (pf) do tornozelo, realizados na amplitude de 60° (de -30° a +30°) e velocidade de 30°/s. Em A, nota-se o sinal de torque da pata esquerda com uma inclinação característica a partir de 0°, divergindo do sinal da pata direita, em B.

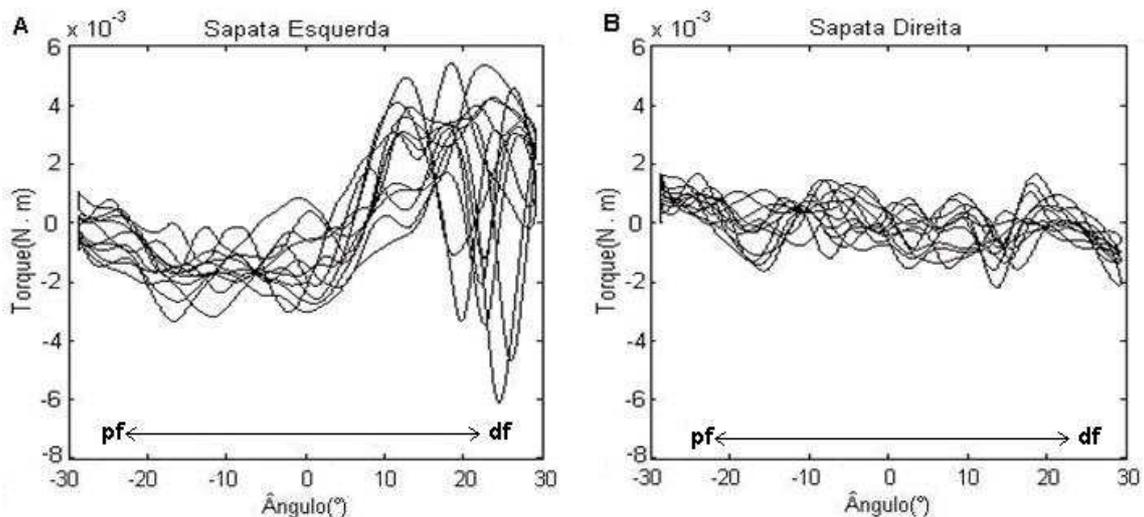


Figura 4.14 – Curva ângulo-torque da sapata mostrando 6 ciclos do que corresponderia, com a presença dos ratos, à dorsi (df) e plantiflexão (pf), realizados na amplitude de 60° (de -30° a $+30^\circ$) e velocidade de $30^\circ/\text{s}$. Em A, nota-se o sinal de torque da sapata esquerda com alterações a partir de 0° , divergindo do sinal da sapata direita, em B.

Como alguns coeficientes de elasticidade (K), a serem abordados na seção seguinte, apresentaram valores negativos em algumas análises do torque utilizando-se os Trechos 1 e 2, procedeu-se, nestes casos, ao cálculo dos coeficientes considerando-se um Trecho 3, de 35% a 70% de cada movimento de flexão e extensão. A análise utilizando o Trecho 3 foi empregada para a verificação da influência do tamanho do Trecho analisado na caracterização dos coeficientes.

4.4 Modelagem Matemática do Experimento

Para a caracterização das propriedades passivas musculares foi utilizado o modelo massa-mola-amortecedor (Equação 1), a exemplo de autores como PROCHAZKA *et al.* (1997) que avaliaram o tônus rígido na doença de Parkinson, MCCREA *et al.* (2003) que avaliaram indivíduos espásticos e PAULA *et al.* (2008a e 2008b) e POLATO (2010) que avaliaram, respectivamente, adultos e idosos saudáveis.

Neste modelo, a massa se relaciona com o componente inercial, enquanto a mola e o amortecedor representam, respectivamente, as componentes elástica e de atrito viscoso do movimento. Portanto, o torque resistente total é formado pela soma destas parcelas de torque, dependentes da aceleração, da velocidade e do deslocamento angular.

$$T = I \cdot \ddot{\theta} + B \cdot \dot{\theta} + K \cdot \theta + C \quad (1)$$

Neste modelo, T é o torque resistente resultante, I o momento de inércia do segmento analisado, B o coeficiente de atrito viscoso, K o coeficiente de elasticidade, C o torque gravitacional e elástico existente na posição inicial e θ representa a posição angular.

Considerando que não se pode garantir que a posição neutra, joelho e tornozelo a 90° , corresponda à posição de repouso dos elementos elásticos, é razoável supor que um torque elástico estará presente mesmo nesta posição, além disto, a atuação da força da gravidade também pode contribuir com um torque, pois o movimento nunca ocorre num plano perfeitamente horizontal. Estes problemas foram contornados com a adição da constante C .

Para o cálculo dos coeficientes do modelo (Equação 1) foi utilizado o método dos mínimos quadrados (PROCHAZKA *et al.*, 1997, MCCREA *et al.*, 2003).

Sabendo-se que não é possível alcançar a velocidade constante de movimento sem que haja aceleração e desaceleração do servomotor e, uma vez optando-se pelo descarte dos 30% iniciais e finais de cada trecho de flexão e extensão, o torque inercial dos trechos avaliados torna-se nulo e a Equação 1 é reduzida à parcela mola-amortecedor (PROCHAZKA *et al.*, 1997, PISANO *et al.*, 2000, LEE *et al.*, 2002), observada na Equação 2:

$$T = B \cdot \dot{\theta} + K \cdot \theta + C \quad (2)$$

O torque viscoso, em velocidade constante, apresentou similaridades entre ratos e sapatas, correspondendo, em ambos, a degraus de torque proporcionais ao atrito do motor. Em vista disto, o coeficiente de elasticidade (K) foi considerado o valor mais significativo na análise estatística dos resultados, embora a Equação 1 tenha sido utilizada para a caracterização do tônus.

A Figura 4.15 fornece um exemplo dos sinais de posição angular, velocidade e aceleração de um rato. Nota-se que a aceleração se mantém praticamente nula, com exceção das regiões de mudança de sentido de movimento da sapata. Além disto, observa-se o formato de onda quadrada no sinal de velocidade.

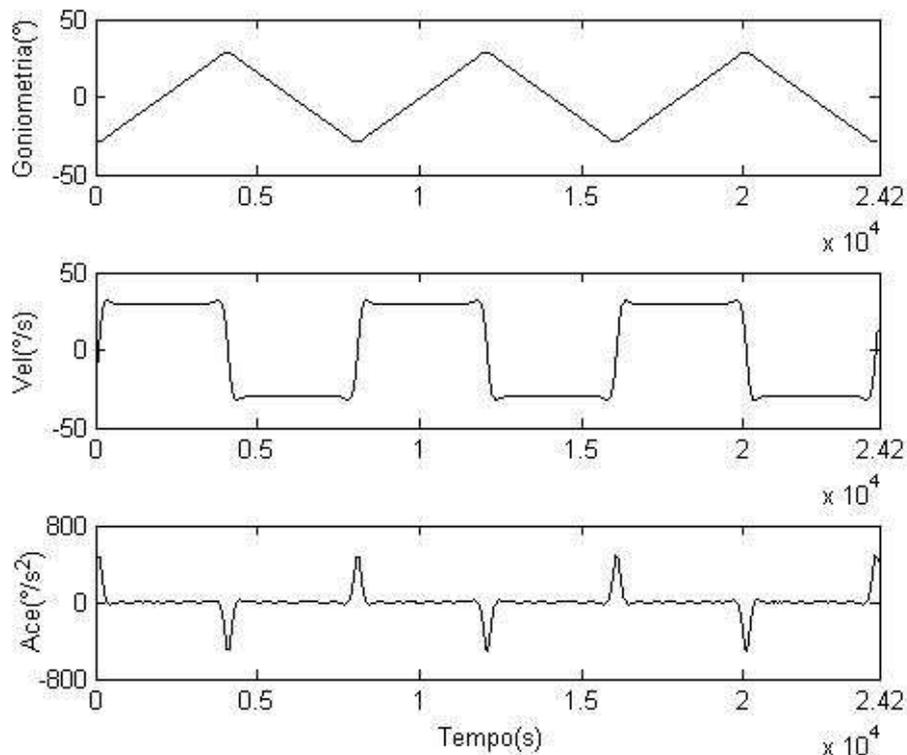


Figura 4.15 – Sinais de posição angular (Goniometria), velocidade (Vel) e aceleração (Ace) de um rato coletados na amplitude de 60° (de -30° a +30°) e velocidade de 30°/s.

4.5 Análise Estatística dos Resultados

O teste não-paramétrico de *Friedman* foi aplicado para comparar medidas repetidas dos valores do coeficiente de elasticidade (K) encontrados entre as três velocidades da mesma pata. Em caso de diferença estatisticamente significativa entre as velocidades, procedeu-se à comparação entre duas velocidades pelo teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas. Este teste também foi aplicado na comparação de dois grupos de amostras: entre patas, entre as amplitudes de 40° e 60° e entre os Trechos 1 e 2.

A análise estatística foi realizada no programa *R* versão 2.10.1 (*The R Foundation for Statistical Computing*, Áustria) e considerou o nível de significância estatística de 5% ($\alpha = 0,05$). Os resultados foram sumarizados em tabelas e em gráficos do tipo *boxplot*, onde o intervalo interquartil compreendeu a diferença entre os limites da caixa (1° ao 3° quartil).

CAPÍTULO 5

Resultados

5.1 Análise Gráfica do Sinal de Torque

As Figuras 5.1 e 5.2 apresentam dois ciclos completos de sinais de torque e posição angular, de ratos, considerados típicos.

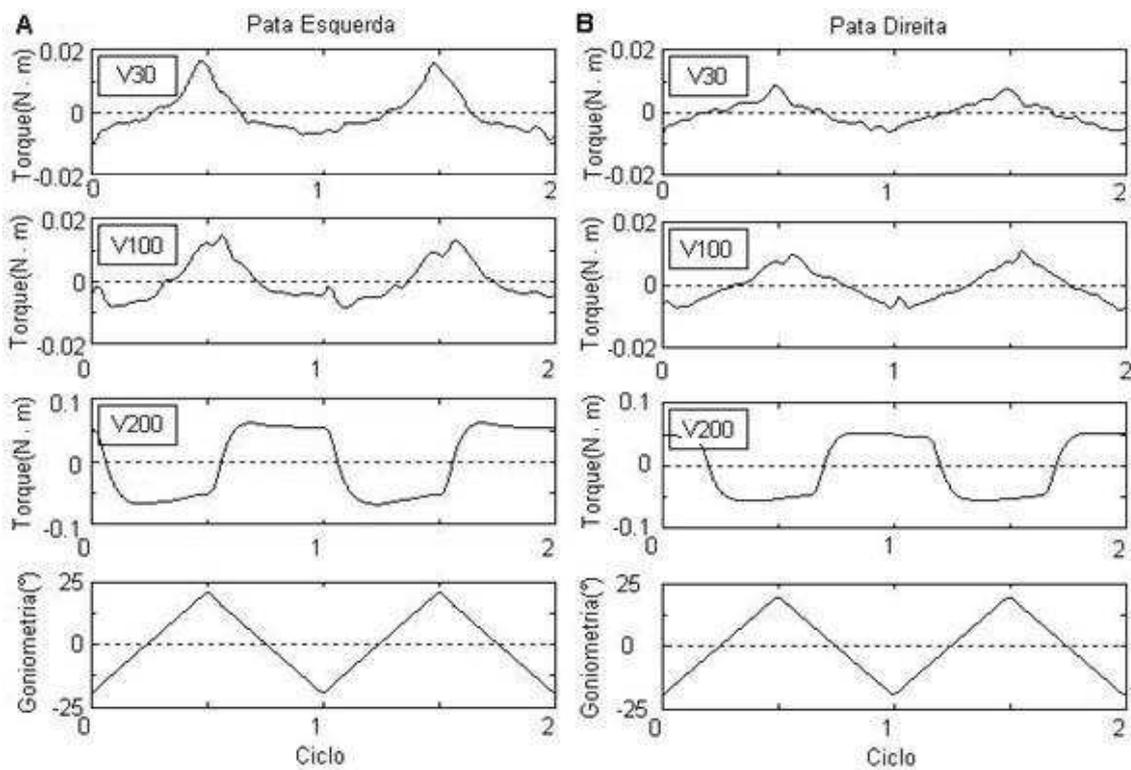


Figura 5.1 – Sinais de torque e posição angular do tornozelo esquerdo, em A, e direito, em B, de um rato, com a articulação movimentada passivamente pela amplitude de 40° e nas velocidades de 30°/s (V30), 100°/s (V100) e 200°/s (V200).

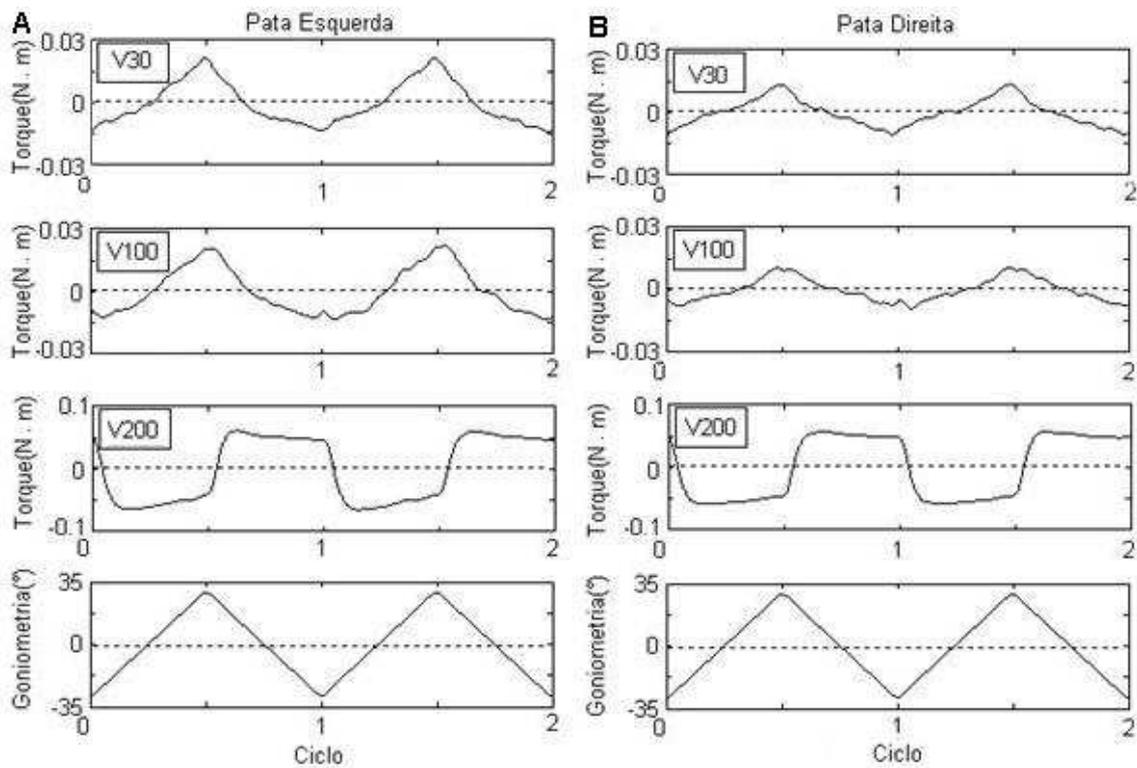


Figura 5.2 – Sinais de torque e posição angular do tornozelo esquerdo, em A, e direito, em B, de um rato, com a articulação movimentada passivamente pela amplitude de 60° e nas velocidades de 30°/s (V30), 100°/s (V100) e 200°/s (V200).

As amplitudes máximas do sinal de torque são apresentadas na Tabela 5.1. Nota-se que os torques máximos verificados na velocidade de 200°/s suplantam os encontrados nas demais velocidades, além disto, também foram encontradas amplitudes mais elevadas na pata esquerda.

Tabela 5.1 – Valores médios das amplitudes máximas do sinal de torque e força de ratos (n = 6).

Vel (°/s)	Amplitude Máxima do Torque (N·m) ($\times 10^{-3}$)-Força (N)					
	Pata Direita (D)			Pata Esquerda (E)		
	40°	60°	Média (D)	40°	60°	Média (E)
30	6,68-0,33	10,76-0,54	8,72-0,44	11,61-0,58	17,00-0,85	14,30-0,72
100	5,88-0,29	9,08-0,45	7,48-0,37	10,15-0,51	15,31-0,77	12,73-0,64
200	28,02-1,40	26,13-1,30	27,07-1,35	35,11-1,76	30,00-1,50	32,55-1,63

As Figuras 5.3-A e 5.4-A apresentam sinais de torque coletados na amplitude de 40° e velocidade de 200°/s e que geraram coeficientes de elasticidade (K) negativos, tanto na análise do Trecho 1 (30% a 50%), quanto do Trecho 2 (50% a 70%). A análise

do Trecho 3 (35% a 70%) também foi realizada (Figuras 5.3-B e 5.4-B), favorecendo a detecção dos coeficientes nesta amplitude e velocidade.

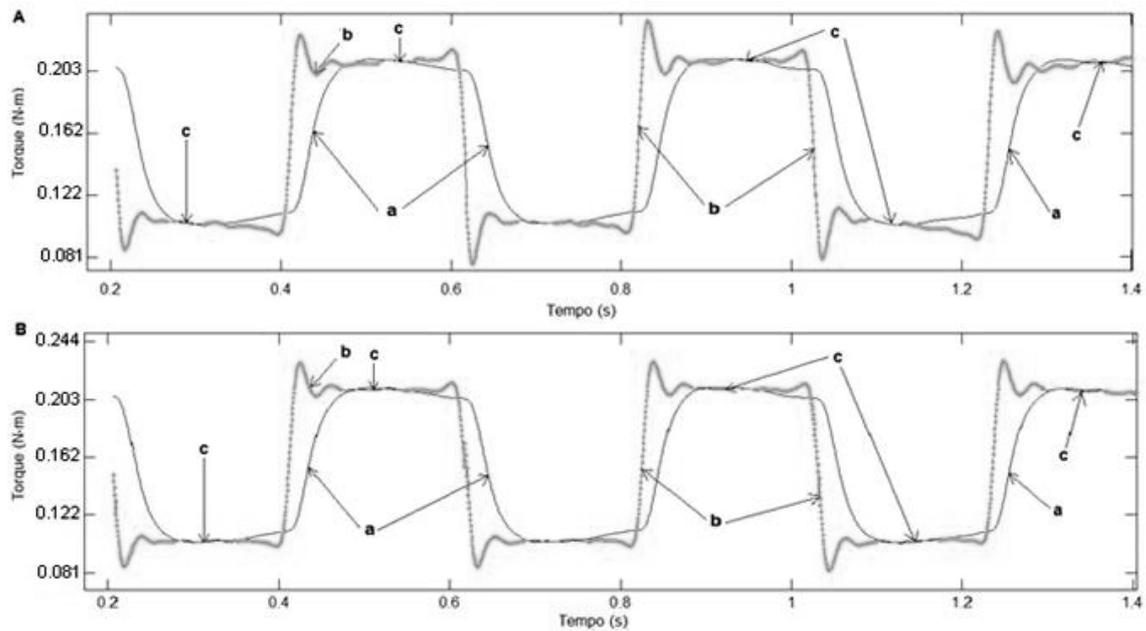


Figura 5.3 – Trechos do sinal de torque da pata direita, sem a referência da posição neutra (0 N·m), de um rato coletados na velocidade de 200°/s e amplitude de 40° (-20° a +20°), mostrando o torque medido (a), o torque estimado descartado da análise (linhas grossas) (b) e trechos de torque (c) correspondentes, em A, ao Trecho 1 (30% a 50%) e, em B, ao Trecho 3 (35% a 70%).

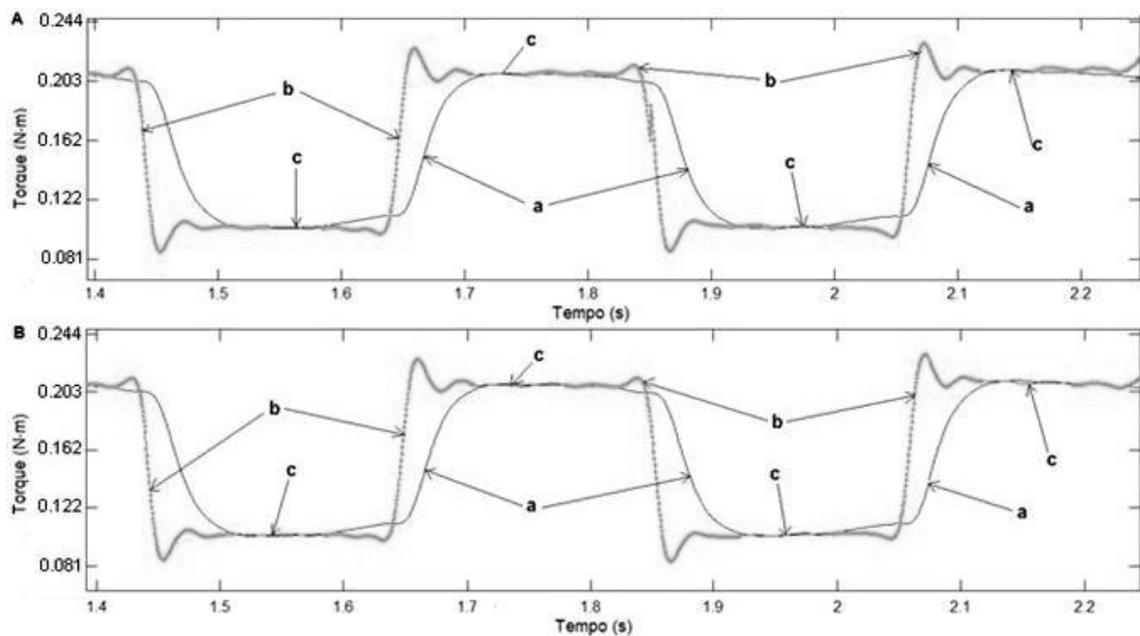


Figura 5.4 – Trechos do sinal de torque da pata direita de um rato, sem a referência da posição neutra (0 N·m), coletados na velocidade de 200°/s e amplitude de 40° (-20° a +20°), mostrando o torque medido (a), o torque estimado descartado da análise (linhas grossas) (b) e trechos de torque (c) correspondentes, em A, ao Trecho 2 (50% a 70%) e, em B, ao Trecho 3 (35% a 70%).

Os sinais de torque com a sapata livre também foram coletados nas duas amplitudes estudadas e podem ser observados nas Figuras 5.5 e 5.6. O sinal de torque da sapata esquerda apresenta alterações mais acentuadas no formato de onda quadrada que adquire à medida que a velocidade aumenta.

Na amplitude de 40° as irregularidades do torque da sapata esquerda ocorreram principalmente nas velocidades de $30^\circ/s$ e $100^\circ/s$, enquanto na amplitude de 60° foram observadas inclinações onde deveria haver platôs, nas velocidades de $100^\circ/s$ e $200^\circ/s$, além de presença de ruídos na velocidade de $30^\circ/s$.

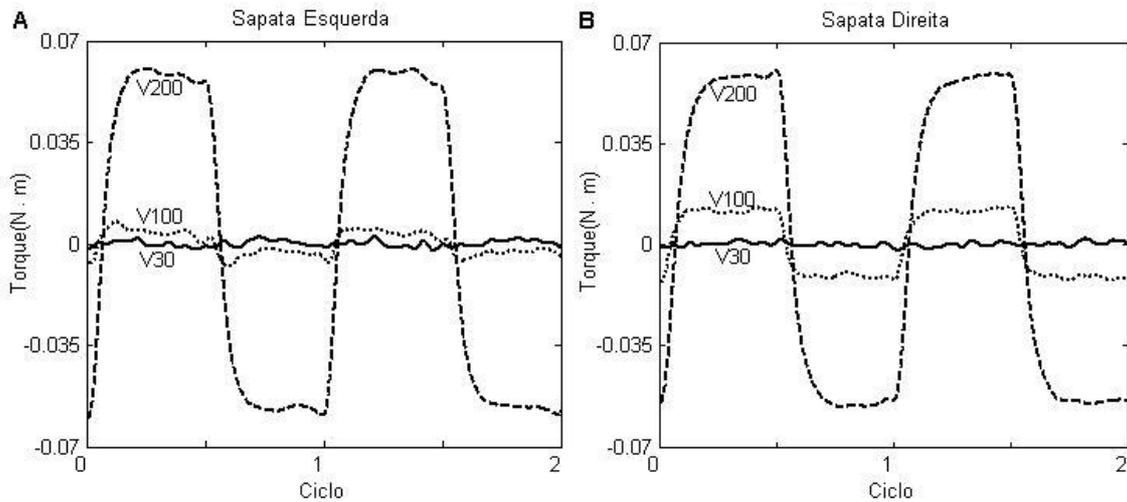


Figura 5.5 – Dois ciclos de sinais de torque das sapatas esquerda, em A, e direita, em B, coletados nas velocidades de $30^\circ/s$ (V30), $100^\circ/s$ (V100) e $200^\circ/s$ (V200) e amplitude de movimento de 40° .

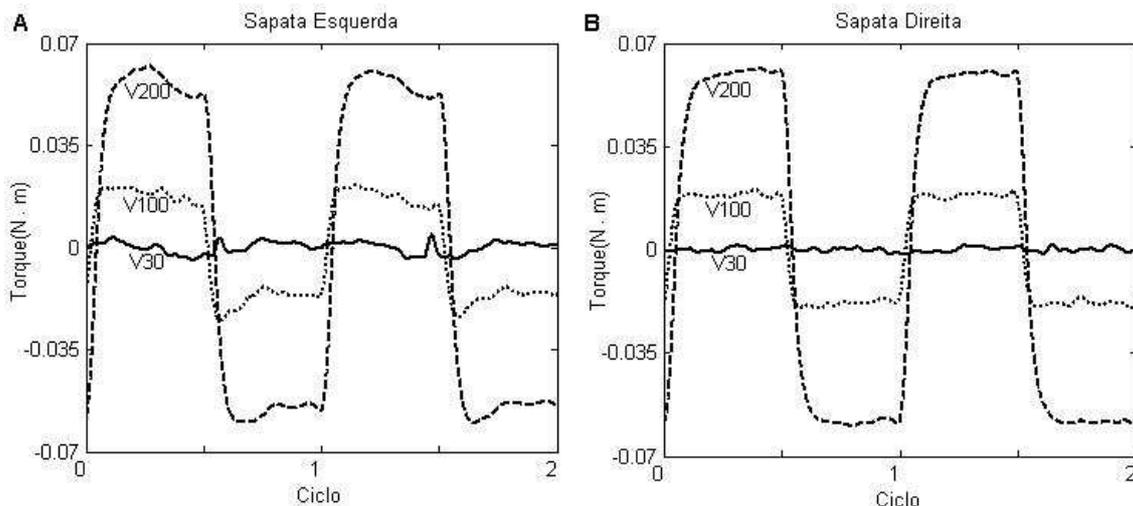


Figura 5.6 – Dois ciclos de sinais de torque das sapatas esquerda, em A, e direita, em B, coletados nas velocidades de $30^\circ/s$ (V30), $100^\circ/s$ (V100) e $200^\circ/s$ (V200) e amplitude de movimento de 60° .

5.2 Análise Estatística dos Trechos de Torque

A seguir serão apresentados os coeficientes de elasticidade (K) dos dois trechos de torque estimado selecionados para as análises: Trecho 1, de 30% a 50%, e Trecho 2, de 50% a 70% dos movimentos de flexão e extensão do tornozelo. Os trechos foram analisados nas amplitudes de 40° e 60°. Para fins de verificação da influência do trecho analisado sobre os coeficientes obtidos, um Trecho 3, de 35% a 70% também foi coletado na velocidade de 200°/s e amplitude de 40°.

5.2.1 Trecho 1

5.2.1.1 Amplitude de 40°

A Tabela 5.2 apresenta um resumo dos valores de K encontrados para as três velocidades estudadas nas duas patas.

Tabela 5.2 – Coeficientes de elasticidade (K) das patas direita e esquerda por velocidade e para a amplitude de 40°.

Velocidade (°/s)	Coeficiente de Elasticidade (N·m/°) ($\times 10^{-3}$)					
	Pata Direita			Pata Esquerda		
	Mediana	IQ	Média \pm DP	Mediana	IQ	Média \pm DP
30	3,58	0,53	3,84 \pm 1,25	3,38	0,56	3,20 \pm 0,70
100	4,27	1,31	3,96 \pm 1,21	2,37	1,96	3,10 \pm 1,38
200	0,70	2,77	-0,25 \pm 2,39	-0,70	1,33	-0,49 \pm 1,91

DP – Desvio-padrão, IQ – Intervalo interquartil

O teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas indicou semelhança entre os coeficientes de elasticidade das velocidades de 30°/s com 100°/s ($p = 0,8438$) em ambas as patas. Em função dos coeficientes negativos verificados na velocidade de 200°/s, esta velocidade não foi incluída na análise estatística.

A Figura 5.7 apresenta a distribuição dos resultados de ambas as patas para a amplitude de 40° e Trecho 1.

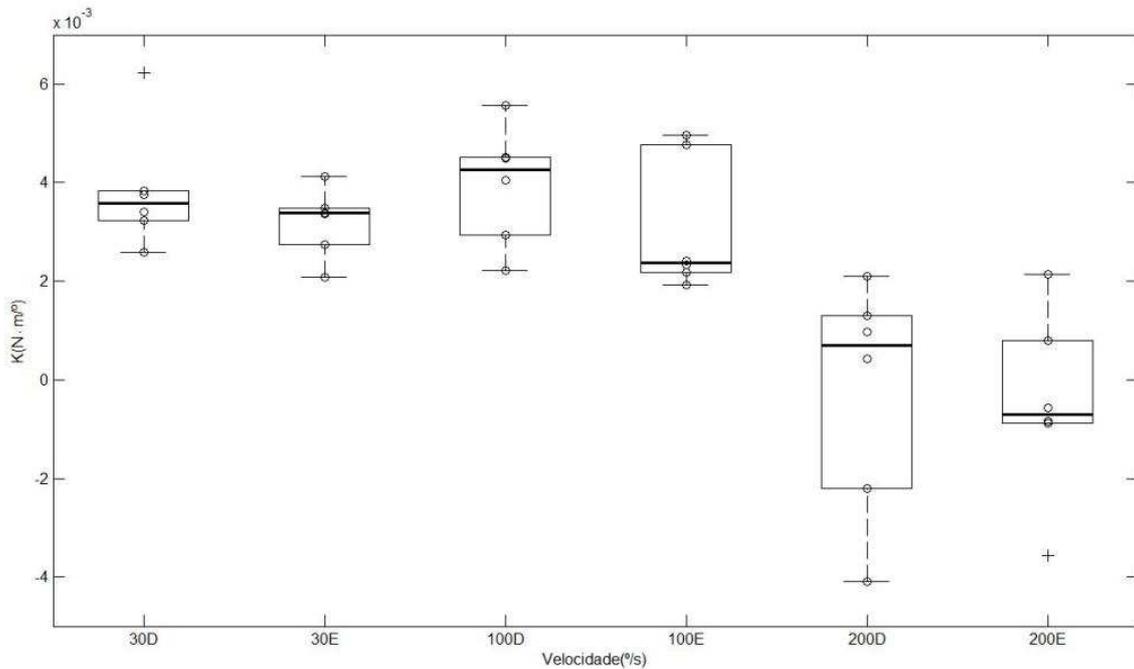


Figura 5.7 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) das patas direita (D) e esquerda (E), nas velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de movimento de 40°. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 1. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e o símbolo positivo (+) aos *outliers*.

Em vista de valores de K negativos terem sido encontrados na velocidade de 200°/s em ambas as patas, foi realizado novo cálculo dos coeficientes considerando o Trecho 3 (35% a 70%). Os resultados podem ser acompanhados na Tabela 5.3 abaixo, apontando a diferença de valores entre patas, com mediana e intervalo interquartil maiores predominando na pata esquerda.

Tabela 5.3 – Coeficientes de elasticidade (K) das patas direita e esquerda na velocidade de 200°/s e amplitude de 40° obtidos no Trecho 3.

	Coeficiente de Elasticidade (N·m ⁻³) (x10 ⁻³)	
	Pata Direita	Pata Esquerda
Média ± DP	1,30 ± 0,82	5,82 ± 1,25
Mediana	1,08	6,48
IQ	0,95	1,68
Mínimo	0,58	4,00
Máximo	2,71	6,88

DP – Desvio-padrão, IQ – Intervalo interquartil

A comparação dos coeficientes de uma determinada velocidade, porém entre patas, considerando o Trecho 1 e utilizando o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas,

mostrou semelhança entre patas para a velocidade de 30°/s ($p = 0,3125$) e de 100°/s ($p = 0,4375$). Conforme explicado anteriormente, a comparação entre patas para a velocidade de 200°/s foi descartada pelos valores negativos encontrados nesta velocidade.

5.2.1.2 Amplitude de 60°

O teste de *Friedman* apontou semelhança estatística quando comparadas as três velocidades da pata direita. O mesmo comportamento foi observado com as velocidades da pata esquerda ($p = 0,6065$) (Tabela 5.4). Nota-se que valores elevados de intervalos interquartis e medianas predominaram nesta pata.

Tabela 5.4 – Coeficientes de elasticidade (K) das patas direita e esquerda por velocidade e para a amplitude de 60°.

Velocidade (°/s)	Coeficiente de Elasticidade (N·m ^o) (x10 ⁻³)					
	Pata Direita			Pata Esquerda		
	Mediana	IQ	Média ± DP	Mediana	IQ	Média ± DP
30	3,07	0,64	3,34 ± 1,23	3,76	1,05	3,93 ± 1,32
100	2,89	0,78	2,93 ± 0,64	3,74	2,79	4,41 ± 2,23
200	2,66	0,99	2,75 ± 0,86	2,76	1,47	2,32 ± 1,99

DP – Desvio-padrão, IQ – Intervalo interquartil

Na comparação entre patas o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas não apoiou a hipótese de diferença nas velocidades (30°/s, $p = 0,3125$; 100°/s, $p = 0,1563$; 200°/s, $p = 0,6875$). A distribuição dos coeficientes pode ser acompanhada na Figura 5.8.

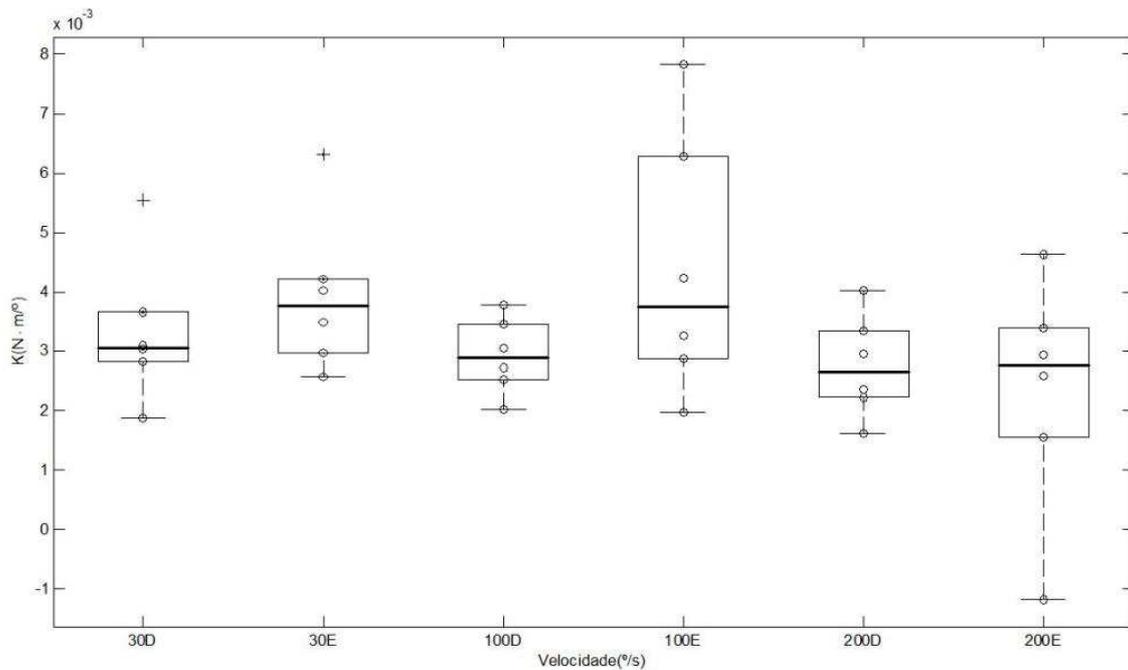


Figura 5.8 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) das patas direita (D) e esquerda (E), nas velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de movimento de 60°. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 1. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outliers*.

5.2.1.3 Comparação das Amplitudes de 40° e 60°

O teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas foi utilizado para se comparar os valores de K de mesma pata e velocidade, porém entre as amplitudes de 40° e 60°, com excessão da velocidade de 200°/s, que na amplitude de 40° apresentou valores negativos.

Com relação à pata direita, o teste estatístico indicou semelhança entre os coeficientes das duas amplitudes nas velocidades de 30°/s ($p = 0,8438$) e de 100°/s ($p = 0,1563$). A distribuição dos coeficientes é apresentada na Figura 5.9.

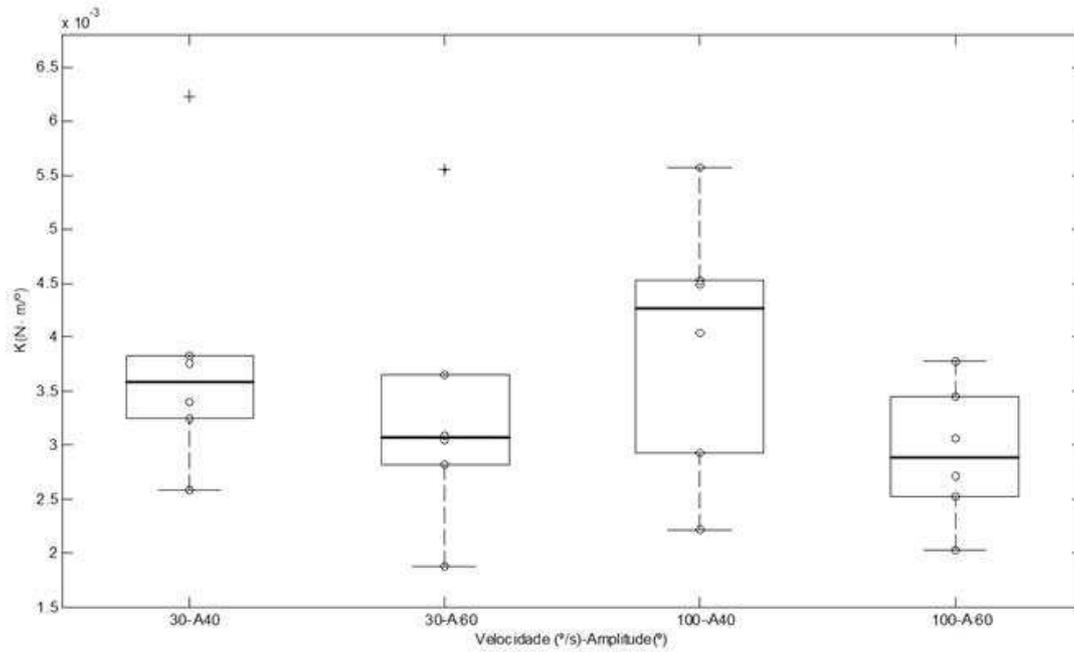


Figura 5.9 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata direita nas amplitudes de 40°(A40) e 60°(A60) e velocidades de 30°/s e 100°/s. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 1. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outliers*.

Com relação à pata esquerda, a análise estatística também não conseguiu refutar a hipótese de igualdade das velocidades de 30°/s ($p = 0,0937$) e 100°/s ($p = 0,2188$) entre as amplitudes. A distribuição dos coeficientes encontra-se na Figura 5.10.

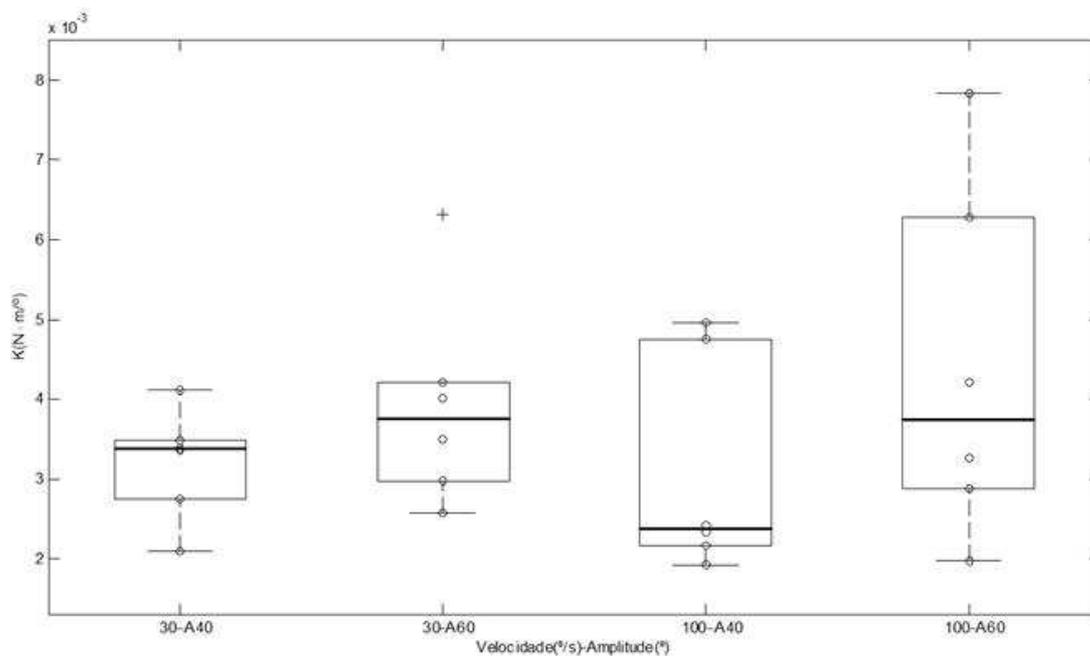


Figura 5.10 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata esquerda nas amplitudes de 40°(A40) e 60°(A60) e velocidades de 30°/s e 100°/s. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 1. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outliers*.

5.2.2 Trecho 2

5.2.2.1 Amplitude de 40°

O teste de *Friedman* para amostras pareadas indicou semelhança entre os valores de K quando comparadas as três velocidades da pata esquerda, a qual não apresentou coeficientes negativos na velocidade de 200°/s ($p = 0,223$). Os valores dos coeficientes de ambas as patas encontram-se sumarizados na Tabela 5.5, mostrando valores de intervalo interquartil e mediana elevados na pata esquerda.

Tabela 5.5 – Coeficientes de elasticidade (K) das patas direita e esquerda por velocidade e para a amplitude de 40°.

Velocidade (°/s)	Coeficiente de Elasticidade (N·m ^o) (x10 ⁻³)					
	Pata Direita			Pata Esquerda		
	Mediana	IQ	Média ± DP	Mediana	IQ	Média ± DP
30	3,12	1,85	3,49 ± 1,21	6,27	2,47	6,18 ± 2,79
100	4,02	1,33	3,97 ± 0,86	10,37	3,83	10,03 ± 3,43
200	-0,52	2,07	-0,44 ± 1,35	7,26	3,33	7,64 ± 2,18

DP – Desvio-padrão, IQ – Intervalo interquartil

Utilizando-se o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas na pata direita, houve semelhança na comparação da velocidade de 30°/s com a velocidade de 100°/s ($p = 0,3125$). Nota-se que, para a amplitude de 40°, também foram encontrados valores de K negativos para a velocidade de 200°/s, porém, neste caso, apenas na pata direita. Conforme observado na Tabela 5.3, coeficientes positivos foram encontrados ampliando-se o trecho de análise do sinal de torque (Trecho 3).

Quando comparados os coeficientes de uma mesma velocidade, porém entre patas, o teste de *Wilcoxon* indicou similaridade dos valores de K apenas na velocidade de 30°/s ($p = 0,0938$), diferente do encontrado para a velocidade de 100°/s ($p = 0,0313$). A Figura 5.11 apresenta o *box plot* dos coeficientes de ambas as patas.

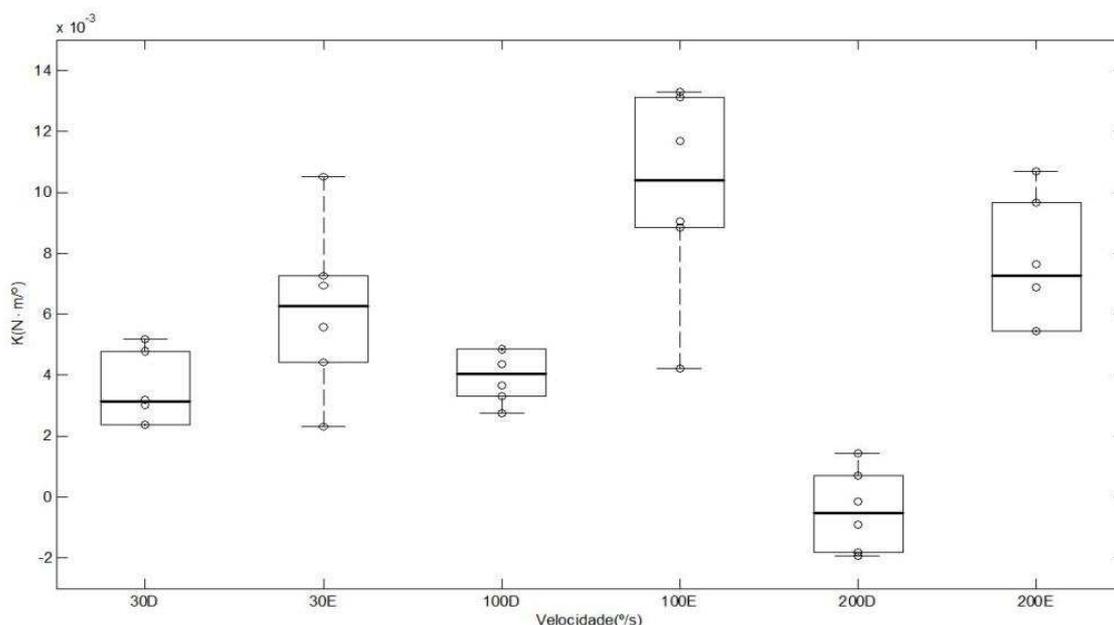


Figura 5.11 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) das patas direita (D) e esquerda (E), nas velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de movimento de 40°. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 2. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$).

5.2.2.2 Amplitude de 60°

A realização do teste de *Friedman* com a pata direita indicou semelhança entre os valores de K para as três velocidades estudadas ($p = 0,3114$), contudo, apontou diferença quando comparadas as velocidades da pata esquerda ($p = 0,0421$). Desta forma, procedeu-se a realização do teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas para esta pata, observando-se que a diferença ocorreu entre a velocidade de 30°/s e 100°/s ($p = 0,0312$), não ocorrendo entre as velocidades de 30°/s com 200°/s ($p = 0,4375$) e de 100°/s com 200°/s ($p = 0,3125$). Os valores encontrados para cada pata podem ser acompanhados na Tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Coeficientes de elasticidade (K) das patas direita e esquerda por velocidade e para a amplitude de 60°.

Velocidade (°/s)	Coeficiente de Elasticidade ($N \cdot m^{-2}$) ($\times 10^{-3}$)					
	Pata Direita			Pata Esquerda		
	Mediana	IQ	Média \pm DP	Mediana	IQ	Média \pm DP
30	2,65	0,58	2,94 \pm 0,93	5,52	3,76	6,55 \pm 2,78
100	3,46	0,95	3,32 \pm 0,58	9,38	1,84	9,67 \pm 1,97
200	2,48	0,76	2,50 \pm 0,45	8,89	2,42	7,88 \pm 3,20

DP – Desvio-padrão, IQ – Intervalo interquartil

Os resultados do teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas, realizado para se comparar os valores de K entre patas, apontou semelhança apenas na velocidade de 200°/s ($p = 0,0625$) e diferença para as demais velocidades ($p = 0,0312$). A distribuição dos coeficientes pode ser acompanhada na Figura 5.12.

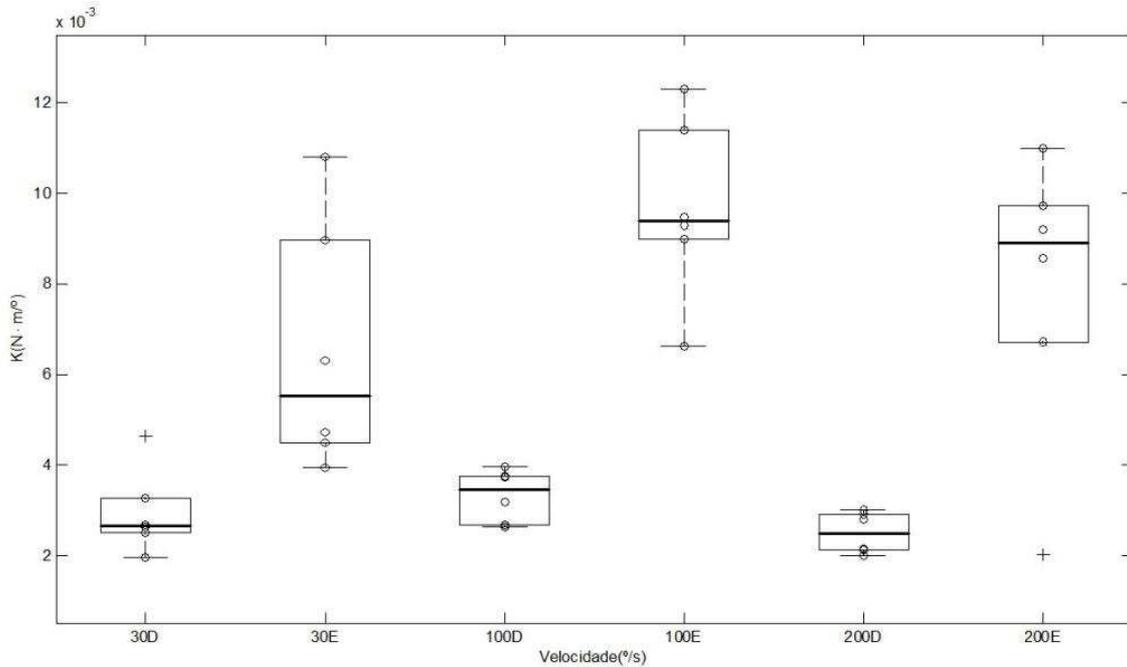


Figura 5.12 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) das patas direita (D) e esquerda (E), nas velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de movimento de 60°. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 2. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outliers*.

A repetição do teste estatístico de *Wilcoxon* para amostras pareadas, realizado para se comparar as patas, não modificou o resultado da análise estatística entre patas, mesmo após a eliminação do *outlier* da velocidade de 200°/s na pata esquerda e seu respectivo coeficiente na pata direita.

5.2.2.3 Comparação das Amplitudes de 40° e 60

O teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas utilizado para comparar os valores de K de mesma velocidade e pata, porém entre as amplitudes de 40° e 60°, indicou, para a pata direita, igualdade entre amplitudes nas velocidades de 30°/s e 100°/s ($p = 0,937$). Os coeficientes de ambas as amplitudes e velocidades da pata direita podem ser vistos

na Figura 5.13. Na figura pode-se notar a ausência da velocidade de 200°/s em função dos coeficientes negativos na amplitude de 40°.

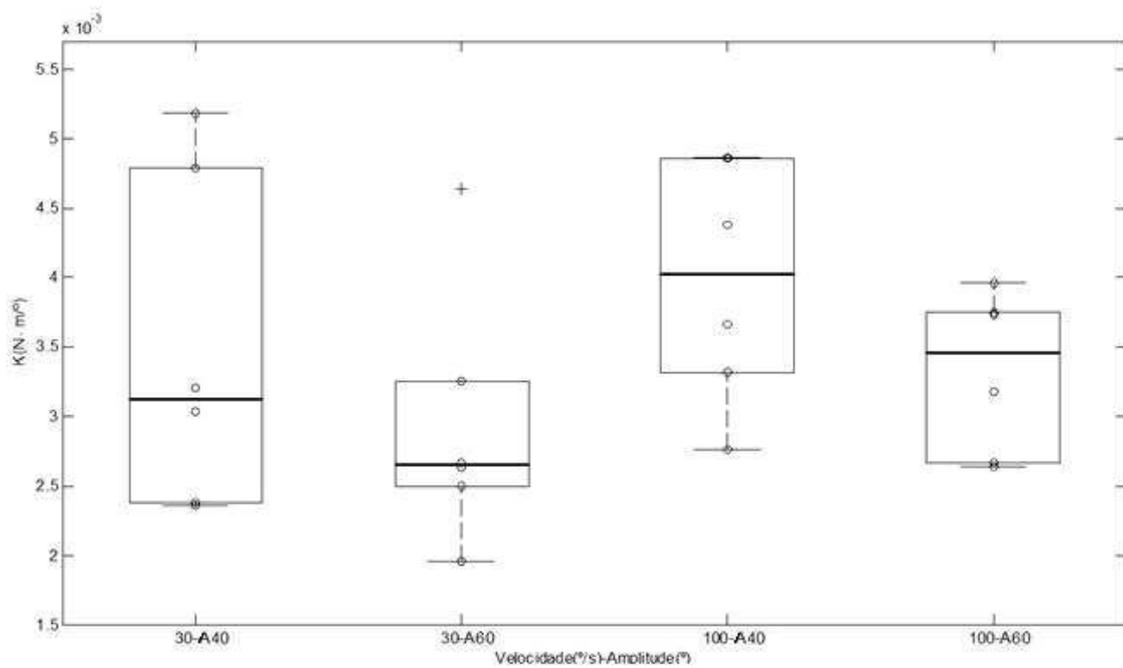


Figura 5.13 – Box plot dos coeficientes de elasticidade (K) da pata direita nas amplitudes de 40°(A40) e 60°(A60) e nas velocidades de 30°/s e 100°/s. Os valores foram obtidos pela análise do Trecho 2. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e o símbolo positivo (+) ao *outlier*.

A retirada do *outlier* da amplitude de 60° e velocidade de 30°/s, bem como seu coeficiente na amplitude de 40°, de acordo com o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas, aumentou a tendência à igualdade das amplitudes ($p = 0,125$).

Uma vez que na pata esquerda não apareceram coeficientes negativos nas duas amplitudes estudadas, as três velocidades foram testadas, verificando-se igualdade dos valores de K , que apresentaram índices de significância estatística elevados (30°/s e 200°/s, $p = 1$; 100°/s, $p = 0,8438$). A distribuição dos valores da pata esquerda pode ser acompanhada na Figura 5.14.

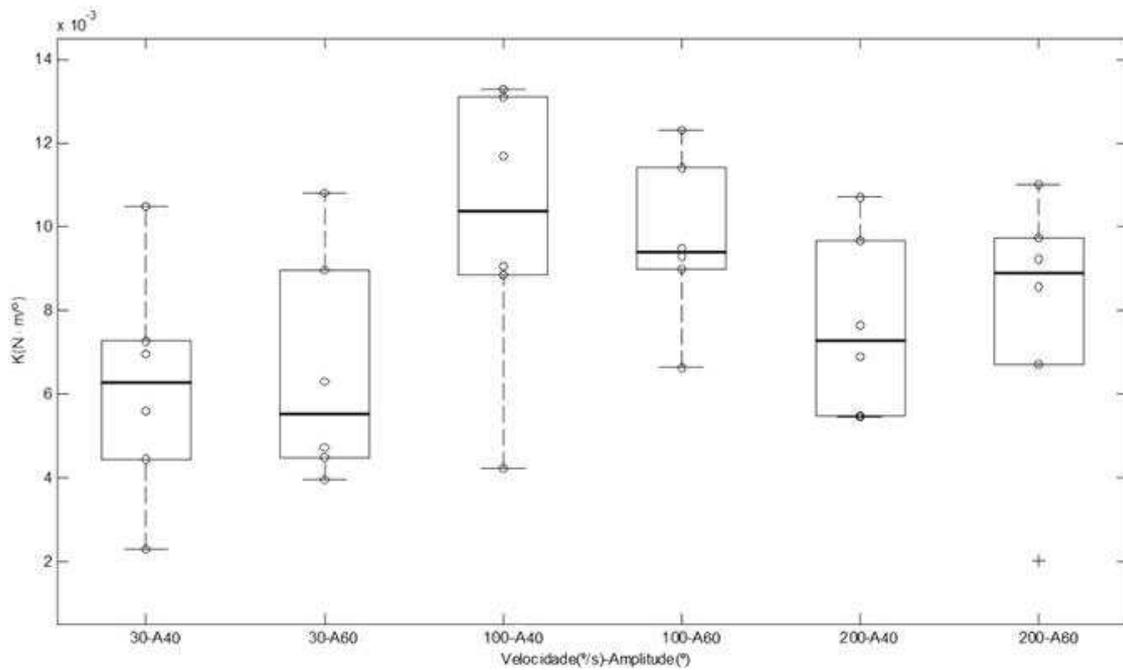


Figura 5.14 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata esquerda nas amplitudes de 40° (A40) e 60° (A60) e nas velocidades de $30^\circ/s$, $100^\circ/s$ e $200^\circ/s$. Os valores foram obtidos dos trechos de 50% a 70% do sinal de torque. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e o símbolo positivo (+) corresponde ao *outlier*.

5.2.3 Comparação dos Trechos 1 e 2

5.2.3.1 Amplitude de 40°

Os valores de K de cada velocidade e pata, obtidos nos Trechos 1 e 2, foram comparados utilizando-se o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas. O resultado, para a amplitude de 40° , apontou, para a pata direita, semelhança nas velocidades de $30^\circ/s$ ($p = 0,8438$) e $100^\circ/s$ ($p = 0,4375$). Nesta amplitude não foram comparados os valores da velocidade de $200^\circ/s$ em função dos valores de K negativos já comentados. A Figura 5.15 apresenta a distribuição dos valores de K para cada velocidade.

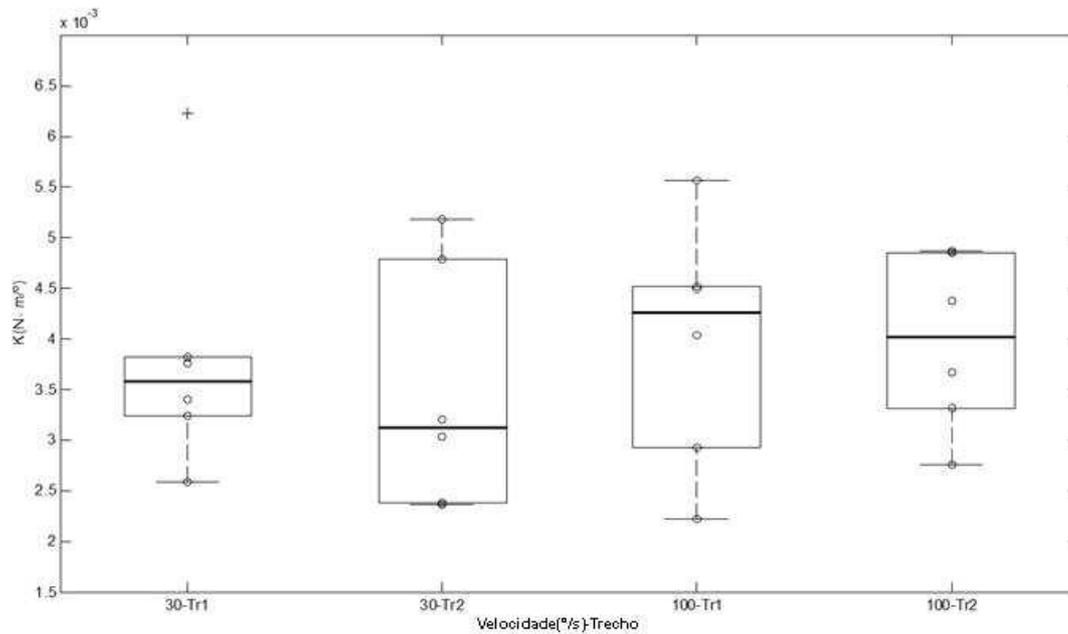


Figura 5.15 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata direita e Trechos 1 (Tr1) e 2 (Tr2), correspondentes às velocidades de 30°/s e 100°/s e amplitude de 40°. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e o símbolo positivo (+) ao *outlier*.

Já para a pata esquerda, fazendo uso do mesmo teste estatístico, foi verificada igualdade entre os Trechos 1 e 2 somente na velocidade de 30°/s ($p = 0,0625$) e tendência à hipótese da diferença para a velocidade de 100°/s ($p = 0,0312$). A Figura 5.16 apresenta a distribuição dos dados.

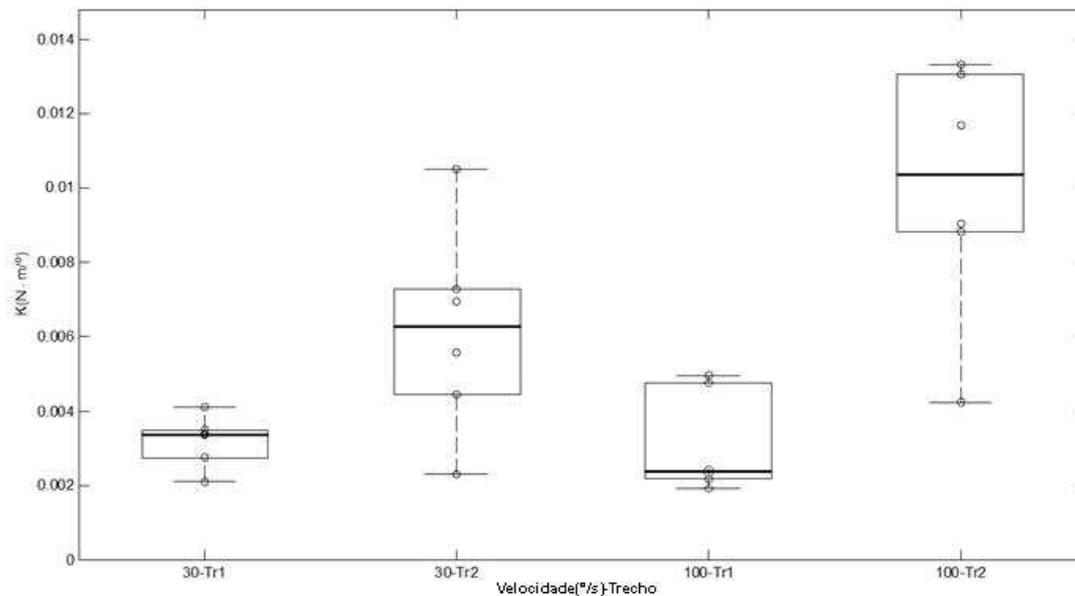


Figura 5.16 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata esquerda e Trecho 1 (Tr1) e 2 (Tr2), correspondente às velocidades de 30°/s e 100°/s e amplitude de 40°. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e o símbolo positivo (+) ao *outlier*.

5.2.3.2 Amplitude de 60°

Quanto à amplitude de 60°, o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas, comparando os valores de K das velocidades de uma mesma pata, porém entre os Trechos 1 e 2, não conseguiu detectar semelhança dos coeficientes entre os Trechos da pata direita na velocidade de 100°/s ($p = 0,0312$), embora o mesmo não tenha se aplicado às velocidades de 30°/s ($p = 0,5625$) e 200°/s ($p = 0,4375$). Os valores de K podem ser vistos na Figura 5.17.

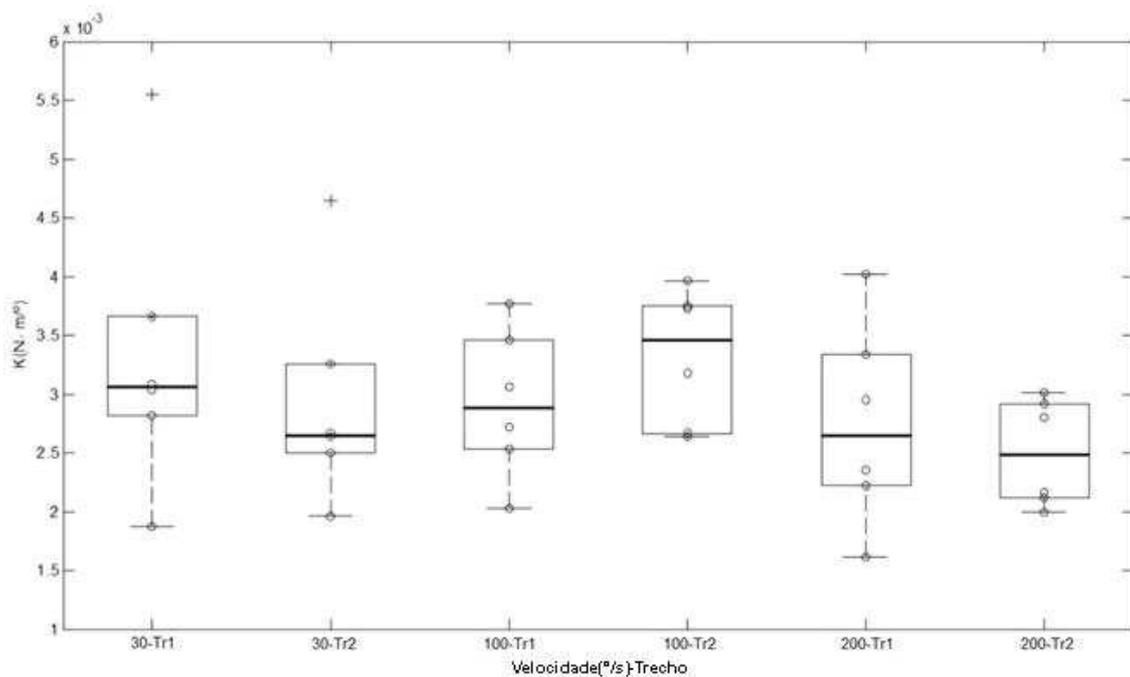


Figura 5.17 – Box plot dos coeficientes de elasticidade (K) da pata direita e Trechos 1 (Tr1) e 2 (Tr2) correspondente às velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de 60°. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outlier*.

A eliminação do *outlier* da velocidade de 30°/s no Trecho 1 e seu respectivo coeficiente no Trecho 2 não modificou a tendência de igualdade dos dados, embora o nível de significância estatística tenha aumentado expressivamente ($p = 1$). Da mesma forma, a eliminação do *outlier* do Trecho 2 e seu correspondente no Trecho 1, reduziu o nível de significância estatística na velocidade de 30°/s ($p = 0,3125$), embora a hipótese de igualdade dos Trechos tenha permanecido.

Na pata esquerda, todavia, somente houve semelhança entre Trechos na velocidade de 30°/s ($p = 0,1563$), enquanto nas velocidades de 100°/s e de 200°/s isto não aconteceu ($p = 0,0312$). A distribuição dos coeficientes é apresentada na Figura 5.18.

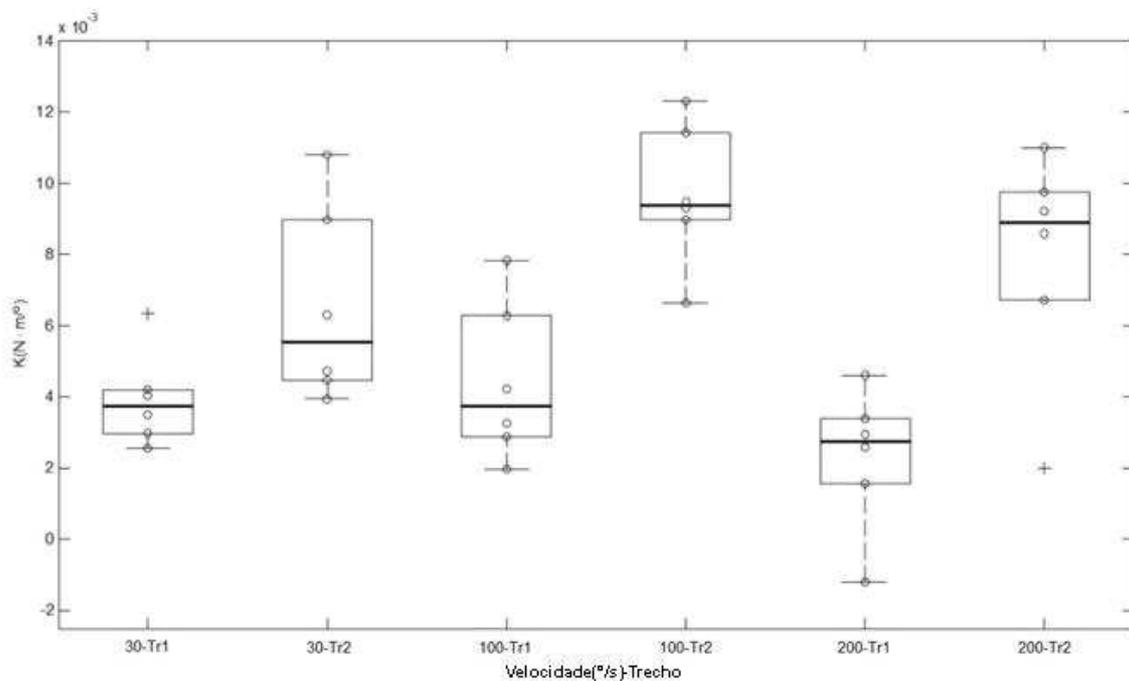


Figura 5.18 – *Box plot* dos coeficientes de elasticidade (K) da pata esquerda e Trechos 1 (Tr1) e 2 (Tr2) correspondente às velocidades de 30°/s, 100°/s e 200°/s e amplitude de 60°. Os círculos correspondem aos valores de K de cada animal ($n = 6$) e os símbolos de positivo (+) aos *outliers*.

A eliminação do coeficiente *outlier* da velocidade de 30°/s no Trecho 1 e o seu respectivo coeficiente no Trecho 2 não modificou a resposta estatística encontrada, embora o nível de significância tenha sofrido pequena redução ($p = 0,125$).

5.2.3.3 Síntese dos Coeficientes

Considerando-se as tendências verificadas nas análises dos coeficientes de elasticidade ao se comparar velocidades, patas, amplitudes e Trechos, o valores encontrados podem ser expressos pela Tabela 5.7.

Tabela 5.7 – Síntese dos Coeficientes de elasticidade (K) do estudo.
Coeficiente de Elasticidade ($N \cdot m^0$) ($\times 10^{-3}$)

Mediana	3,18
IQ	1,44
Mínimo	1,56
Máximo	7,84

IQ – Intervalo interquartil

CAPÍTULO 6

Discussão

6.1 Sobre Protocolo e Equipamento

A articulação do tornozelo é frequentemente utilizada quando se avalia a ação muscular em roedores (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, REIS *et al.*, 2008, HSIEH *et al.*, 2010). O posicionamento em 90° para o tornozelo e joelho dos ratos, a exemplo do utilizado por ASHTON-MILLER e colaboradores (1992), e que serviu de base para a construção do SQMR (Figura 3.3), também é compartilhado com outros estudos que avaliaram ratos (CUTLIP *et al.*, 1997 e 2004, WILLEMS, STAUBER, 1999, GERONILLA *et al.*, 2003). Posicionamento diferente deste foi utilizado por autores como SONG *et al.* (2004), MARSALA *et al.* (2005), KAKINOHANA *et al.* (2006) e EISUKE *et al.* (2007), os quais, embora tenham testado condições distintas envolvendo lesão, contração e tônus, também avaliaram os músculos extensores, mantendo o animal na posição prona com o joelho estendido enquanto a articulação do tornozelo era movimentada no sentido da flexão (Figuras 3.5 e 3.6).

Esta dissertação, contudo, não objetivou avaliar apenas um grupamento muscular isolado como o tríceps sural (SONG *et al.*, 2004, MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007), de modo que a posição neutra de 90°, escolhida para o tornozelo e joelho, foi a mais indicada para a avaliação do tônus normal, ao manter os músculos flexo-extensores mais relaxados antes do experimento. Além disso, reduziu-se a influência da gravidade sobre a pata do animal ao se realizar movimentos no plano horizontal, o que não foi possível no trabalho de autores como MARSALA *et al.* (2005) e KAKINOHANA *et al.* (2006), que mantiveram os pés dos animais suspensos (Figura 3.6).

O mecanismo utilizado para o posicionamento do joelho dos camundongos do estudo de ASHTON-MILLER *et al.* (1992) consistiu de um parafuso para compressão condilar do fêmur (Figura 3.3-B), que ficava a uma distância fixa da sapata. No presente trabalho optou-se pela introdução de uma estrutura de diâmetro maior na extremidade do parafuso (Figura 4.2-B), com o objetivo de cobrir uma área mais extensa da pata,

permitindo a adaptação de ratos de diferentes idades e tamanhos ao SQMR. Em função disto, a fixação do joelho do animal foi prejudicada. A perda da estabilidade, portanto, teve que ser suprida com a adaptação de calços entre o estabilizador metálico para joelho e o fêmur do animal, de forma a limitar os movimentos crânio-caudais e ântero-posteriores da tíbia dos ratos. Mesmo que pequenas, diferenças no comprimento da tíbia dos animais favoreceram as oscilações dos segmentos ósseos, sendo necessária esta estabilização adicional.

As amplitudes de 40° e 60° foram similares às utilizadas por BOSE *et al.* (2002), embora estudos já tenham empregado excursões maiores que variaram de 30° a 105° (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, HSIEH *et al.*, 2010). Acredita-se que as amplitudes escolhidas tenham permitido a detecção de um torque resistente estritamente mecânico (SHEEAN, 2002), de forma que não fossem desencadeados reflexos de estiramento deslocamento-dependentes (EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007), alterações plásticas dos tecidos (AQUINO *et al.*, 2005) ou algum torque advindo de restrições articulares.

Quanto à velocidade baixa de 30°/s empregada, esta foi suficiente para ajudar na identificação de respostas reflexas de estiramento velocidade-dependentes (OLSSON *et al.*, 2006). Para os animais analisados, também não foi encontrada esta resposta nas velocidades de 100°/s e 200°/s, podendo-se afirmar que o torque resistente elástico encontrado nos ratos normais teve origem estritamente mecânica, tal como verificado por MARSALA *et al.* (2005) e HSIEH *et al.* (2010) em seus estudos. Desta forma, não é possível considerar que o tônus muscular, sob as condições avaliadas, apresentou um comportamento velocidade-dependente, frequentemente citado nos estudos que avaliam a espasticidade (MCCREA *et al.*, 2003, MINUTOLI *et al.*, 2007).

Embora a presença de histerese seja uma característica comum dos tecidos viscoelásticos, tendendo a aumentar com a velocidade e acentuando-se em casos de lesão do SNC (PROCHAZKA *et al.*, 1997, MUSHAHWAR *et al.*, 2005, CHUNG *et al.*, 2008, PARK *et al.*, 2008, HSIEH *et al.*, 2010), as curvas ângulo-torque apontaram um aumento acentuado da histerese na velocidade de 200°/s, o que reflete a influência expressiva do atrito viscoso gerado pelo SQMR e evidenciado nos sinais como ondas quadradas das sapatas livres (Figuras 5.5 e 5.6).

Na população de ratos saudáveis, portanto, o torque resistente teria características predominantemente elásticas (SHEEAN, 2002, AQUINO *et al.*, 2005,

EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007), isto é, dependentes em grande parte do deslocamento angular e cujo torque seria produzido por proteínas contráteis e não contráteis dos sarcômeros, entre estas a titina e a nebulina (LABEIT, KOLMERER, 1995, LODISH *et al.*, 2000, GAJDOSIK, 2001) (Figura 2.3), além dos envoltórios de tecido conectivo dos músculos e estruturas adjacentes, conforme descrito na seção 2.1.2.

O número de amostras utilizado em outros trabalhos também não divergiu muito do empregado nesta dissertação, tal como o observado nos estudos de contração muscular realizados por WILLEMS e STAUBER (1999), EISUKE *et al.* (2007) e OCHI *et al.* (2007), que utilizaram seis animais, e SONG *et al.* (2004) que utilizaram dez animais por grupo. Na avaliação do tônus o número de animais também não foi muito diferente dos trabalhos que utilizaram ratos normais e espásticos, com números iguais a, respectivamente, quatro e oito (BOSE *et al.*, 2002) e cinco e doze (MARSALA *et al.*, 2005) ou mesmo grupos de nove (HSIEH *et al.*, 2010) e doze (KAKINOHANA *et al.*, 2006) animais.

Como em outros trabalhos, o protocolo de testes também incluiu a administração de sedativos e manutenção dos animais em um contensor apropriado (MARSALA *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006, HSIEH *et al.*, 2010), possibilitando que apenas as propriedades mecânicas musculares fossem acessadas, além de reduzir a ocorrência de contrações voluntárias. Tal conduta foi diferente da seguida nos estudos de BENNET *et al.* (1999) e MUSHAHWAR *et al.* (2005), que avaliaram a cauda, enquanto BOSE *et al.* (2002), MARSALA *et al.* (2005) e HSIEH *et al.* (2010) avaliaram o tornozelo de ratos, sem citarem o uso de sedação para a realização dos experimentos.

Os autores HSIEH *et al.* (2010), ao estudarem o tônus de ratos sem sedação e empregando velocidades elevadas como BOSE *et al.* (2002), identificaram artefatos de movimento nos sinais de EMG do músculo gastrocnêmio, produzidos pela interferência dos animais. Os autores relataram este fato como sendo um dos problemas que envolvem o experimento com animais despertos, o que não foi relatado por autores como BOSE *et al.* (2002) e MARSALA *et al.* (2005), ao avaliarem ratos nestas condições.

A possível interferência dos animais despertos, tal como a observada por HSIEH e colaboradores (2010), convergiu para a conduta de sedação nesta dissertação, o que foi confirmado em testes pilotos nos quais observou-se a participação voluntária dos animais, independente da velocidade empregada. O protocolo experimental, consistindo

da coleta dos 20 ciclos para cada uma das três velocidades e utilizando duas amplitudes de movimento em ambas as patas, mostrou ser inviável para conter a participação voluntária dos animais durante todo o período de testes, sem a utilização da sedação. Possivelmente o número de ciclos utilizados, prolongando o tempo de avaliação, também contribuiu para a observação destes artefatos de movimento, tanto nos testes pilotos, quanto no trabalho de HSIEH *et al.* (2010), que também contou com um número similar de ciclos para cada uma das cinco frequências avaliadas.

Embora os ratos tenham sido avaliados em estado de sedação, acredita-se que tal fato não interferiu nos resultados, visto que, diferente da espasticidade (DIETZ, 2008, ALIBIGLOU *et al.*, 2008, FARRAR *et al.*, 2008), na qual a interferência na resposta muscular poderia ser alterada com a utilização de agentes farmacológicos atuantes sobre o sistema nervoso (BOSE *et al.*, 2002, MARSALA *et al.*, 2005, HSIEH *et al.*, 2010), na avaliação do tônus normal estes não afetariam as propriedades intrínsecas musculares (GAJDOSIK, 2001, SHEEAN, 2002, EISUKE *et al.*, 2007, OCHI *et al.*, 2007).

Quanto ao dinamômetro isocinético empregado, em trabalho realizado para avaliar a força muscular de ratos, autores como CUTLIP *et al.* (1997 e 2004), WILLEMS e STAUBER (1999) e GERONILLA *et al.* (2003), citados na seção 3.1.3, utilizaram um servomotor de torque contínuo de 2,89 N·m, encontrando resultados satisfatórios sem relatarem intercorrências com a utilização do motor. Segundo CUTLIP e colaboradores (1997), um rato de 200 g a 320 g seria capaz de exercer uma força máxima de 30 N ou um torque de aproximadamente 0,75 N·m sobre uma célula de carga. Nesta dissertação, todavia, alguns inconvenientes foram observados em função da capacidade de geração de torque do servomotor, como interferências eletromagnéticas, mesmo com 3,8 N·m de torque, aproximadamente 1,3 vezes maior do que o utilizado nos estudos citados anteriormente.

O equipamento que fornecia, além do sinal de goniometria, a tensão em Volt proporcional ao torque resistente gerado pelo animal, não foi suficientemente sensível para detectar este último, pois, quando ligado, gerou ruídos significativos no sinal de torque, mesmo com aterramento. A alternativa utilizada de substituir a detecção do torque, fornecida pelo servomotor, pela informação proveniente de uma célula de carga adaptada ao eixo de rotação (Figuras 4.4 e 4.5) mostrou-se satisfatória, principalmente quando associada com o isolamento das estruturas, de forma a impedir o contato do eixo do motor diretamente com o dinamômetro. O circuito condicionador utilizado para

filtragem e amplificação do sinal de torque também contribuiu para a redução das interferências eletromagnéticas geradas pelo servomotor.

6.2 Sobre o Tônus

6.2.1 Torque e Força

As amplitudes máximas de torque e força (Tabela 5.1) alcançadas nesta dissertação para as patas direita e esquerda, que variaram de $8,72 \cdot 10^{-3}$ N·m (0,44 N) a $32,55 \cdot 10^{-3}$ N·m (1,63 N), tiveram seus maiores valores na pata esquerda, o que pôde ser observado nas Figuras 5.1 e 5.2, indicando que o torque do SQMR exerceu maior influência sobre o sinal coletado nesta pata.

Os valores de torque resistente encontrados não suplantaram o valor de torque contínuo de 0,25 N·m do servomotor utilizado por ASHTON-MILLER *et al.* (1992) para avaliação de camundongos pesando 33 g, indicando que, para ratos saudáveis e relaxados, a utilização de um servomotor de torque contínuo menor, até do que o utilizado por CUTLIP *et al.* (1997 e 2004), WILLEMS e STAUBER (1999) e GERONILLA *et al.* (2003), também poderia ser empregado para a avaliação do tônus de ratos saudáveis, tendo o potencial de reduzir os inconvenientes da interferência eletromagnética encontrada com o emprego do servomotor de 3,8 N·m.

Nas comparações utilizando-se as medidas de força (Tabela 5.1), os valores deste estudo não suplantaram a força tetânica isométrica de 3,3 N obtida nos músculos extensores do tornozelo por ASHTON-MILLER *et al.* (1992), embora tenham alcançado valores maiores do que a força de 1,4 N produzida pelos músculos flexores (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992). Já na comparação com outros experimentos envolvendo ratos, todos os resultados foram maiores do que a força máxima de 0,078 N encontrada por MARSALA e colaboradores (2005) ao avaliarem o tônus do tríceps sural de ratos saudáveis. Os valores desta dissertação, contudo, seriam mais semelhante aos valores de tônus obtidos pelos mesmos autores em ratos espásticos, que variaram de 0,98 N a 7,9 N.

A ausência de informação sobre o braço de alavanca considerado no trabalho de MARSALA *et al.* (2005) dificultam a verificação da influência de seu comprimento, considerado nesta dissertação como sendo de 0,02 m, na acentuação das diferenças de

resultados entre os dois estudos. Outra questão que deve ser pontuada é que não se procurou reduzir a influência da gravidade sobre a pata do animal (Figura 3.6) durante os experimentos dos autores citados, o que, provavelmente, pode ter interferido nos resultados, o que foi uma preocupação desta dissertação. Além disto, as amplitudes analisadas nos protocolos fizeram com que o pico de força resistente verificado no tríceps sural pelos referidos autores corresponda a angulações menores do que a que foi avaliada nesta dissertação, ou seja, enquanto MARSALA *et al.* (2005) avaliaram o tônus até 60° de flexão de tornozelo, nesta dissertação o tônus foi avaliado a partir desta angulação, o que poderia justificar um torque resistente mais elevado do que o encontrado por esses autores para o grupamento muscular analisado.

No trabalho de BOSE *et al.* (2002) que, assim como MARSALA e colaboradores (2005) avaliaram o tônus do tríceps sural, foram verificados valores máximos de força resistente para os ratos normais em torno de 1,3 N, enquanto para o grupo com lesão medular este valor chegou a pouco mais de 1,6 N. Os resultados de BOSE e colaboradores (2002), diferente do apresentado por MARSALA *et al.* (2005) para ratos saudáveis, são maiores do que os encontrados nesta dissertação, com exceção da velocidade de 200°/s e pata esquerda. Esta exceção foi gerada, provavelmente, pela influência do atrito viscoso evidenciado com a coleta dos sinais das sapatas livres e que apresentaram degraus de torque associados com o aumento da velocidade (Figuras 5.5 e 5.6).

Tanto os resultados desta dissertação quanto os do experimento de BOSE *et al.* (2002) foram mais similares aos menores resultados encontrados para ratos espásticos no estudo de MARSALA *et al.* (2005). Tal fato pode ser explicado pela amplitude de movimento avaliada e que, no caso de BOSE e colaboradores (2002), ficou entre 83° e 95°, angulações que além de serem maiores do que a avaliada por MARSALA e colaboradores (2005), também estão compreendidas na amplitude de movimento utilizada nesta dissertação.

Os resultados encontrados para os animais relaxados também mantiveram a coerência com estudos de contração isométrica dos extensores do tornozelo, ao apresentarem-se menores do que os 9 N e 19,2 N encontrados, respectivamente, por CUTLIP *et al.* (1997) e WILLEMS e STAUBER (1999).

O ensaio experimental realizado com a mobilização da sapata livre mostrou que o SQMR contribuiu com componentes elevados de torques, principalmente nas

velocidades de 100°/s e 200°/s, que chegaram a ser superiores ao torque resistente produzido com a presença dos animais no SQMR (Figuras 5.5 e 5.6). A explicação mais aceita para esta incoerência repousaria sobre o próprio SQMR, pois como o torque obtido com a sapata foi coletado somente ao final dos experimentos com os animais, interferências como a redução da lubrificação das estruturas ou depósito de resíduos como pêlos, poeira e outros, podem ter contribuído para aumentarem o atrito mecânico observado nos sinais da sapata livre.

Embora este atrito tenha tido a capacidade de influenciar a amplitude máxima do torque obtido com os ratos, observou-se que o sinal de torque da sapata (Figuras 5.5 e 5.6) divergiu do verificado com a presença dos animais (Figuras 5.1 e 5.2), principalmente na equiparação da morfologia deste com a goniometria, semelhança que não se observa com o torque da sapata livre. Em função disto, acredita-se que o torque viscoso gerado pela sapata não interferiu na caracterização elástica muscular, uma vez que esta é dependente das mudanças de posição e não de velocidade.

6.2.2 Coeficiente de Elasticidade (K)

Nesta dissertação, além do torque resistente obtido com a presença dos animais ter sofrido influências do atrito viscoso do SQMR, limitando a utilização desta medida na comparação com outros experimentos, fatores como o estado de vigília dos animais (BOSE *et al.*, 2002, HSIEH *et al.*, 2010); a avaliação de diferentes segmentos corporais (MUSHAHWAR *et al.*, 2005, KAKINOHANA *et al.*, 2006, REIS *et al.*, 2008) e as variações de posicionamento capazes de alterarem as relações biomecânicas das estruturas (ASHTON-MILLER *et al.*, 1992, MARSALA *et al.*, 2005), entre outros, podem ter contribuído para algumas diferenças de torque observadas entre os estudos. Desta forma, o emprego do modelo massa-mola-amortecedor (PROCHAZKA *et al.*, 1997, PANDYAN *et al.*, 2001, MCCREA *et al.*, 2003) e, mais especificamente, do coeficiente de elasticidade (K), é um dado que melhor caracteriza o tônus muscular normal, por basear-se na inclinação da curva ângulo-torque e não na amplitude da mesma, considerando-se a característica elástica deslocamento-dependente do tônus.

6.2.2.1 Trecho 1

Embora o Trecho 1 (30% a 50%) dos sinais de torque, coletados na amplitude de 40° (-20 a +20°), tenha apresentado coeficientes de elasticidade semelhantes nas velocidades de 30°/s e 100°/s, independente da pata avaliada, coeficientes negativos foram encontrados na velocidade de 200°/s e nas duas patas (Tabela 5.2 e Figura 5.7). Este mesmo comportamento foi observado no Trecho 2 (50% a 70%) nas mesmas velocidades e amplitudes, porém na pata direita (Figura 5.11).

Coeficientes negativos não são coerentes com a morfologia das curvas de torque e goniometria adquiridas nos testes, as quais foram processadas em uma mesma condição (Figuras 5.1 e 5.2). Partindo desta premissa, e para manter a coerência dos resultados de goniometria e torque, o método dos mínimos quadrados deveria gerar coeficientes de mesmo sinal, padronizados neste estudo como positivos (+), tal como observado nas médias dos coeficientes das velocidades de 30°/s e 100°/s (Tabela 5.2).

Uma das hipóteses para explicar estes problemas envolvendo a velocidade de 200°/s, em termos de processamento, considera o intervalo de análise. Observou-se que nos testes com a amplitude de 40°, associada à velocidade de 200°/s, o descarte dos 30% iniciais não seria suficiente para se evitar as influências da aceleração-desaceleração da sapata sobre um trecho maior do sinal de torque (Figuras 5.3-A e 5.4-A), com exceção do Trecho 2 e pata esquerda. A velocidade não atinge seu valor constante instantaneamente e na velocidade de 200°/s levaria um período de tempo relativamente maior para se estabilizar, coincidindo com o trecho analisado do sinal. A seleção de um intervalo de análise maior e mais centralizado no sinal de torque favoreceu a identificação dos coeficientes, o que pôde ser comprovado pela análise do Trecho 3 (35% a 70%), que gerou coeficientes positivos na velocidade de 200°/s em ambas as patas (Tabela 5.3 e Figuras 5.3-B e 5.4-B).

Mesmo o Trecho 3 apresentando coeficientes de elasticidade positivos pela ampliação do intervalo de análise, na comparação entre patas houve tendência à rejeição da hipótese de igualdade dos coeficientes. Este resultado pode ter sido provocado por alguma influência sobre o sinal da pata esquerda, que além de apresentar medianas e intervalos interquartis elevados (Tabela 5.3), também apresentou um sinal de torque com uma tendência mais parabólica do que exponencial (Figuras 5.1 e 5.2), o que não seria esperado em uma análise dos componentes passivos musculares (Figura 2.6)

(LIEBER, 1986, GADJOSIK, 1991, LIEBER, BODINE-FOWLER, 1993, ACKERMAN, 2002).

A semelhança entre os coeficientes, quando analisadas as velocidades de uma mesma pata, tanto na amplitude de 40° quanto de 60°, indicou a ausência do comportamento velocidade-dependente do tônus normal, tal como o estudo de MARSALA *et al.* (2005) e HSIEH *et al.* (2010) (Figura 3.2), corroborando com a literatura que relata este comportamento no tônus espástico (SHEEAN, 2002, MCCREA *et al.*, 2003, MINUTOLI *et al.*, 2007).

Ampliando-se a avaliação para 60° (-30° a +30°), não foram verificados coeficientes negativos na velocidade de 200°/s com a frequência que ocorreu na amplitude de 40°, indicando que o aumento de 20° na amplitude favoreceu a caracterização do torque resistente, reduzindo a interferência da aceleração-desaceleração sobre o trecho analisado. Contudo, é importante observar que um dos animais testados nesta amplitude e velocidade apresentou o coeficiente da pata esquerda com valor negativo (Figura 5.8), em função do que se acredita ser um caso isolado de artefato de movimento do animal, do calço para posicionamento do joelho ou do SQMR, não detectado no momento da coleta do sinal.

Ao se comparar os coeficientes de elasticidade das angulações de 40° e 60° e Trecho 1, não foi verificado um comportamento deslocamento-dependente nas velocidades de 30°/s e 100°/s, as únicas consideradas nesta análise em função dos coeficientes negativos da velocidade de 200°/s. Diferenças estatísticas entre os coeficientes das duas amplitudes, associadas a coeficientes elevados na amplitude de 60°, poderiam indicar tal comportamento, o que não ocorreu. Isto é indicativo de que, além de não ocorrer alteração nas propriedades mecânicas dos componentes avaliados também não foi desencadeado o reflexo miotático (Figura 2.8) em resposta ao aumento da amplitude de movimento (KANDEL *et al.*, 2003, BEAR *et al.*, 2008).

6.2.2.2 Trecho 2

O processamento dos sinais de torque, considerando o Trecho 2 (50% a 70%), apresentou algumas características distintas do observado no Trecho 1, que incidiram principalmente sobre a pata esquerda, fundamentando a decisão inicial de se fragmentar a análise dos coeficientes nos dois Trechos propostos (Figuras 4.13 e 4.14).

Na amplitude de 40° houve uma espécie de continuidade com o Trecho 1 no comportamento das velocidades da pata direita, com semelhança entre os coeficientes das velocidades de 30°/s e 100°/s, uma vez que a velocidade de 200°/s, por ser negativa (Figura 5.11), não foi incluída na análise estatística. Na amplitude de 60°, onde não foram verificados coeficientes negativos, os testes estatísticos continuaram fornecendo resultados similares aos observados no Trecho 1 para a pata direita, como a semelhança dos coeficientes entre todas as velocidades e, portanto, ausência de comportamento velocidade-dependente.

A análise do Trecho 2 dos sinais de torque coletados na pata esquerda e amplitude de 40° não apresentou coeficientes negativos como na análise do mesmo sinal no Trecho 1. Embora a ausência destes valores negativos pareça coerente, as diferenças entre as patas e os Trechos indicam o contrário, pois enquanto a pata direita apresentou coeficientes com um comportamento similar ao encontrado no Trecho 1, os coeficientes da pata esquerda, obtidos no Trecho 2, não pareceram pertencer ao mesmo sinal analisado no Trecho 1, o que seria esperado em um tônus normal.

Mesmo que no Trecho 1 a pata esquerda tenha apresentado algumas diferenças em relação à pata direita, como um maior intervalo interquartil com o aumento de 20° na amplitude, não foi verificada diferença entre patas e velocidades, o que ocorreu no Trecho 2. Embora o teste estatístico tenha confirmado a semelhança dos coeficientes entre as três velocidades da pata esquerda na amplitude de 40°, isto não ocorreu na amplitude de 60°, com diferença entre as velocidades de 30°/s e 100°/s. Acredita-se que a semelhança encontrada entre a velocidade de 200°/s com as demais, neste caso, não reflete uma relação verdadeira, e pode ter sido favorecida por intervalos interquartis maiores na pata esquerda (Tabela 5.6 e Figura 5.12), associados a um número reduzido de amostras, o que culminou com a dificuldade do teste estatístico em rejeitar a hipótese de igualdade.

Enquanto a semelhança entre patas, na amplitude de 40°, ocorreu apenas na velocidade de 30°/s (Tabela 5.5 e Figura 5.11), na amplitude de 60° houve semelhança entre patas somente na velocidade de 200°/s. Embora o teste estatístico de *Wilcoxon* para amostras pareadas tenha indicado semelhança nesta velocidade, isto não é evidente à observação da Tabela 5.6 e da Figura 5.12, uma vez que todas as medianas e intervalos interquartis da pata esquerda apresentaram-se bem maiores do que na pata direita.

6.2.2.3 Comparando Trechos

Na comparação entre os Trechos 1 e 2, e amplitude de 40°, a pata direita apresentou coeficientes de elasticidade semelhantes nas velocidades de 30°/s e 100°/s, as únicas testadas (Figura 5.15), significando que os coeficientes são estatisticamente iguais. A mesma tendência não foi observada na pata esquerda, com semelhança estatística ocorrendo apenas na velocidade de 30°/s (Figura 5.16). Esta diferença encontrada entre os Trechos na velocidade de 100°/s deve-se a coeficientes altos encontrados para esta velocidade no Trecho 2 e que são até mais altos do que os da velocidade de 30°/s, coletados no mesmo Trecho, confirmando alguma influência mecânica sobre o sinal obtido nesta pata e, principalmente, no Trecho 2.

Na amplitude de 60°, entretanto, a comparação entre os Trechos da pata direita não foi estatisticamente satisfatória na velocidade de 100°/s, embora à análise do *box plot* (Figura 5.17) esta diferença não pareça significativa. As diferenças mais significativas, conforme previsto, afetaram a pata esquerda que, nesta amplitude, apresentou semelhança dos coeficientes apenas na velocidade de 30°/s, embora a distribuição dos coeficientes, para esta velocidade, pareça distinta quando se observa o *box plot* (Figura 5.18).

Uma vez que as análises gráficas e estatísticas, de forma isolada, foram pouco conclusivas, a análise dos coeficientes de elasticidade deve ser realizada de forma integral. Desta forma, a semelhança entre os coeficientes da pata direita, quando comparados os Trechos 1 e 2, expressa que um único coeficiente obtido, por exemplo, pela análise do Trecho 3 (de 35% a 70%), seria representativo do tônus normal, diferente do que ocorreu com a análise do Trecho 2 e pata esquerda, que necessitaria de dois coeficientes, o que não é plausível para a caracterização de um tônus predominantemente elástico.

Na pata esquerda também foi observada uma tendência de intervalos interquartis maiores do que na pata direita (Tabelas 5.2, 5.4, 5.5 e 5.6), expressando a dificuldade de caracterização dos coeficientes, também, no Trecho 1. Contudo, em vista das semelhanças observadas entre as patas no Trecho 1, acredita-se que as interferências do SQMR puderam ser atenuadas neste Trecho, diferente do que ocorreu com os sinais coletados no Trecho 2.

CAPÍTULO 7

Conclusão

Um novo sistema isocinético de quantificação mecânica para ratos (SQMR) foi desenvolvido e utilizado para a caracterização do tônus muscular de ratos saudáveis. Com base nos resultados obtidos conclui-se que o torque resistente produzido pela mobilização passiva do tornozelo de ratos saudáveis é predominantemente elástico e de forma similar ao sinal de goniometria. Os achados indicaram que o torque produzido pelos animais não apresentou características velocidade-dependentes e nem deslocamento-dependentes com o aumento de 20° na amplitude de movimento, com a exclusão da velocidade de 200°/s da análise.

Os resultados do estudo indicam que o coeficiente de elasticidade (K), em unidade $N \cdot m/^\circ$, obtido com a utilização do modelo massa-mola-amortecedor, pode ser utilizado para a caracterização do tônus, em lugar de comparações feitas simplesmente com base no torque total produzido pelos animais, também podendo ser aplicado em casos de alterações do tônus por condições patológicas como a espasticidade. Nesta aplicação é de se esperar um torque resistente com característica marcadamente elástica, dependente da velocidade e de amplitude significativamente maior que a encontrada neste trabalho.

Apesar dos problemas encontrados no primeiro protótipo, o SQMR parece ser uma boa alternativa aos métodos imprecisos ou invasivos para a quantificação do que foi denominado neste estudo de “tônus muscular”, pois foi eficaz na detecção do torque resistente passivo de ratos normais, quando realizados experimentos com a pata direita, visto que sobre a pata esquerda houve um erro sistemático observado nas amplitudes superiores a 0°. Supõe-se que tal erro deva-se a um atrito gerado pelo servomotor quando movimentado nesta angulação, e que deve ser corrigido para que o sistema seja utilizado amplamente para a avaliação, não somente da pata direita, mas também da pata esquerda em amplitudes que suplantem 0° (flexão do tornozelo).

Adaptações reguláveis no estabilizador para joelho também são indicadas para prover ajustes às variações anatômicas dos animais de pequeno porte, reduzindo ainda mais a necessidade de dispositivos que auxiliem o posicionamento do animal no SQMR. Além disto, propõem-se a adaptação de uma célula de carga com menor capacidade

máxima, de forma a melhorar a sensibilidade do SQMR e permitir a detecção mais apurada do tônus.

As perspectivas futuras apontam para a necessidade de pequenas melhorias no SQMR, de modo a torná-lo uma ferramenta importante para estudos dedicados à caracterização do tônus em situações de treinamento ou de enfermidades que afetem o SNC, levando a quadros como o de espasticidade.

Referências Bibliográficas

ACKERMAN, U, 2002, *PDQ Physiology*. 1 ed. Ontario, BC Decker. Disponível em: <http://books.google.com/books?id=TwnLzgXkP8oC&printsec=frontcover&hl=pt-BR&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false>. Acesso em: 15 ago. 2010.

ALBERTS, B., JOHNSON, A., LEWIS, J. et al., 2002, “The Cytoskeleton”. In: *Molecular Biology of The Cell*, 4 ed., chapter 16, New York, USA, Garland Science. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK26888/>>. Acesso em: 15 dez. 2010.

ALIBIGLOU, L., RYMER, W. Z., HARVEY, R. L. et al., 2008, “The Relation Between Ashworth Scores and Neuromechanical Measurements of Spasticity Following Stroke”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 5, n. 18 (Jul), pp. 1-14

AQUINO, C. F., VIAA, S. O., FONSECA, S. T., 2005, “Comportamento Biomecânico e Resposta dos Tecidos Biológicos ao Estresse e à Imobilização”, *Fisioterapia em Movimento*, v. 18, n. 2 (Abr/Jun), pp. 35-43.

AROKOSKI, J. P. A., SURAKKA, J., OJALA, T. et al., 2005, “Feasibility of the Use of a Novel Soft Tissue Stiffness Meter”, *Physiological Measurement*, v. 26, n. 3 (Feb), pp. 215-228.

ASHTON-MILLER, J. A., HE, Y., KADHIRESAN, V. A. et al., 1992, “An Apparatus to Measure in Vivo Biomechanical Behavior of Dorsi- and Plantarflexors of Mouse Ankle”, *Journal of Applied Physiology*, v. 72, n. 3 (Mar), pp. 1205-1211.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2008, *Neuroscience: Exploring the Brain*. 3 ed. USA, Lippincott Williams & Wilkins.

BENNETT, D. J., GORASSINI, M., FOUAD, K. et al., 1999, “Spasticity in Rats with Sacral Spinal Cord Injury”, *Journal of Neurotrauma*, v. 16, n. 1 (Jan), pp. 69-84.

BENNETT, D. J., LI, Y., HARVEY, P. et al., 2001, “Evidence for Plateau Potentials in Tail Motoneurons of Awake Chronic Spinal Rats with Spasticity”, *Journal of Neurophysiology*, v. 86, n. 4 (Oct), pp. 1972-1982.

BOFF, S. R., 2008, “A Fibra Muscular e Fatores que Interferem no seu Fenótipo”, *Acta Fisiátrica*, v. 15, n. 2 (Jun), pp. 111-116.

BORGES, A. C. S., 2009, *Sistema de Dinamometria Isométrica e Isocinética para Animais de Pequeno Porte*. Trabalho de Conclusão de Curso, Departamento de Engenharia Eletrônica, Escola Politécnica/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BOSE, P., PARMER, R., THOMPSON, F. J., 2002, “Velocity-Dependent Ankle Torque in Rats After Contusion Injury of the Midthoracic Spinal Cord: Time Course”, *Journal of Neurotrauma*, v. 19, n. 10 (Oct), pp. 1231-1249.

CALOTA, A., FELDMAN, A. G., LEVIN, M. F., 2008, “Spasticity Measurement Based on Tonic Stretch Reflex Threshold in Stroke Using a Portable Device”, *Clinical Neurophysiology*, v. 119, n. 10 (Oct), pp. 2329-2337.

CAVORZIN, P. L., HERNOT, X., BARTIER, O. et al., 2001, “A Computed Model of the Pendulum Test of the Leg for Routine Assessment of Spasticity in Man”, *ITBM-RBM*, v. 22, n. 3 (Jun), pp. 170-177.

CHUNG, S. G., REY, E., BAI, Z. et al., 2008, “Separate Quantification of Reflex and Nonreflex Components of Spastic Hypertonia in Chronic Hemiparesis”, *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 89, n. 4 (Apr), pp. 700-710.

CUTLIP, R. G., GERONILLA, K. B., BAKER, B. A. et al., 2004, “Impact of Muscle Length During Stretch-Shortening Contractions on Real-Time and Temporal Muscle Performance Measures in Rats in Vivo”, *Journal of Applied Physiology*, v. 96, n. 2 (Feb), pp. 507-516.

CUTLIP, R. G., STAUBER, W. T., WILLISON, R. H. et al., 1997, “Dynamometer for Rat Plantar Flexor Muscles in Vivo”, *Medical and Biological Engineering Computing*, v. 35, n. (Sep), pp. 540-543.

DANTAS, A. R., 2008, *Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

DIETZ, V., 2008, “Studies on the Spastic Rat: An Adequate Model For Human Spastic Movement Disorder?”, *Journal of Neurophysiology*, v. 99, n. 2 (Sep), pp. 1039-1040.

DONG, H., WANG, L., ZHANG, M. et al., 2005, “Decreased Dynorphin A (1-17) in the Spinal Cord of Spastic Rats after the Compressive Injury”, *Brain Research Bulletin*, v. 67, n. 3 (Oct), pp. 189-195.

EISUKE, O., NAOKATA, I., KOICHI, N., 2007, “Effects of Acute Eccentric Contractions on Rat Ankle Joint Stiffness”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 6, n. 4 (Dec), pp. 543-548.

FARRAR, J. T., TROXEL, A. B., STOTT, C. et al., 2008, “Validity, Reliability, and Clinical Importance of Change in a 0–10 Numeric Rating Scale Measure of Spasticity: A Post Hoc Analysis Of A Randomized, Double-Blind, Placebo-Controlled Trial”, *Clinical Therapeutics*, v. 30, n. 5 (May), pp. 974-985.

FRIDÉN, J., LIEBER, R. L., 2003, “Spastic Muscle Cells are Shorter and Stiffer than Normal Cells”, *Muscle and Nerve*, v.27, n. 2 (Feb), pp. 157-164.

GAJDOSIK, R. L., 2001, “Passive Extensibility of Skeletal Muscle: Review of the Literature with Clinical Implications”, *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 2 (Feb), pp. 87-101.

GERONILLA, K. B., MILLER, G. R., MOWREY, K. F. et al., 2003, “Dynamic Force Responses of Skeletal Muscle During Stretch-Shortening Cycles”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 90, n. 1-2 (Sep), pp. 144-153.

GOTTLIEB, G. L., AGARWAL, G. C., PENN, R., 1978, “Sinusoidal Oscillation of the Ankle as a Means of Evaluating the Spastic Patient”, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, v. 41, n. 1 (Jan), pp. 32-39.

HANNON, J., 2006, “Wartenberg's Pendulum, Repose and the 'Gripped' Patella - Part 1: Quadriceps Normotonia”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 10, n. 1 (Jan), pp. 35-50.

HOWARD, L. *Human Muscle TEM*: Dartmouth Electron Microscope Facility. Disponível em: <<http://remf.dartmouth.edu/images/humanMuscleTEM/source/2.html>>. Acesso em: 31 mar. 2011.

HSIEH, T. H., TSAI, J. Y., WU, Y. N. et al., 2010, “Time Course Quantification of Spastic Hypertonia Following Spinal Hemisection in Rats”, *Neuroscience*, v. 167, n. 1 (Apr), pp. 185-198.

IVANHOE, C. B., REISTETTER, T. A., 2004, “Spasticity: The Misunderstood Part of the Upper Motor Neuron Syndrome”, *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 83, Suppl 10 (Oct), pp. S3-S9.

KAKINOHANA, O., HEFFERAN, M. P., NAKAMURA, S. et al., 2006, “Development of Gaba-Sensitive Spasticity and Rigidity in Rats After Transient Spinal Cord Ischemia: A Qualitative and Quantitative Electrophysiological and Histopathological Study”, *Neuroscience*, v. 141, n. 3, pp. 1569-1583.

KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., 1995, *Essentials of Neural Science and Behavior*. 1 ed. New Jersey, Prentice Hall International.

KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., 2003, *Princípios da Neurociência*. 4 ed. São Paulo, Manole.

KOWALSKI, R., KOPPER, P. M. P., TARTAROTTI, E. et al., 2004, “Estudo Comparativo da Resposta Histológica ao Implante Submucoso em Ratos de Cimento Agregado Trióxido Mineral (MTA) de Duas Marcas Comerciais”, *Odontologia Clínico-Científica*, v. 3, n. 1 (Jan/Abr), pp. 17-24.

KUBO, K., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 1999, “Influence of Elastic Properties of Tendon Structures on Jump Performance in Humans”, *Journal of Applied Physiology*, v. 87, n. 6 (Dec), pp. 2090-2096.

LABEIT, S., KOLMERER, B., 1995, “Titins: Giant Proteins in Charge of Muscle Ultrastructure and Elasticity”, *Science*, v. 270, n. 5234 (Oct), pp. 293-296.

LANCE, J. W., 1980, “The Control of Muscle Tone, Reflexes, and Movement: Robert Wartenberg Lecture”, *Neurology*, v. 30, pp. 1303-1313.

LEE, H., CHEN, J. J., JU, M. et al., 2004, “Validation of Portable Muscle Tone Measurement Device for Quantifying Velocity-Dependent Properties in Elbow Spasticity”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 5 (Oct), pp. 577-589.

LEE, H., HUANG, Y., CHEN, J. J. et al., 2002, “Quantitative Analysis of the Velocity Related Pathophysiology of Spasticity and Rigidity in the Elbow Flexors”, *Journal of Neurology, Neurosurgery e Psychiatry*, v. 72, n. 5 (May), pp. 621-629.

LIEBER, R. L., 1986, “Skeletal Muscle Adaptability I: Review of Basic Properties”, *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 28, n. 3 (Jun), pp. 390-397.

LIEBER, R. L., BODINE-FOWLER, S. C., 1993, “Skeletal Muscle Mechanics: Implications for Rehabilitation”, *Physical Therapy*, v. 73, n. 12 (Dec), pp. 844-856.

LIEBER, R. L., FRIDÉN, J., 1991, “Skeletal Muscle and Tendon Microanatomy”, *Current Opinion in Orthopaedics*, v. 2, pp. 691-695.

LIEBER, R. L., RUNESSON, E., EINARSSON, F. et al., 2003, “Inferior Mechanical Properties of Spastic Muscle Bundles Due to Hypertrophic but Compromised Extracellular Matrix Material”, *Muscle and Nerve*, v. 28, n. 4 (Oct), pp. 464-471.

LIEBER, R. L., STEINMAN, S., BARASH, I. A. et al., 2004, “Structural and Functional Changes in Spastic Skeletal Muscle”, *Muscle and Nerve*, v. 29, n. 5 (May), pp. 615-627.

LODISH, H., BERK, A., ZIPURSKY, L. S. et al, 2000, *Molecular cell biology*. 4 ed. New York, W. H. Freeman. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK21475/>>. Acesso em: 16 set. 2010.

MACKEY, A. H., WALT, S. E., LOBB, G. et al., 2004, “Intraobserver Reliability of the Modified Tardieu Scale in the Upper Limb of Children with Hemiplegia”, *Developmental Medicine Child Neurology*, v. 46, n. 4 (Apr), pp. 267-272.

MARSALA, M., HEFFERAN, M. P., KAKINOHANA, O. et al., 2005, “Measurement of Peripheral Muscle Resistance in Rats with Chronic Ischemia-Induced Paraplegia or Morphine-Induced Rigidity Using a Semi-Automated Computer-Controlled Muscle Resistance Meter”, *Journal of Neurotrauma*, v. 22, n. 11 (Nov), pp. 1348-1361.

MCCREA, P. H., ENG, J. J., HODGSON, A. J., 2003, “Linear Spring-Damper Model of the Hypertonic Elbow: Reliability and Validity”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 128, n. 1-2 (Sep), pp. 121-128.

MINUTOLI, V. P., DELFINO, M., FREITAS, S. T. et al., 2007, “Efeito do Movimento Passivo Contínuo Isocinético na Hemiplegia Espástica”, *Acta Fisiátrica*, v. 14, n. 3 (Set), pp. 142-148.

MIRBAGHERI, M. M., BARBEAU, H., LADOUCEUR, M. et al., 2001, “Intrinsic and Reflex Stiffness in Normal and Spastic, Spinal Cord Injured Subjects”, *Experimental Brain Research*, v. 141, n. 4 (Feb), pp. 446-459.

MUSHAHWAR, V. K., CHHIBBER, S., PROCHAZKA, A. et al., 2005, “Quantifying Spasticity in Spinal Rats”. *10th Annual Conference of the International FES Society*, Montreal, Canada, July.

MUTLU, A., LIVANELIOGLU, A., GUNEL, M. K., 2008, “Reliability of Ashworth and Modified Ashworth Scales in Children with Spastic Cerebral Palsy”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 9, n. 44 (Apr), pp. 1-8.

OCHI, E., NAKAZATO, K., ISHII, N., 2007, “Effects of Eccentric Exercise on Joint Stiffness and Muscle Connectin (Titin) Isoform in the Rat Hindlimb”, *The Journal of Physiological Sciences*, v. 57, n. 1 (Feb), pp. 1-6.

OLSSON, M. C., KRÜGER, M., MEYER, L. et al., 2006, “Fibre Type-Specific Increase in Passive Muscle Tension in Spinal Cord-Injured Subjects with Spasticity”, *The Journal of Physiology (Lond.)*, v. 577, n. 1 (Nov), pp. 339-352.

PANDYAN, A. D., PRICE, C. I. M., RODGERS, H. et al., 2001, “Biomechanical Examination of a Commonly Used Measure of Spasticity”, *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 10 (Dec), pp. 859-865.

PARK, H., PENG, Q., ZHANG, L., 2008, “A Portable Telerehabilitation System for Remote Evaluations of Impaired Elbows in Neurological Disorders”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 16, n. 3 (Jun), pp. 245-254.

PAULA, B. M., CATUNDA, J. M. Y., PINO, A. V. et al., 2008a, “Sistema de Quantificação de Tônus Muscular Aplicado em uma População Adulta Saudável”. *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 709-712, Salvador, Bahia, Brasil, 16-20 Novembro.

PAULA, B., RIBEIRO, J. M., CATUNDA, J. M. Y. et al., 2008b, “Mudanças nas Propriedades Elásticas Musculares Geradas pelo Envelhecimento”. In: *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 786-789, Salvador, Bahia, Brasil, 16-20 Novembro.

PEIXINHO, C. C., ALVES, D. S., LACERDA, R. G. et al., 2008, “Deformação Relativa e Frouxidão do Tendão Calcanear Durante Mobilização Articular Passiva Através de Ultra-sonografia por Imagem,” *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, n. 5 (Set/Out), pp. 366-372.

PISANO, F., MISCIO, G., CONTE, C. D. et al., 2000, “Quantitative Measures of Spasticity in Post-Stroke Patients”, *Clinical Neurophysiology*, v. 111, n. 6 (Jun), pp. 1015-1022.

POLATO, D., 2010, *Avaliação Objetiva do Tônus Muscular em Idosos Praticantes de Atividade Física*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PROCHAZKA, A., BENNETT, D. J., STEPHENS, M. J. et al., 1997, “Measurement of Rigidity in Parkinson's Disease”, *Movement Disorders*, v. 12, n. 1 (Jan), pp. 24-32.

REIS, I. M., SUDO, R. T., ZAPATA-SUDO, G. et al., 2008, “Caracterização Mecânica da Rigidez Muscular Induzida em Ratos Submetidos à Compressão Medular”. *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Salvador, Bahia, Brasil, 16-20 Novembro.

SEER Training Modules. Muscular System. U.S. National Institutes of Health, National Cancer Institute. Disponível em: <<http://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/structure.html>>. Acesso em: 01 abr. 2011.

SHEEAN, G., 2002, “The Pathophysiology of Spasticity”, *European Journal of Neurology*, v. 9, Suppl 1 (May), pp. 3-9.

SOMMERFELD, D. K., EEK, E. U. -B., SVENSSON, A. et al., 2004, “Spasticity After Stroke: its Occurrence and Association with Motor Impairments and Activity Limitations”, *Stroke*, v. 35, n. 1 (Jan), pp. 134-140.

SONG, H., NAKAZATO, K., NAKAJIMA, H., 2004, “Effect of Increased Excursion of the Ankle on the Severity of Acute Eccentric Contraction-Induced Strain Injury in the Gastrocnemius: an in Vivo Rat Study”, *The American Journal Sports Medicine*, v. 32, n. 5 (Jul-Aug), pp. 1263-1269.

SPENCE, A. P., 1991, *Anatomia Humana Básica*. 2 ed. São Paulo, Manole.

TURSKI, L., JACOBSEN, P., HONORÉ, T. et al., 1992, “Relief of Experimental Spasticity and Anxiolytic/Anticonvulsant Actions of the Alpha-Amino-3-Hydroxy-5-Methyl-4-Isoxazolepropionate Antagonist 2,3-Dihydroxy-6-Nitro-7-Sulfamoyl-Benzo(F)Quinoxaline”, *The Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, v. 260, n. 2 (Feb), pp. 742-747.

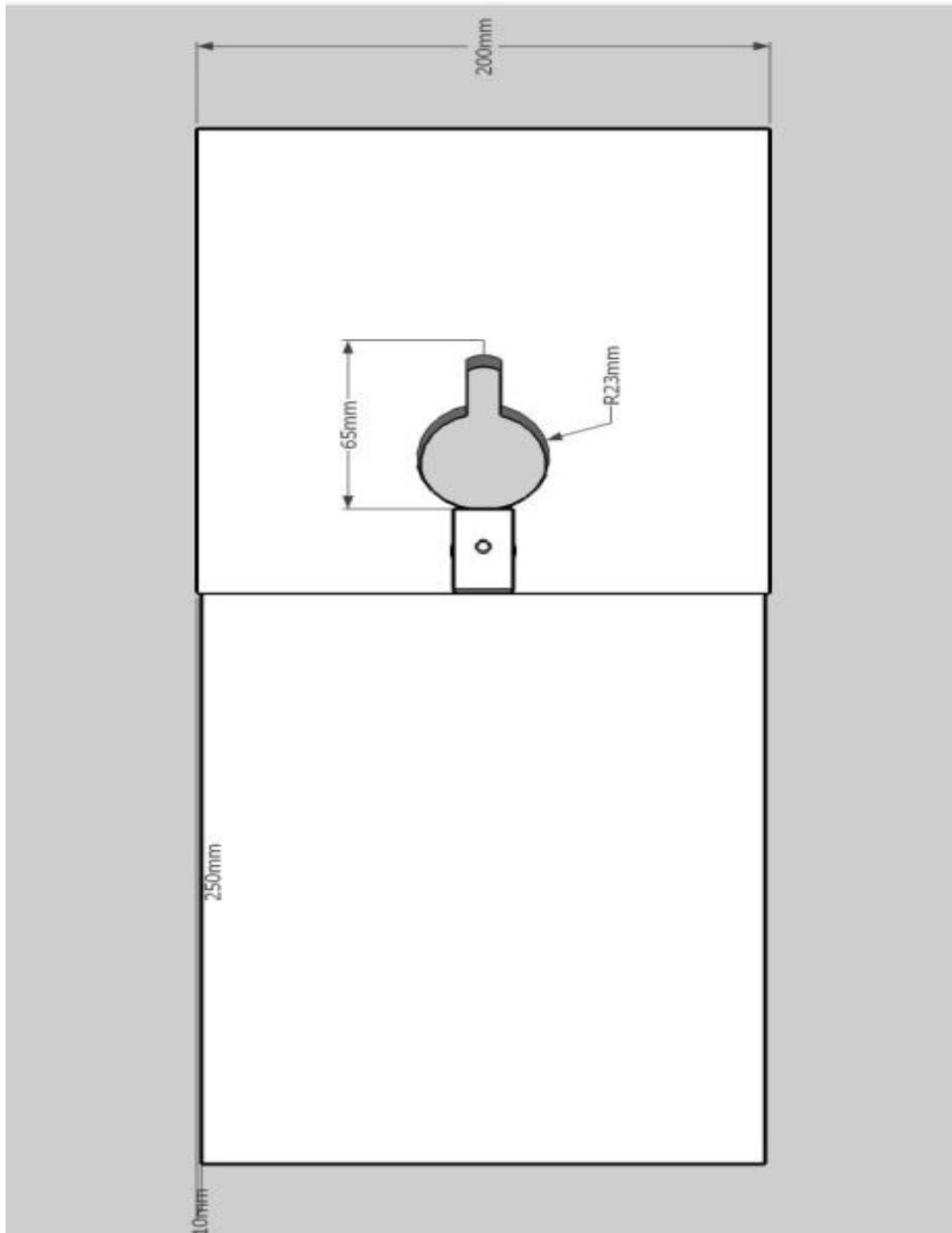
TURSKI, L., STEPHENS, D. N. et al., 1993, “Effect of the β -Carboline Abecarnil on Spinal Reflexes in Mice and on Muscle Tone in Genetically Spastic Rats: A Comparison with Diazepam”, *The Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, v. 267, n. 3 (Dec), pp. 1215-1220.

WATKINS, J., 2001, *Estrutura e Função do Sistema Musculoesquelético*. 1 ed. Porto Alegre, Artmed Editora.

WILLEMS, M. E., STAUBER, W. T., 1999, “Isometric and Concentric Performance of Electrically Stimulated Ankle Plantar Flexor Muscles in Intact Rat”, *Experimental Physiology*, v. 84, n. 2 (Mar), pp. 379-389.

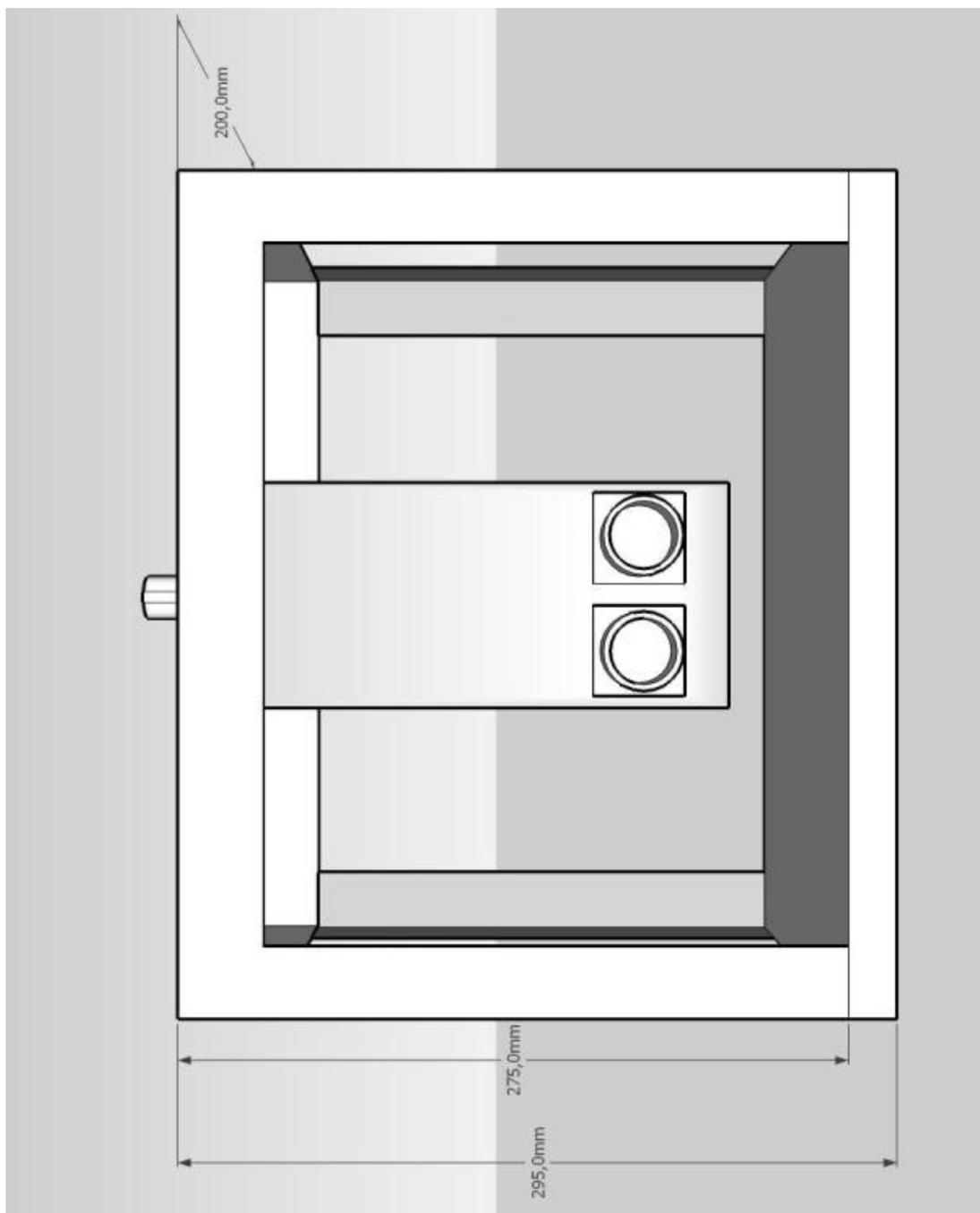
ANEXO I

Dimensões da Plataforma de Testes



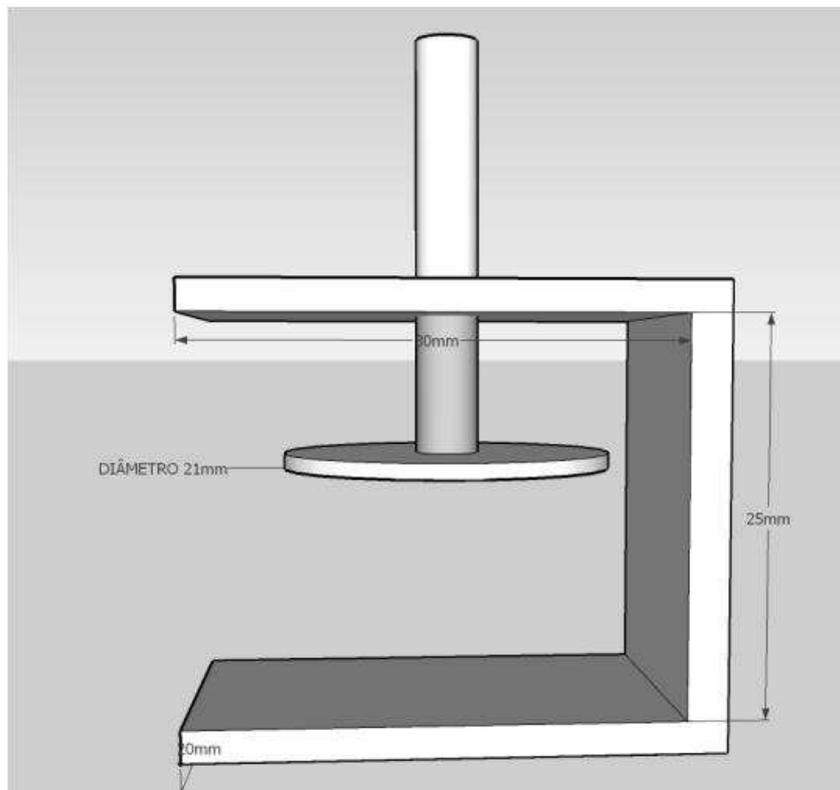
ANEXO II

Dimensões da Base do Servomotor



ANEXO III

Dimensões do Estabilizador de Joelho



Dimensões da Sapata

