

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO  
MESTRADO E DOUTORADO**

**INFLUÊNCIA DA ADAPTAÇÃO FUNCIONAL NAS RELAÇÕES  
TORQUE-ÂNGULO E TORQUE-VELOCIDADE**

**VIVIANE BORTOLUZZI FRAÇÃO**

Porto Alegre, novembro de 2000.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO  
MESTRADO E DOUTORADO**

**INFLUÊNCIA DA ADAPTAÇÃO FUNCIONAL NAS RELAÇÕES  
TORQUE-ÂNGULO E TORQUE-VELOCIDADE**

**Viviane Bortoluzzi Fração**

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz**

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar as relações torque-ângulo (T-A) e torque-velocidade (T-V) de bailarinas clássicas (n=14) e atletas de voleibol (n=22). O torque máximo ( $T_{max}$ ) da musculatura flexora plantar (FP) do tornozelo foi avaliada durante contrações isométricas voluntárias máximas nos ângulos de  $-10^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $40^\circ$  e  $50^\circ$  de FP, e durante contrações isocinéticas voluntárias máximas nas velocidades angulares de  $60^\circ/s$ ,  $120^\circ/s$ ,  $180^\circ/s$ ,  $240^\circ/s$ ,  $300^\circ/s$ ,  $360^\circ/s$  e  $420^\circ/s$ . Além do  $T_{max}$ , o torque produzido nos ângulos articulares de  $-10^\circ$  (T- $10^\circ$ ),  $10^\circ$  (T $10^\circ$ ) e  $30^\circ$  (T $30^\circ$ ) também foi avaliado nas mesmas velocidades angulares. A ativação elétrica dos músculos gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL) direitos de cada indivíduo foi monitorada com eletrodos de eletromiografia (EMG) de superfície em configuração bipolar. Uma relação linear foi observada entre o  $T_{max}$  e o aumento dos ângulos de FP nas atletas de voleibol. Um deslocamento dessa relação em direção a maiores ângulos de FP (menores comprimentos musculares) ocorreu no grupo das bailarinas, com o aparecimento de um platô em menores ângulos de FP (maiores comprimentos musculares). Durante as contrações isocinéticas, uma relação hiperbólica foi observada entre o  $T_{max}$ , T- $10^\circ$  e T $10^\circ$  com o

aumento da velocidade angular nos dois grupos. Entretanto, em T30° as atletas de voleibol produziram valores superiores de torque nas velocidades angulares mais elevadas. Os valores *root mean square* (RMS) dos músculos GM e SOL foram mais elevados nas bailarinas que nas atletas de voleibol, tanto nas contrações isométricas quanto nas isocinéticas. Uma diminuição na ativação do GM e do SOL ocorreu com a diminuição da FP nas atletas de voleibol, enquanto os valores RMS se mantiveram estáveis para as bailarinas ao longo de todos os ângulos testados. Os resultados apresentados nesse estudo suportam a hipótese de que a atividade física sistemática provoca alteração nas propriedades intrínsecas musculares e ativação muscular, modificando assim, as relações T-A e T-V.

**Unitermos:** Adaptação funcional, propriedades intrínsecas musculares, relação força-comprimento muscular, relação força-velocidade de encurtamento, curvas de força, estrutura muscular, *ballet* clássico, voleibol.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to describe the torque-angle (T-A) and torque-velocity (T-V) relationships of classical *ballet* dancers (n=14) and volleyball players (n=22). Peak torque ( $T_{\max}$ ) of the ankle plantar flexors was evaluated during maximal isometric voluntary contractions at 7 different ankle angles ( $-10^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $40^\circ$  and  $50^\circ$ ) and during maximal isokinetic voluntary contractions at 7 different angular velocities ( $60^\circ/\text{s}$ ,  $120^\circ/\text{s}$ ,  $180^\circ/\text{s}$ ,  $240^\circ/\text{s}$ ,  $300^\circ/\text{s}$ ,  $360^\circ/\text{s}$  e  $420^\circ/\text{s}$ ). Ankle plantar flexor moments were also evaluated at ankle angles of  $-10^\circ$  (T- $10^\circ$ ),  $10^\circ$  (T $10^\circ$ ) and  $30^\circ$  (T $30^\circ$ ) in the same angular velocities. Electromyographic (EMG) signals were obtained from gastrocnemius medialis (GM) and soleus (SOL) muscles by means of surface electrodes in a bipolar configuration for all angles and velocities studied. A linear relationship was observed between  $T_{\max}$  and increasing plantar flexor angles for the volleyball players. A leftward shift was observed for the T-A relationship in the *ballet* dancers towards increasing plantar flexor ankle angles, with a plateau observed at the smallest ankle angles. During isokinetic contractions, a hyperbolic relationship between  $T_{\max}$ , T- $10^\circ$  and T $10^\circ$ , and velocity of contractions

was observed for the two groups. However, when torque was measured at T30°, volleyball players showed higher torque values with increasing angular velocities than *ballet dancers*. The *root mean square* (RMS) values of GM and SOL in the *ballet dancers* group were always higher than the RMS values in the volleyball players group both in the isometric and isokinetic contractions. A decrease in GM and SOL activation occurred with increasing plantar flexion in the volleyball players, while the RMS values were constant for *ballet dancers* in all tested angles. The above results support the hypothesis that systematic physical activity changes the intrinsic muscle properties and muscle activation, modifying the T-A and T-V relations.

**Keywords:** functional adaptations, intrinsic muscle properties, force-length relation, force-velocity relation, strength curves, muscle structure, skeletal muscle, classical *ballet*, volleyball.

## **PREFÁCIO**

Os capítulos de Introdução e Revisão de Literatura desta dissertação estão baseados no seguinte artigo:

Fração, V.B. e Vaz, M.A. Influência da Adaptação Funcional na Capacidade de Produção de Força no Músculo Esquelético. *Revista Movimento*, 2000.

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria de agradecer a algumas pessoas que foram importantes para realização desse trabalho.

- ✓ Ao orientador e constante incentivador Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz pela confiança e paciência durante esses meses de trabalho
- ✓ Ao Prof. Dr. Dilson Rassier pelas críticas construtivas e por participar da minha banca examinadora
- ✓ Ao Prof. Dr. Jorge Pinto Ribeiro e Prof. Dr. Milton Zaro por participarem da minha banca examinadora
- ✓ Às amigas, incentivadoras e colaboradoras Angela Ferreira e Renata Medina
- ✓ Aos amigos e colegas que contribuíram em diferentes partes do trabalho: Cíntia De La Rocha Freitas, Caroline Siqueira, Roberto Trombini, Flávio Castro, Cláudio Paiva e Eduardo Scheeren
- ✓ À colega Alessandra Galvão
- ✓ Ao Prof. Ms. Jefferson Loss pelas contribuições na análise dos dados
- ✓ Ao técnico da Seleção Gaúcha de Voleibol
- ✓ À técnica da equipe de voleibol feminino da UNISINOS



- ✓ Aos sujeitos que participaram do estudo
- ✓ A todos os funcionários, colegas e amigos do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)
- ✓ Aos meus pais por terem me ensinado que a grande tarefa da vida é vencer a si mesmo

## ÍNDICE

Resumo .....	iii
Abstract .....	v
Prefácio .....	vii
Agradecimentos .....	viii
Índice .....	x
Lista de figuras .....	xiii
Lista de abreviações .....	xvii
Introdução .....	1
Revisão de literatura .....	6
Estrutura e função do músculo-esquelético .....	6
Relação força-comprimento muscular .....	12
Curvas de força .....	14
Relação força-velocidade de encurtamento .....	16
Adaptação funcional .....	18
Alteração da relação força-comprimento .....	21
Alteração da relação força-velocidade .....	25
Objetivos do estudo .....	29
Hipóteses do estudo .....	30

Materiais e Métodos .....	32
Amostra .....	32
Medidas antropométricas e Composição corporal .....	33
Medida da amplitude de movimento articular .....	34
Torque .....	34
Eletromiografia .....	35
Protocolo .....	36
Análise dos resultados .....	40
Resultados .....	45
Amostra .....	45
Medidas antropométricas e Composição corporal .....	45
Medida da amplitude de movimento articular .....	46
Relação Torque-ângulo .....	49
Relação Torque-velocidade .....	52
Ativação muscular .....	57
Relação Torque-ângulo .....	57
Relação Torque-velocidade .....	60
Discussão .....	64
Amostra .....	64
Medidas antropométricas e Composição corporal .....	66

Medida da amplitude de movimento articular .....	67
Relação Torque-ângulo .....	71
Relação Torque-velocidade .....	74
Ativação muscular .....	79
Relação Torque-ângulo .....	79
Relação Torque-velocidade .....	81
Considerações Finais .....	83
Direções Futuras .....	85
Referências Bibliográficas .....	87
Anexo 1 .....	98
Anexo 2 .....	101
Anexo 3 .....	104

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Relação força-comprimento muscular .....	14
Figura 2	Relação força-velocidade de encurtamento muscular .....	17
Figura 3	Massa corporal (kg) das bailarinas e atletas de voleibol.....	47
Figura 4	Médias da estatura das bailarinas e atletas de voleibol.....	47
Figura 5	Médias do percentual de gordura corporal dos dois grupos estudados.....	48
Figura 6	Médias da amplitude de flexão plantar dos tornozelos (direito e esquerdo) dos dois grupos estudados .....	48
Figura 7	Média da amplitude de flexão dorsal das bailarinas e atletas de voleibol.....	49
Figura 8	Relação torque-ângulo das bailarinas e atletas de voleibol .....	51
Figura 9	Relação torque-ângulo normalizada dos diferentes grupos estudados.....	51

Figura 10	Relação torque-velocidade das bailarinas e atletas de voleibol .....	53
Figura 11	Relação torque-velocidade normalizada.....	54
Figura 12	Ângulo do torque máximo obtido para as diferentes velocidades estudadas.....	54
Figura 13	Médias dos torques produzidos no ângulo de $-10^{\circ}$ (T- $10^{\circ}$ ) nas diferentes velocidades angulares das bailarinas e atletas de voleibol.....	55
Figura 14	Médias dos torques produzidos no ângulo de $10^{\circ}$ (T $10^{\circ}$ ) nas diferentes velocidades para os dois grupos estudados.....	56
Figura 15	Médias dos torques produzidos no ângulo de $30^{\circ}$ (T $30^{\circ}$ ) nas diferentes velocidades angulares das bailarinas e atletas de voleibol.....	56
Figura 16	Médias dos valores RMS do músculo gastrocnêmio medial obtidos nos diferentes ângulos de tornozelo das bailarinas e atletas de voleibol .....	58

Figura 17	Média dos valores RMS do músculo gastrocnêmio medial normalizados nas diferentes configurações articulares para os grupos estudados .....	59
Figura 18	Média dos valores RMS do músculo sóleo nas diferentes configurações articulares para as bailarinas e atletas de voleibol.....	59
Figura 19	Média dos valores RMS normalizados do músculo sóleo nas diferentes configurações articulares das bailarinas e atletas de voleibol.....	60
Figura 20	Médias dos valores RMS do músculo gastrocnêmio medial obtidos nas diferentes velocidades angulares para os grupos estudados .....	61
Figura 21	Médias dos valores RMS normalizados do músculo gastrocnêmio medial obtidos nas diferentes velocidades angulares das bailarinas e atletas de voleibol.....	62

Figura 22	Médias dos valores RMS do músculo sóleo obtidos nas diferentes velocidades angulares para os grupos estudados.....	62
Figura 23	Médias dos valores RMS normalizados do músculo sóleo obtidos nas diferentes velocidades angulares .....	63



## LISTA DE ABREVIATÖES

F-C	força-comprimento
F-V	força-velocidade
T-A	torque-ângulo
T-V	torque-velocidade
GM	gastrocnêmio medial
SOL	sóleo
EMG	eletromiografia
ADM	amplitude de movimento articular
FP	flexão plantar, flexores plantares

## INTRODUÇÃO

Devido à sua alta capacidade de adaptação a diferentes estímulos, os músculos esqueléticos se caracterizam como o mais complexo dos tecidos moles dos sistemas muscular, esquelético e articular. Esses músculos, assim denominados inicialmente por estarem presos ao esqueleto, são responsáveis pela geração de força em nosso organismo.

Os possíveis mecanismos que explicam essa capacidade de geração de força já foram descritos a partir de diferentes teorias sobre a contração muscular (Huxley, 1957; Huxley e Simmons, 1971; Iwazumi, 1979). A teoria mais aceita no meio científico foi proposta por Huxley (1957) e Huxley e Simmons (1971). Em sua teoria, esses autores propõem que a interação entre diferentes proteínas é responsável pela geração de força no músculo esquelético.

A busca de evidências que possibilitassem aos cientistas aceitar ou refutar a teoria relacionada aos mecanismos da contração muscular levou ao surgimento de duas importantes relações na área da mecânica muscular: as relações força-comprimento (Gordon et al., 1966) e força-velocidade (Hill, 1938). Segundo essas relações, a

capacidade de produção de força varia com o comprimento do músculo e com a velocidade de contração do mesmo.

A demanda funcional tem sido sugerida como responsável pela produção de adaptações estruturais no sistema músculo-esquelético (Caplan et al., 1988; Herzog, 1996). A recuperação de diferentes tipos de lesões musculares é um exemplo dessa (re)adaptação. Diferentes abordagens têm sido usadas para demonstrar que essa adaptabilidade do sistema muscular existe. O exercício (ou ausência de exercício) produz alterações nas propriedades ativas dos músculos, bem como adaptações nos tecidos a sua volta, modificando o funcionamento de todo o sistema músculo-esquelético.

Uma resposta adaptativa indica que um estímulo foi detectado por um receptor, e que os sinais apropriados foram transmitidos ao efetor. O estímulo para adaptação é descrito pela sua intensidade, duração, frequência e padrão, enquanto a resposta adaptativa é caracterizada por sua natureza, taxa, magnitude e duração (Caplan et al., 1988). Os estímulos necessários para produzir um conjunto desejado de respostas adaptativas em músculos esqueléticos são organizados em um programa de treinamento. Programas de

treinamento são baseados nos princípios de sobrecarga, especificidade e reversibilidade (Faulkner, 1986).

Fibras musculares aumentam a sua capacidade estrutural ou funcional em resposta à sobrecarga, ou seja, a um treinamento que submete as fibras musculares a um nível crítico. Especificidade de treinamento significa que um estímulo específico para adaptação provoca mudanças estruturais e funcionais específicas em elementos específicos do músculo. Diferentes tipos de treinamento devem determinar, portanto, diferentes adaptações estruturais e funcionais no sistema músculo-esquelético. Se isso é verdade, então a capacidade de produção de força de um músculo ou grupo muscular deve ser diferente entre indivíduos submetidos a diferentes tipos ou programas de treinamento.

Bailarinas clássicas e atletas de voleibol, por exemplo, utilizam a articulação do tornozelo em movimentos repetitivos de flexão plantar. No entanto, as bailarinas realizam esses movimentos com o intuito de se manterem sobre a ponta dos pés em graus elevados de flexão plantar (ou seja, com os músculos flexores plantares em menores comprimentos). Já as atletas de voleibol, realizam movimentos de flexão plantar na execução de saltos, onde a musculatura flexora

plantar é requisitada com grande intensidade em menores graus de flexão plantar do que as bailarinas (ou seja, com os músculos flexores plantares em maiores comprimentos). Assumindo que os requerimentos diários são diferentes entre as bailarinas e as atletas de voleibol, a adaptação funcional decorrente desses diferentes tipos de treinamento pode ser responsável por alterar a capacidade de produção de força, e, conseqüentemente, por modificar as relações força-comprimento e força-velocidade desses grupos.

Segundo Herzog et al. (1991a) essa adaptação funcional, responsável por alterar a capacidade de produção de força, pode estar associada a três fenômenos: (1) diferenças intrínsecas na produção de força; (2) diferenças nos processos de ativação/estimulação do músculo; ou ainda (3) uma combinação desses dois fenômenos. Caso a adaptação funcional fique restrita exclusivamente a alterações estruturais no músculo esquelético, então seria possível esperar que não houvesse diferença na ativação elétrica de um mesmo músculo de grupos de indivíduos submetidos a diferentes tipos de treinamento. Por outro lado, caso a ativação do músculo seja responsável por alterações na capacidade de produção de força, então indivíduos com maior ativação do músculo apresentarão valores mais elevados de

força, independente de qualquer modificação nas propriedades intrínsecas do músculo. Existe ainda a possibilidade de que ocorra uma combinação dos dois fatores associados a alteração na capacidade de produção de força. Nesse caso, as mudanças na capacidade de produção de força não poderiam ser explicadas exclusivamente por um dos dois fatores mencionados acima.

Estudos sistemáticos que tenham procurado avaliar a influência desses fatores na capacidade de produção de força (por meio das relações torque-ângulo e torque-velocidade) de indivíduos submetidos a diferentes programas de treinamento parecem não ter sido realizados ainda. Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar as relações torque-ângulo e torque-velocidade do grupo muscular flexor plantar do tornozelo de bailarinas clássicas e atletas de voleibol. Além disso, a ativação elétrica desse grupo muscular também foi avaliada nos dois grupos.

## **REVISÃO DE LITERATURA**

Com o intuito de melhor entender como se processa a adaptação funcional do tecido muscular esquelético a demandas específicas, faz-se necessário, em primeiro lugar, conhecer a estrutura e o funcionamento desse tecido. A resposta muscular a um estímulo elétrico é a geração de força. A capacidade de produção de força altera-se conforme o comprimento e a velocidade de contração do músculo. A avaliação da ativação de um músculo (ou grupo muscular) e de sua capacidade de produção de força em diferentes comprimentos (relação F-C) e em diferentes velocidades (relação F-V) possibilitam a determinação de quais alterações estruturais e/ou funcionais ocorrem a partir de sobrecargas específicas (programas de treinamento) a que o músculo é submetido. Uma revisão dos principais trabalhos realizados em cada uma das áreas mencionadas acima será desenvolvida a seguir.

### **Estrutura e Função do Músculo Esquelético**

A palavra músculo vem do Latim “musculus”, um diminutivo da palavra latina “mus” que significa rato, camundongo. É possível que

esse nome tenha sido sugerido a partir das primeiras observações sobre a função muscular, devido a forma pela qual os músculos se moviam sob a pele, como se fossem pequenos “ratos” (Field e Harrison, 1968). Os primeiros estudos sobre o sistema muscular foram puramente anatômicos, onde o principal objetivo era o de identificar, por meio de nomes, os principais músculos de nosso organismo. Somente com o avanço tecnológico foi possível penetrar no microcosmo do sistema muscular, a fim de tentar descrever os mistérios e os mecanismos relacionados ao seu funcionamento.

Até os primeiros anos do século 20, o microscópio foi o único instrumento que tornou possível o estudo da estrutura do músculo esquelético. Segundo Nigg e Herzog (1994), Van Leeuwenhoer, em 1682, foi um dos primeiros pesquisadores a realizar experimento utilizando o microscópio óptico, e descobriu o aspecto estriado do músculo esquelético. As suas descrições sobre a estrutura muscular dominaram todo o século seguinte.

Segundo Huxley (1980), a partir da metade do século 19, vários estudos foram realizados utilizando o microscópio óptico a fim de elucidar os diversos aspectos relacionados à estrutura muscular. De acordo com os pesquisadores deste período (Engelmann, Krause,



Kühne e Brücke), a estriação característica do músculo era devida à alternância de bandas de alto e baixo índice de refração (chamadas nesse período de bandas Q e J, respectivamente). O alto índice de refração da banda Q era atribuído à presença de uma proteína chamada de miosina (assim denominada por Kühne em 1864), a qual estendia-se por toda a banda Q. Essa banda de alto índice de refração não apresentava, segundo os pesquisadores desse período, qualquer alteração de comprimento tanto durante a contração quanto durante o estiramento. A descoberta da existência de uma linha de alto índice de refração (linha Z – *Zwischenscheibe*), e que bisseccionava a banda J (banda de baixo índice de refração) também foi feita nesse período.

No início do século 20, com o desenvolvimento de novas tecnologias, surgiram novos estudos que apresentavam evidências contrárias àquelas encontradas no século anterior. Segundo Huxley (1980), Meigs (1908) realizou experimento com miofibrilas de inseto, onde também foi evidenciada a presença da linha Z em intervalos regulares. No entanto, nenhuma estrutura correspondente à banda J foi encontrada, o que levou à conclusão de que a banda J, encontrada nos estudos anteriores, tratava-se de um artefato óptico. Já Hürthle

(1909), demonstrou a existência da banda Q, a qual alterava o seu comprimento durante a contração. Esses dois estudos, realizados no início do século 20, foram responsáveis pelo retrocesso das idéias emergentes no século anterior, postergando a elaboração de uma teoria que explicasse os possíveis mecanismos relacionados com a contração muscular.

Com o posterior surgimento do microscópio eletrônico, e sua utilização na investigação da estrutura muscular, novas evidências demonstraram que os resultados dos estudos anteriores não condiziam com a realidade dos fatos, e que, apesar das novas técnicas de medição utilizadas no início do século, erros metodológicos ou de interpretação haviam sido cometidos. A partir de 1953, vários pesquisadores centraram seus estudos na estrutura e na função do músculo esquelético (e.g. Huxley, 1952, 1953; Huxley e Hanson, 1954; Huxley e Niedergerke, 1954). Segundo essas novas evidências (semelhantes àquelas encontradas no século 19), os principais achados relacionados à estrutura e à função musculares podem ser resumidos da seguinte forma:

- A estriação característica da fibra muscular era devida à alternância de zonas claras e escuras, e que correspondiam à zonas de baixo

índice de refração (bandas I ou isotrópicas) e de alto índice de refração (bandas A ou anisotrópicas).

- A proteína miosina estava localizada somente na banda A.
- Presença de uma zona de baixo índice de refração no centro da banda A (zona H).
- Presença de uma linha de alto índice de refração dividindo a banda I (linha Z).
- A unidade funcional do músculo estriado era denominada de sarcômero, sendo delimitado pela região entre duas linhas Z adjacentes.
- A proteína actina estava presente em ambas as bandas (A e I) em forma de filamentos que se estendiam a partir da linha Z, através da banda I, para dentro da banda A.
- Presença de um arranjo duplo dos filamentos finos e grossos detectado a partir de secções transversas de fibras musculares.
- O comprimento da banda A permanecia constante durante o estiramento e durante a contração até 65% do comprimento de repouso do sarcômero.
- A banda I alterava seu comprimento durante a contração, e desaparecia a 65% do comprimento de repouso.

- A contração acontecia quando os filamentos de actina penetravam na banda A, até a zona H ser preenchida.
- O encurtamento além do ponto onde a banda I desaparecia era acompanhado pela formação de zonas de contração onde a banda A encostava na linha Z.

Estes resultados passaram a ser universalmente aceitos, e se tornaram as peças principais para o estabelecimento da Teoria das Pontes Cruzadas. Essa Teoria, proposta por Huxley (1957) e Huxley e Simmons (1971), descreve os mecanismos pelos quais a força é produzida em um músculo. Segundo a Teoria, as pontes cruzadas são estruturas que se estendem dos filamentos grossos para os filamentos finos durante a contração. Após a conexão das pontes cruzadas com os sítios de ligação dos filamentos de actina, movimentos destas pontes cruzadas seriam responsáveis por ocasionar o deslizamento dos filamentos finos sobre os grossos de modo a provocar o encurtamento do sarcômero, e, conseqüentemente, de todo o músculo. Considerando que cada ponte cruzada gera força de mesma magnitude e trabalha de maneira independente, o grau de sobreposição entre os filamentos finos e grossos determina o número de possíveis pontes cruzadas a serem

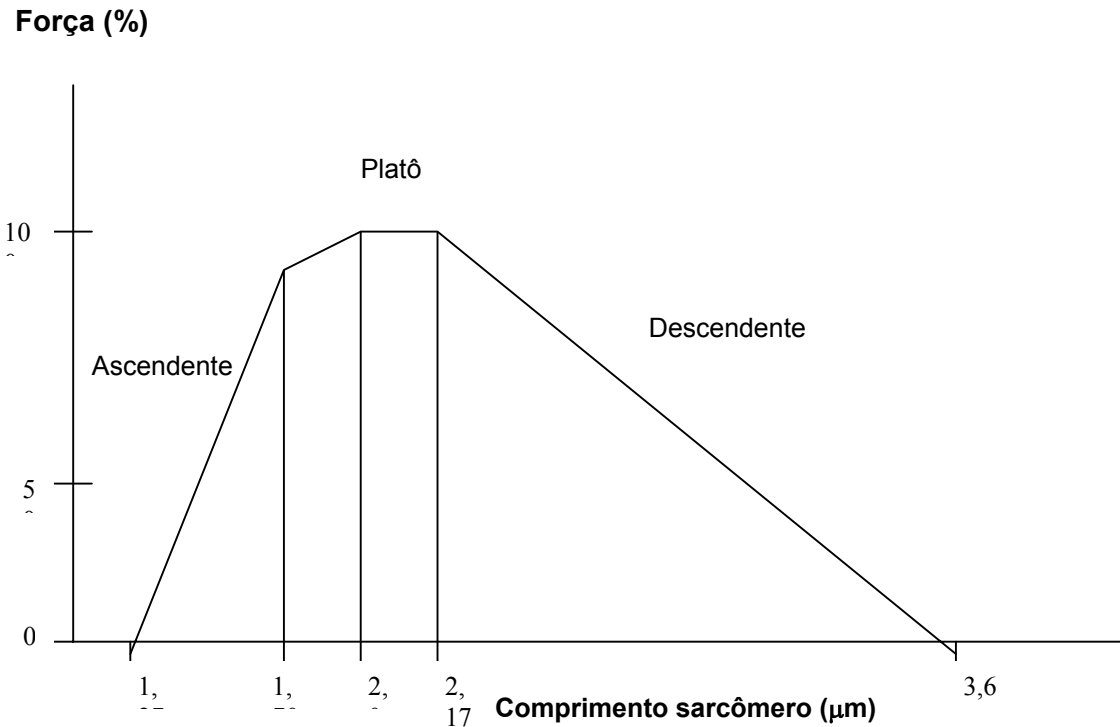
formadas, e, desta forma, a força total que pode ser gerada (Herzog et al., 1990). Sendo assim, a força exercida por um músculo depende diretamente do comprimento de seus sarcômeros. Esta dependência entre força e comprimento do sarcômero é chamada de relação F-C.

### **Relação Força-Comprimento Muscular**

A relação força-comprimento (F-C) descreve a máxima força isométrica ativa que um determinado músculo pode exercer em função do comprimento de seus elementos contráteis (Herzog e ter Keurs, 1988a). Segundo Rassier et al. (1999), Blix (1894), há mais de um século atrás, foi o primeiro a reportar que a força que um músculo pode exercer maximamente depende de seu comprimento. Em seu estudo, Blix realizou experimento com músculos da rã, e encontrou, para os músculos adutores do quadril e gastrocnêmio, que a força isométrica aumentava com o aumento do comprimento muscular, chegando a um platô, e decrescendo em seguida.

Após a metade do século 20, Gordon et al. (1966), determinaram a relação F-C à nível do sarcômero em experimento com o músculo semitendinoso isolado da rã. A partir da estimulação de uma fibra isolada (com estriação uniforme) a diferentes comprimentos de

sarcômero, a força produzida foi mensurada. Os resultados obtidos caracterizaram três fases da relação F-C do sarcômero: ascendente, platô e descendente (Figura 1). O platô da relação F-C correspondia à área onde a sobreposição entre os filamentos finos e grossos era máxima. Partindo do comprimento de sarcômero onde a produção de força era igual a zero (comprimento mais encurtado) na fase ascendente havia um aumento rápido seguido por um aumento lento da produção de força até se atingir o platô. A fase descendente correspondia à queda da produção de força do sarcômero à medida que este era estirado, diminuindo assim, a área de sobreposição entre os filamentos até o ponto onde não havia mais sobreposição, e a força produzida era, portanto, igual a zero. Os resultados apresentados neste estudo, demonstraram que, nas fases do platô e descendente da relação F-C, a força era diretamente proporcional à sobreposição entre os filamentos grossos e finos. Estes resultados concordaram plenamente com a Teoria das Pontes Cruzadas, e ajudaram a estabelecer essa teoria como o paradigma para descrever a produção de força muscular (Nigg e Herzog, 1994).



**Figura 1.** Relação F-C de um sarcômero (adaptado de Gordon et al., 1966).

### Curvas de Força

A relação entre a capacidade de produção de força e o comprimento do sarcômero foi exaustivamente pesquisada em vários estudos com músculos isolados de animais (Rassier et al., 1999). Entretanto, a possibilidade de se determinar a relação F-C em músculos humanos *“in vivo”* permanece restrita, sendo possível estimar essas propriedades em alguns casos de músculos biarticulares (Herzog e ter Keurs, 1988b; Herzog et al., 1991c). Devido a esta dificuldade, e à importância clínica de se determinar a capacidade de produção de força de grupos musculares sinérgicos,

alguns estudos (e.g. Kulig et al., 1984; Herzog et al., 1991b) têm sido conduzidos no sentido de investigar a produção de força de um determinado grupo muscular em função do ângulo articular (curvas de força).

As curvas de força relacionam uma medida de produção de força de um grupo muscular sinergista a uma medida de comprimento destes mesmos músculos. A capacidade de produção de força é geralmente mensurada através do torque obtido em dinamômetros, em contrações isométricas máximas, enquanto o comprimento dos músculos é quantificado através da medida do ângulo articular (Herzog et al., 1991b).

O formato destas curvas de força depende apenas do comprimento dos músculos envolvidos e dos braços de alavanca destes músculos. Assumindo que os braços de alavanca são uma função do ângulo articular, as curvas de força devem ser unicamente determinadas pelas relações F-C de cada um dos músculos sinergistas em consideração (Herzog et al. 1991b). Baseado nessas idéias, as curvas de força (ou relação torque-ângulo articular; T-A) são representativas das relações F-C dos músculos pertencentes a um mesmo grupo sinergista, e podem ser utilizadas em estudos para

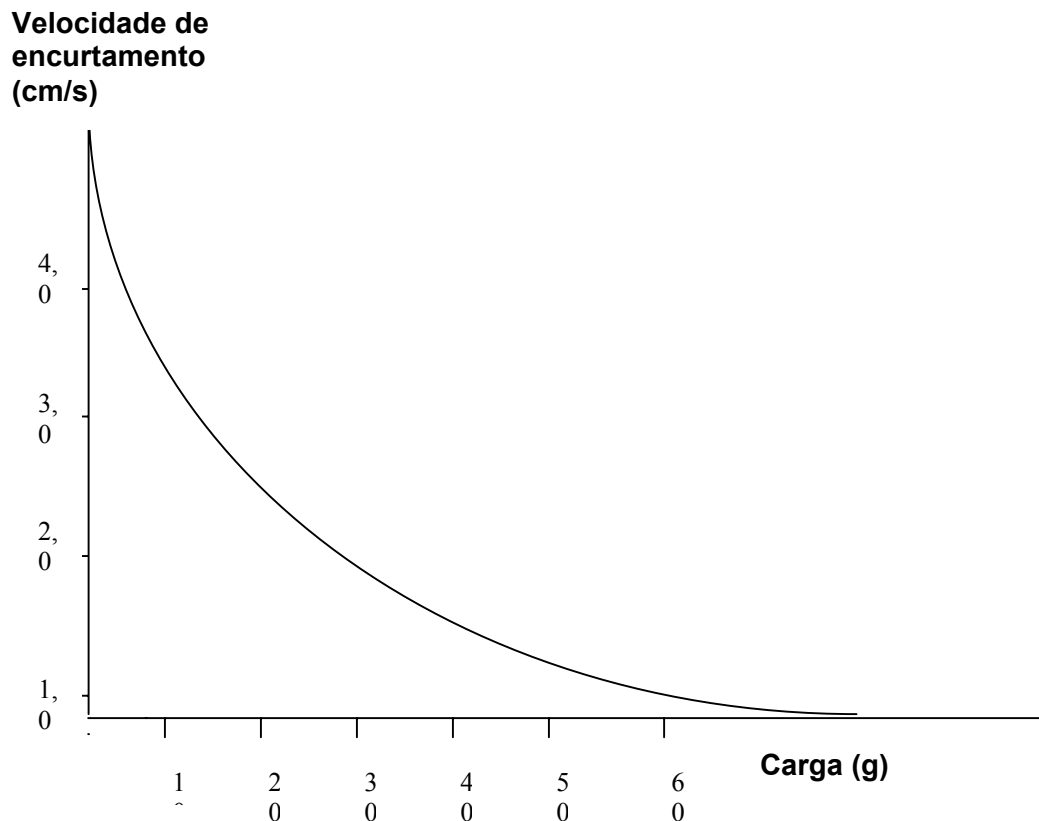


avaliar a capacidade de produção de força dos grupos musculares em diferentes configurações articulares.

### **Relação Força-Velocidade de Encurtamento**

A relação força-velocidade é definida como a relação existente entre a força máxima de um músculo e sua taxa instantânea de alteração no comprimento (Nigg e Herzog, 1994). Fenn e Marsh (1935) foram os primeiros cientistas a investigar a relação existente entre uma carga aplicada e a velocidade de encurtamento muscular em contrações isotônicas. Estes experimentos, realizados em músculos isolados da rã e do gato, mostraram que a força diminui de forma exponencial com o aumento da velocidade de encurtamento. Hill (1938), ao estudar as alterações na produção de calor das fibras do músculo esquelético isolado da rã, deparou-se com a relação hiperbólica entre a capacidade de produção de força e a velocidade de encurtamento de uma fibra muscular (Figura 2). A partir desta relação, ele propôs uma equação que pode ser utilizada para estimar as propriedades de força e velocidade de músculos esqueléticos humanos intactos (Nigg e Herzog, 1994). Os achados de Hill (1938) foram confirmados por vários estudos com músculos esqueléticos

isolados de várias espécies, demonstrando que estes funcionam de forma previsível no que se refere à relação F-V quando estimulados maximamente (Close, 1965; Abbott e Wilkie, 1953; Aubert, 1956; Close, 1972).



**Figura 2.** Relação F-V de encurtamento (adaptado de Hill, 1938).

Em músculos humanos intactos, a relação entre força e velocidade foi primeiramente estudada por Dern et al. (1947) e Wilkie (1950). Os resultados destes estudos concordaram com os resultados apresentados para músculos isolados, onde a mesma relação

hiperbólica foi encontrada entre força e velocidade, e pode ser aproximada pela equação de Hill (1938). Além disso, a mesma relação hiperbólica entre força e velocidade existe quando o músculo esquelético humano é ativado pelo sistema nervoso central (Wilkie, 1950; Thorstensson et al., 1976) ou por meio de estimulação elétrica artificial (Wickiewicz et al., 1984).

A possibilidade de se mensurar a produção de força em músculos humanos intactos em diferentes velocidades de encurtamento permaneceu extremamente limitada até a introdução do princípio isocinético da contração muscular (Hislop, 1967). A partir daí, foi possível, através dos aparelhos isocinéticos, registrar o torque produzido por diferentes grupos musculares em um arco de movimento com velocidade constante.

### **Adaptação Funcional**

A demanda funcional (uso sistemático do sistema músculo-esquelético para realização de uma atividade específica) tem sido sugerida como responsável pela produção de adaptações no sistema músculo-esquelético (Caplan et al., 1988; Herzog, 1996). Herzog et al. (1991a), em estudo com atletas de diferentes modalidades,

apresentaram evidências da adaptação do sistema muscular às exigências diárias. Essas adaptações funcionais, do ponto de vista muscular, podem alterar as propriedades musculares intrínsecas e, conseqüentemente, modificar a capacidade de produção de força do músculo.

Propriedades intrínsecas do músculo podem ser modificadas, por exemplo, ao alterar o número de sarcômeros em série dentro de uma fibra muscular (Herzog, 1996). Os fatores responsáveis pela adaptação do número de sarcômeros em série permanecem desconhecidos, mas as implicações desta adaptação sobre a capacidade de produção de força dos músculos (como pode ser avaliado através das relações F-C e F-V) têm sido documentadas em estudos com animais (Williams e Goldspink, 1978; Spector et al., 1980).

O aumento e a diminuição do número de sarcômeros em série têm sido relatados em estudos com animais adultos quando músculos são imobilizados nas posições alongada ou encurtada, respectivamente (Tabary et al., 1972; Williams e Goldspink, 1978). Estas adaptações do músculo imobilizado parecem acontecer no sentido de manter o comprimento ótimo (de maior produção de força)

dos sarcômeros, e levaram à conclusão de que o comprimento de trabalho de um músculo é importante na regulação do número de sarcômeros em série de suas fibras (Williams e Goldspink, 1978; Herring et al., 1984).

Evidências de que o aumento crônico do comprimento do músculo é um estímulo para adição de sarcômeros em série podem ser encontrados na literatura (Tabary et al., 1972; Tardieu et al., 1977). Segundo Koh e Herzog (1998), a excursão de um músculo (ou seja, a alteração no comprimento do músculo necessária para produzir a amplitude total de movimento articular) é um fator importante na regulação do número de sarcômeros em série. Estes autores demonstraram que coelhos submetidos a processos de liberação cirúrgica do retináculo do músculo tibial anterior (aumentando dessa forma a excursão deste músculo em 40%) apresentaram um aumento significativo do número de sarcômeros em série. Caso esta alteração no número de sarcômeros em série ocorra em um dado músculo humano que tenha sido submetido a demandas funcionais específicas, alterações deverão ser produzidas nas relações F-C e F-V.

## **Alteração da Relação Força-Comprimento**

Diferenças na estrutura muscular, assim como diferenças na demanda funcional de músculos, são os principais fatores que alteram a capacidade de produção de força, modificando, portanto, a relação F-C.

Em estudos com animais, diferenças foram encontradas nas relações F-C de músculos de diferentes espécies ou em músculos diferentes de uma mesma espécie. Granzier et al. (1991), realizaram experimento com 2 músculos do peixe: um músculo de contração lenta e o outro de contração rápida. Utilizando estimulação elétrica a diferentes comprimentos de sarcômero, eles avaliaram a força tetânica máxima desses músculos. Os resultados deste estudo demonstraram que o comprimento do filamento grosso era o mesmo nos dois tipos de fibras, mas o comprimento do filamento fino era maior nas fibras de contração lenta. A partir dos comprimentos obtidos, os autores encontraram que as fibras de contração rápida apresentavam um platô de produção de força a menores comprimentos de sarcômero que as fibras de contração lenta, e que a força passiva (ou seja, a força produzida pelos tecidos musculares não contráteis) aumentava mais

rapidamente nas fibras de contração lenta quando se realizava um estiramento.

Herzog et al. (1992) determinaram o comprimento do filamento fino do músculo estriado do gato e compararam com o comprimento do filamento fino de outros animais (coelho e rato). Os resultados apresentados demonstraram que o comprimento dos filamentos finos era diferente em diferentes espécies de animais, e que esta diferença alterava a posição do platô na relação F-C (determinada teoricamente), mas mantinha a linearidade da fase descendente das curvas. Dessa forma, a concordância entre a relação F-C e a Teoria das Pontes Cruzadas era mantida para músculos de diferentes animais.

Em seres humanos, o comprimento de fibra relativo ao comprimento total do músculo e a estrutura da fibra dentro de um músculo foram descritos como sendo similares para um dado músculo do corpo humano (Wickiewicz et al., 1983). Especula-se, então, que as propriedades de força e comprimento muscular de um dado músculo deveriam ser similares em diferentes indivíduos quando normalizadas para o pico de torque (ou torque máximo). Entretanto, achados no músculo reto femoral intacto de seres humanos (Herzog e

ter Keurs, 1988b) demonstraram que existe variações na relação F-C muscular para diferentes sujeitos. Baseado nestes achados, levantou-se a hipótese de que a relação F-C muscular não é constante, mas adaptável às exigências funcionais às quais um determinado músculo é submetido.

Herzog et al. (1991a) apresentaram evidências de que atletas de diferentes modalidades esportivas têm relações torque-comprimento diferentes, e sugeriram que essas diferenças eram decorrentes da adaptação funcional dos músculos às exigências diárias. Mais especificamente, estes autores encontraram que ciclistas apresentam maior capacidade de produção de força a menores comprimentos do músculo reto femoral, enquanto corredores de longa distância apresentam uma maior capacidade de produção de força a maiores comprimentos. Os autores sugeriram que estes resultados estão relacionados ao fato de ciclistas terem suas exigências funcionais com flexão mais acentuada dos quadris (menor comprimento do reto femoral) enquanto corredores têm suas exigências funcionais com menor flexão dos quadris (maior comprimento do reto femoral). Segundo esses mesmos autores, alterações na relação torque-comprimento de um músculo podem ser associadas com dois



fenômenos: (1) diferenças nos processos de ativação/estimulação do músculo; (2) diferenças intrínsecas na produção de força do músculo; ou ainda (3) uma combinação dos dois fenômenos.

As diferenças nos processos de ativação/estimulação do músculo podem estar relacionados com as diferenças existentes na capacidade do sistema nervoso de ativar os músculos entre diferentes indivíduos. Indivíduos que consigam ativar melhor os músculos conseguiriam, conseqüentemente, produzir mais força. Atletas, por exemplo, que estão mais acostumados a submeter o organismo a esforços máximos e a conviver com lesões musculares e com a dor, talvez consigam diminuir os sistemas de inibição (e/ou defesa) do sistema nervoso produzindo, talvez, maiores níveis de força que um indivíduo não-atleta, alterando, portanto, a relação T-A.

Já as diferenças intrínsecas na produção de força do músculo podem ser ocasionadas, por exemplo, por uma alteração no número de sarcômeros em série. Essa alteração no número de sarcômeros em série, por sua vez, seria responsável por modificar o comprimento ótimo da fibra (i.e. o comprimento no qual a força produzida pela fibra é máxima), e, portanto, deslocaria a posição da relação F-C relativa à configuração articular (Herzog et al., 1991a).

Evidências nesse sentido foram apresentadas por Kitai e Sale (1989). Em seu estudo, esses autores demonstraram que o treinamento de força isométrica em um ângulo específico (no caso um ângulo de 0° de FP) provocou um deslocamento da relação torque-ângulo em direção aos menores comprimentos musculares. Segundo Koh (1995), esse deslocamento pode ser explicado pela diminuição do número de sarcômeros em série após o treinamento. Essa diminuição no número de sarcômeros em série seria consistente com a hipótese de que o comprimento de trabalho de um músculo é importante na regulação do número de sarcômeros em série de suas fibras, sendo regulado para atingir o comprimento ótimo do sarcômero no ângulo articular onde a força máxima é produzida (Herring et al., 1984).

### **Alteração da Relação Força-Velocidade**

Apesar da relação hiperbólica entre força e velocidade ser semelhante para diferentes músculos, esta relação pode ser alterada por modificação nas propriedades intrínsecas musculares. Segundo Lieber (1992), a arquitetura muscular (arranjo das fibras em relação ao eixo de geração de força do músculo) é um dos possíveis fatores que altera a produção de força no músculo. Além da arquitetura muscular,

as propriedades histoquímicas do músculo também foram apontadas como responsáveis por alterarem a relação F-V (Thorstensson et al., 1976).

Desde o surgimento dos aparelhos isocinéticos, vários estudos têm sido conduzidos no sentido de investigar a relação T-V em grupos musculares de atletas e de indivíduos saudáveis (Thorstensson et al., 1976; Gregor et al., 1979; Froese e Houston, 1985). Alguns destes estudos têm investigado a relação entre as propriedades de T-V de grupos musculares durante contrações isocinéticas e a composição das fibras desses músculos. A identificação da composição de fibras de um dado músculo tem sido feita por meio de biópsia (Thorstensson et al., 1976), técnica essa que permite a identificação do percentual dos diferentes tipos de fibra muscular (fibra muscular de contração rápida e de contração lenta) em diferentes músculos. Estudos utilizando esta técnica têm apresentado, em sujeitos com vários níveis de treinamento físico (Coyle et al., 1979) e atletas de alto nível (Gregor et al., 1979; Tihanyi et al., 1982), resultados semelhantes aos de Close (1964) em estudo realizado com animais. Em seu estudo, esse autor demonstrou que músculos de contração rápida (extensor longo dos

dedos) produzem força a maiores velocidades de encurtamento quando comparados com os de contração lenta (sóleo).

No entanto, existem evidências de que músculos com propriedades histoquímicas semelhantes apresentam relações F-V distintas (Bodine et al., 1982; Wickiewicz et al., 1984). Bodine et al. (1982) realizaram um estudo com as duas porções do músculo semitendinoso do gato (conectadas em série por uma banda de tecido conectivo denso), e constataram que as diferenças nas relações F-V dessas duas porções estavam relacionadas ao comprimento de fibra (i.e. ao número de sarcômeros em série). Segundo Edgerton et al. (1986) e Lieber (1992), músculos com fibras musculares mais longas deverão continuar produzindo força a velocidades maiores de contração do que músculos com fibras musculares mais curtas, que cessam sua produção de força a menores velocidades.

Considerando as propriedades intrínsecas discutidas acima (arquitetura muscular e propriedades histoquímicas), presume-se que, tanto o aumento do número de sarcômeros em série, quanto o aumento do percentual de fibras de contração rápida no músculo esquelético, conduzem a resultados semelhantes, ou seja, aumentam a capacidade de produção de força muscular a maiores velocidades

de encurtamento. No entanto, estudos que avaliem a contribuição de cada um destes fatores para a relação T-V não parecem ter sido até então realizados.

## **OBJETIVOS DO ESTUDO**

Considerando os aspectos relacionados à estrutura e funcionamento do músculo esquelético, a sua capacidade de adaptar-se a diferentes estímulos ou demandas funcionais, e as alterações em sua capacidade de produção de força devido a essas demandas funcionais, os objetivos do presente estudo são:

### *Objetivos geral:*

- Comparar as relações torque-ângulo e torque-velocidade de bailarinas clássicas e atletas de voleibol.

### *Objetivo específico:*

- Comparar a atividade elétrica dos músculos flexores plantares de bailarinas clássicas e atletas de voleibol.

## **HIPÓTESES DO ESTUDO**

Considerando que as adaptações funcionais produzidas no sistema músculo-esquelético das bailarinas clássicas seja somente devido à alterações nas propriedades intrínsecas musculares, as seguintes hipóteses podem ser propostas:

### **Torque-Ângulo**

- (1) As bailarinas clássicas deverão produzir mais força a menores comprimentos dos músculos FP, quando comparadas com as atletas de voleibol.
- (2) Deverá ocorrer um deslocamento da relação torque-ângulo das bailarinas em direção a menores comprimentos musculares quando comparada com a relação torque-ângulo de atletas de voleibol.
- (3) Os valores de torque normalizados serão diferentes entre as atletas de voleibol e as bailarinas clássicas.

## **Torque-Velocidade**

- (4) As bailarinas clássicas deverão produzir valores de torque menores a maiores velocidades angulares do que as atletas de voleibol.

## **Ativação Muscular**

- (5) A atividade elétrica dos flexores plantares do tornozelo deverá ser semelhante nos dois grupos citados acima.

Com o objetivo de testar as hipóteses acima, dois estudos foram conduzidos: inicialmente, a capacidade de produção de força dos dois grupos foi testada em diferentes comprimentos musculares (ou ângulos articulares de FP do tornozelo – relação torque-comprimento). No segundo estudo a capacidade de produção de força dos dois grupos foi testada em diferentes velocidades de contração muscular (relação torque-velocidade). Além disso, a atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio medial e sóleo foi avaliada durante os dois estudos.



## MATERIAIS E MÉTODOS

### Amostra

A amostra deste estudo foi constituída de trinta e seis indivíduos do sexo feminino. A amostragem foi feita de forma intencional, e foram constituídos dois grupos a saber: o primeiro grupo foi formado por 14 bailarinas clássicas de nível avançado (idade:  $20,2 \pm 3,7$  anos – média  $\pm$  desvio padrão) de diferentes Escolas de *Ballet* Clássico de Porto Alegre. Foram consideradas como bailarinas clássicas de nível avançado mulheres com mais de oito anos de prática de *ballet* clássico, e que realizavam um mínimo de duas horas diárias de prática de *ballet*, cinco vezes por semana (Anexo 1).

O segundo grupo foi composto por 22 atletas de voleibol (idade:  $15,8 \pm 2,3$  anos – média  $\pm$  desvio padrão) pertencentes à Seleção Gaúcha de Voleibol Infanto-Juvenil, ao Clube Sociedade Ginástica de Porto Alegre (SOGIPA) e à Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS). Essas atletas praticavam um mínimo de quatro horas de voleibol três vezes por semana (Anexo 1).

Todos os procedimentos foram cuidadosamente explicados para cada indivíduo, após o que eles assinaram Termo de Consentimento (Anexo 1), para participação como voluntários da pesquisa.

### **Medidas Antropométricas e Composição Corporal**

O peso das bailarinas clássicas e atletas de voleibol foi mensurado através de balança do tipo Filizola enquanto um altímetro acoplado à mesma foi utilizado para medir a estatura.

A avaliação da composição corporal foi realizada através do teste de bioimpedância. O monitor de composição corporal foi utilizado para aquisição de dados referentes a gordura percentual. Baseado nos procedimentos dessa técnica, dois eletrodos foram colocados no pé direito e dois eletrodos foram colocados na mão direita do indivíduo testado. Uma corrente elétrica de baixa frequência, foi então transmitida através dos eletrodos, medindo a resistência oferecida pelos diferentes tecidos. Foram fornecidas aos sujeitos, antes da realização do teste, as orientações referentes a fatores que poderiam alterar o estado hídrico, foram fornecidas aos sujeitos previamente à realização do teste.

## **Medida da Amplitude de Movimento Articular**

As amplitudes de movimento articular (ADM) foram obtidas através do uso de um goniômetro universal plástico. Foram coletados dados dos movimentos ativos de FP e flexão dorsal do tornozelo. Com o indivíduo sentado e os joelhos estendidos, a posição neutra (ângulo de zero graus) foi determinada como aquela onde o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna era igual a  $90^\circ$  (Norkin e White, 1995). A partir dessa posição, a mensuração foi realizada considerando os ângulos em direção à flexão dorsal em graus negativos e, positivos os graus em direção a FP.

## **Torque**

Um dinamômetro isocinético do tipo Cybex, modelo Norm (Lumex Inc, Ronkonkoma, Nova Iorque, E.U.A.) foi utilizado para a obtenção de dados referentes ao torque produzido em contrações voluntárias máximas isométricas e isocinéticas, a fim de determinar as relações torque-ângulo e torque-velocidade. Todos os sinais foram armazenados em um computador do tipo Pentium 166MHz (do próprio dinamômetro) para posterior análise.

## **Eletromiografia**

Pares de eletrodos de superfície, em configuração bipolar, foram utilizados para medir os sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SOL) direitos durante as contrações realizadas nos protocolos isométrico e isocinético. Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos e pelo esfregamento da pele, com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local de posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele, e foi aplicada uma leve pressão sobre eles para aumentar o contato do gel do eletrodo com a pele (Nigg e Herzog, 1994). Os eletrodos foram colocados no terço distal dos músculos, na direção aproximada das fibras musculares, semelhante à configuração proposta por Basmajian e De Luca (1985). Um eletrodo de referência foi colocado na face anterior da tíbia.

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos foi utilizado um sistema de eletromiografia (Bortec Incorporation, Canadá) dotado de pré-amplificadores localizados a uma distância inferior a 10 cm dos. Os sinais EMG foram repassados a uma unidade central de amplificação através de um multiplexador, o que permitiu que os

indivíduos estivessem conectados ao equipamento apenas através de um cabo. Os sinais EMG foram coletados por meio do sistema CODAS, com uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal e armazenados, por meio de um conversor analógico-digital, em um computador do tipo Pentium (200MHz) para posterior análise.

## **Protocolo**

Ao chegar no laboratório, os equipamentos utilizados para a coleta de dados foram apresentados a cada sujeito. Em seguida, foi entregue o termo de consentimento onde constavam informações sobre a pesquisa, e seu consentimento para participar como sujeito do experimento.

Os seus dados pessoais, então, foram anotados, e foram avaliadas a massa (em Kg), a estatura (em cm) e a porcentagem de gordura corporal (mensurada através do teste de bioimpedância), para cada indivíduo.

Após as mensurações antropométricas e o teste de bioimpedância, as etapas seguintes, foram realizadas conforme descrito a seguir.

### *Preparação*

O sujeito foi preparado para os testes, por meio da raspagem dos pêlos com uma lâmina descartável e da limpeza e abrasamento da pele, através de um algodão com álcool, nos locais sobre os quais foram colocados os eletrodos de EMG. Antes da realização dos testes isométricos e isocinéticos, um período de aquecimento de cinco minutos foi realizado em bicicleta ergométrica.

### *Posicionamento*

Após a preparação, o sujeito foi posicionado no dinamômetro isocinético em decúbito ventral na cadeira, com o pé direito fixado na prancha de fixação para o pé. O membro inferior direito foi fixado por meio de faixas de velcro, e os membros superiores foram mantidos junto a borda do dinamômetro. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do tornozelo.

### *Familiarização*

Cada indivíduo executou uma sessão de familiarização com o dinamômetro antes da realização do teste. Durante a familiarização, os sujeitos foram treinados na execução de contrações isométricas

voluntárias máximas em diferentes ângulos articulares e contrações concêntricas voluntárias máximas em diferentes velocidades angulares. Cinco contrações isocinéticas nas velocidades de 120°/s, 240°/s, 300°/s, 360°/s e 420°/s, e três contrações isométricas nos ângulos de 0°, 20° e 40° de flexão plantar foram realizadas nessa sessão, respectivamente.

#### *Determinação da Relação Torque-Velocidade*

Dados referentes ao torque produzido em contrações voluntárias máximas concêntricas do grupo muscular flexor plantar do tornozelo foram obtidos em diferentes velocidades angulares. Três contrações voluntárias máximas concêntricas foram executadas em velocidades angulares de 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s, 300°/s, 360°/s e 420°/s. A ordem de execução das velocidades foi determinada aleatoriamente, através de sorteio, para cada indivíduo. Um intervalo de 90 segundos foi observado entre cada velocidade angular para evitar possíveis efeitos da fadiga. Ao final do teste, a primeira velocidade executada foi novamente avaliada para se verificar a existência ou não desses.

*Feedback* da performance não foi fornecido aos sujeitos a fim de evitar a possibilidade de que as tentativas executadas mais tarde no

protocolo fossem influenciadas pelo conhecimento da performance das primeiras tentativas. Este procedimento foi semelhante ao utilizado por Herzog e ter Keurs (1988b).

### *Determinação da Relação Torque-Ângulo*

Os sujeitos executaram uma contração isométrica voluntária máxima em sete configurações articulares diferentes ( $-10^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $50^\circ$ ) do tornozelo. Os sujeitos foram instruídos a atingir a força máxima em aproximadamente um segundo ou mais, e a manter este esforço máximo por mais um segundo antes de relaxar. Esse procedimento é semelhante ao proposto por Herzog e ter Keurs (1988b), e tem por objetivo garantir que o comprimento das fibras musculares permaneça constante durante o período no qual as forças (ou torques) dos músculos foram determinadas. Um intervalo de 2 minutos foi observado após cada contração a fim de minimizar os efeitos da fadiga. Sempre que o sujeito percebeu que uma contração máxima não tinha sido obtida, que o aumento da intensidade da contração até o máximo não havia sido gradual, ou que a contração não tinha sido sustentada por pelo menos 1 segundo, o teste foi repetido (Herzog e ter Keurs, 1988b). A ordem dos ângulos de



execução das contrações isométricas voluntárias máximas foi determinada aleatoriamente, através de sorteio, para cada indivíduo. Ao final do teste, a primeira repetição foi executada novamente para avaliar os possíveis efeitos da fadiga.

### *Medida da Amplitude de Movimento Articular*

Ao final dos testes isométricos, a amplitude de FP e dorsal do tornozelo foi avaliada para todos os indivíduos.

## **Análise dos Resultados**

### *Relação Torque-Velocidade*

Das três curvas de torque obtidas nas contrações isocinéticas concêntricas, a curva torque-velocidade de o maior valor (ou pico) de torque foi selecionada para análise. Desta curva, quatro valores de torque foram utilizados: o torque máximo, e os torques obtidos a  $-10^\circ$ ,  $10^\circ$  e  $30^\circ$  de FP. As médias dos valores de torque obtidos foram calculadas para cada grupo (bailarinas e atletas de voleibol) e relacionadas às diferentes velocidades angulares de execução.

A utilização destes diferentes valores de torque justifica-se devido à falta de consenso na literatura no que se refere ao valor de torque que deve ser utilizado para se determinar a relação torque-velocidade. Autores que utilizam ângulo específico para mensurar o torque reportam que o pico de torque produzido varia com a velocidade de movimento, o que acarreta dificuldades na comparação de resultados obtidos em diferentes velocidades angulares de execução (Gregor et al., 1979). Por outro lado, os autores que utilizam o pico de torque reportam que o uso de valores de torque em ângulos específicos pode conduzir à utilização de valores submáximos em algumas velocidades (Thorstensson et al., 1976; Kannus e Beynnon, 1992). Segundo Yates e Kamon (1983), a única diferença entre as curvas de torque-velocidade produzidas usando pico de torque e ângulo específico está na sua magnitude. Entretanto, quando estes autores analisaram o torque produzido por indivíduos com diferentes percentuais de fibras de contração rápida e de contração lenta, eles encontraram que as curvas produzidas por pico de torque não são sensíveis à influência produzida pelo tipo de fibra como ocorre com as produzidas por ângulo específico.

### *Relação Torque-Ângulo*

As médias dos valores de pico de torque ativo obtidas para cada grupo (bailarinas e atletas de voleibol) durante as contrações isométricas voluntárias máximas foram relacionadas aos diferentes ângulos articulares.

### *Eletromiografia*

Os sinais EMG foram analisados através do sistema SAD 32 (versão 2.59b), desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas (LMM) da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

Os passos usados para a análise do sinal EMG foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) foram removidos os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais, para que o sinal retornasse ao seu tamanho original; (c) os sinais EMG foram submetidos a um filtro ideal com uma frequência de corte inferior a 3 Hz e superior a 800 Hz; (d) foi realizada uma análise via *FFT* (Transformada Rápida de Fourier), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como por exemplo o ruído de 60 Hz; (e)

quando a presença de ruído foi detectada, utilizou-se um filtro remove picos automáticos, o qual remove do sinal original somente o sinal onde ocorrem elevados picos de frequência; (f) de cada contração isométrica voluntária máxima foram extraídos os sinais EMG obtidos durante o platô do sinal de força (segmentos de 1 segundo) nas sete configurações articulares; (g) das contrações isocinéticas com maior valor de pico de torque foi extraído todo o sinal EMG; (e) valores de *root mean square* (RMS) foram usados para medir a magnitude (amplitude e densidade) dos sinais EMG. A análise deste índice foi utilizada para o estudo da ativação muscular nas diferentes situações descritas anteriormente.

### **Tratamento Estatístico**

Análise descritiva dos dados foi utilizada para determinar a homogeneidade dos mesmos em cada um dos grupos. Em seguida, análise de variância (ANOVA) de dois caminhos (*two way*) para medidas repetidas foi utilizada para determinar a existência de diferenças significativas para cada parâmetro mensurado (torque, ângulo, grupo e RMS) e a presença de interação entre os grupos nos diferentes ângulos avaliados. Contrastes foram utilizados para avaliar

as diferenças entre os diferentes ângulos de FP do tornozelo. Quando havia interação entre os parâmetros, análise de variância de um caminho (One way) para dados repetidos foi utilizada para determinar diferenças estatísticas entre os grupos em cada ângulo avaliado. Em caso de diferenças significativas, a localização foi feita através de teste de Post-Hoc, utilizando o teste “Bonferroni”. Os dados de torque obtidos na primeira e última contração isométrica e primeira e última contração isocinética foram comparados, através de um teste t, com o intuito de avaliar a influência da fadiga durante os dois protocolos realizados. O nível de significância adotado foi de 0.05 para todas análises realizadas.

## **RESULTADOS**

Todos os resultados serão expressos como a média  $\pm$  desvio padrão da média, exceto nos locais onde for especificamente identificado.

### **Amostra**

A amostra inicial foi constituída de 36 indivíduos, mas devido a fatores como a execução incorreta dos movimentos, incapacidade de realização de algum dos testes ou problemas com os equipamentos durante a coleta de dados, resultados de alguns indivíduos não puderam ser utilizados. Em função disso, houve uma variação do número de indivíduos para os resultados obtidos em cada um dos testes realizados.

### **Medidas Antropométricas e Composição Corporal**

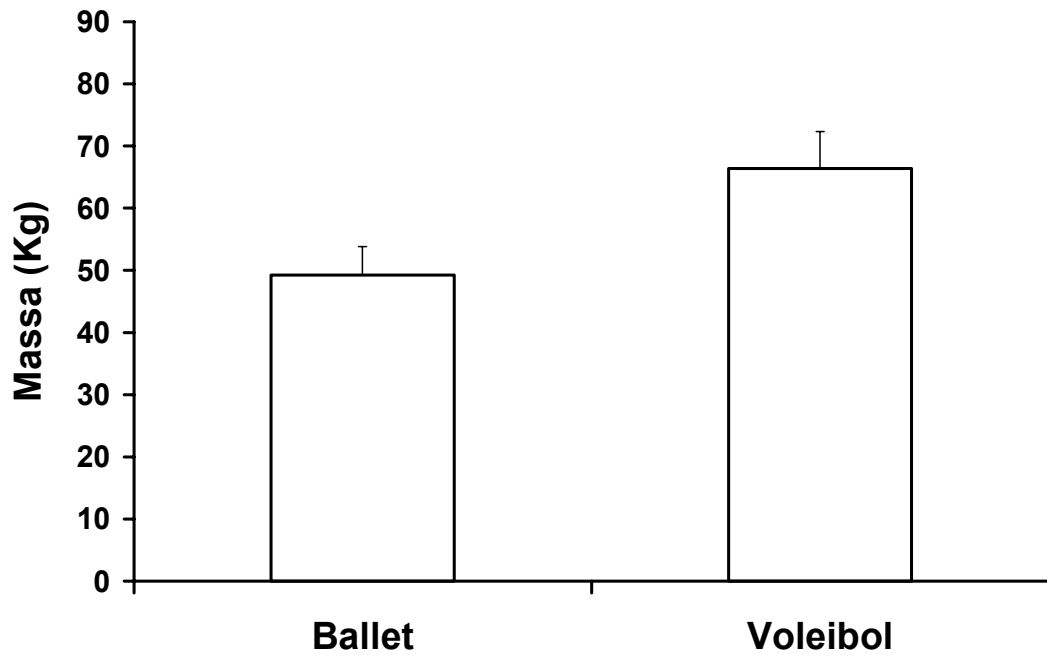
A Figura 3 apresenta os dados referentes à massa corporal dos dois grupos estudados. Houve diferença significativa entre a massa corporal das bailarinas e atletas de voleibol, sendo que a maior massa corporal foi apresentada pelas atletas de voleibol.

A estatura dos dois grupos estudados apresentou diferenças significativas, e os resultados podem ser visualizados na Figura 4. A estatura média das bailarinas foi de 157 cm e das atletas de voleibol foi de 174 cm.

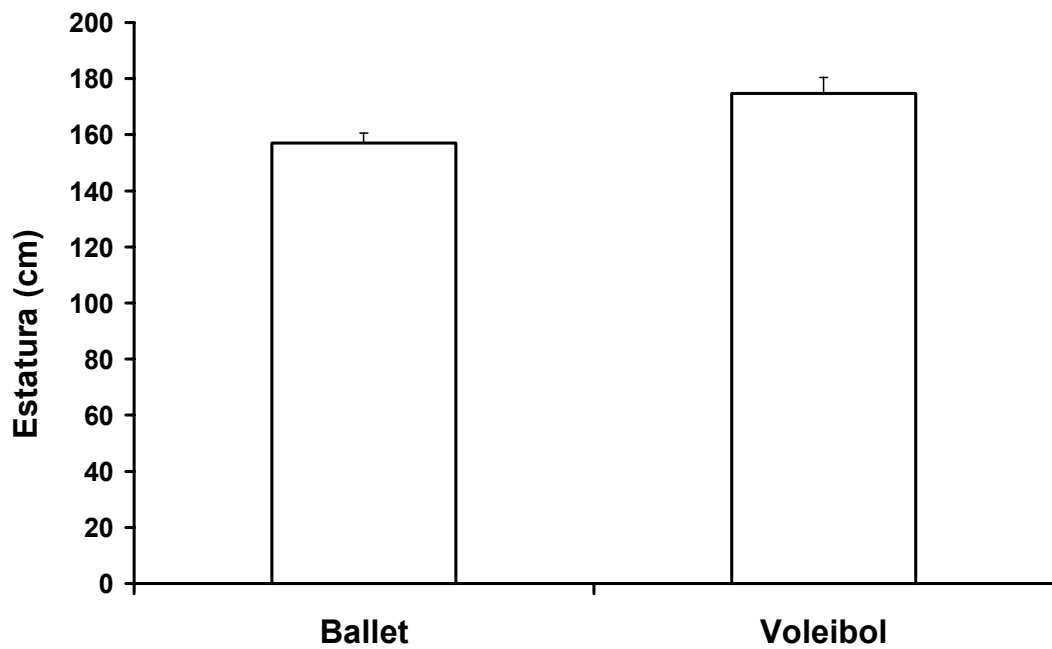
Os valores de percentual de gordura dos dois grupos estudados, (obtidos através do teste de bioimpedância) não apresentaram diferenças estatísticas entre as atletas de voleibol e as bailarinas, como pode ser visualizado na Figura 5.

### **Medida da Amplitude de Movimento Articular**

Os resultados referentes a amplitude de movimento articular do tornozelo são apresentados nas Figuras 6 e 7 para flexão plantar e dorsal do tornozelo, respectivamente. Houve diferença significativa na amplitude de flexão plantar de tornozelo dos dois grupos, tanto para o tornozelo direito quanto para o esquerdo (Figura 6). As bailarinas apresentaram valores maiores de FP do tornozelo do que as atletas de voleibol. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos na amplitude de flexão dorsal do tornozelo (Figura 7).

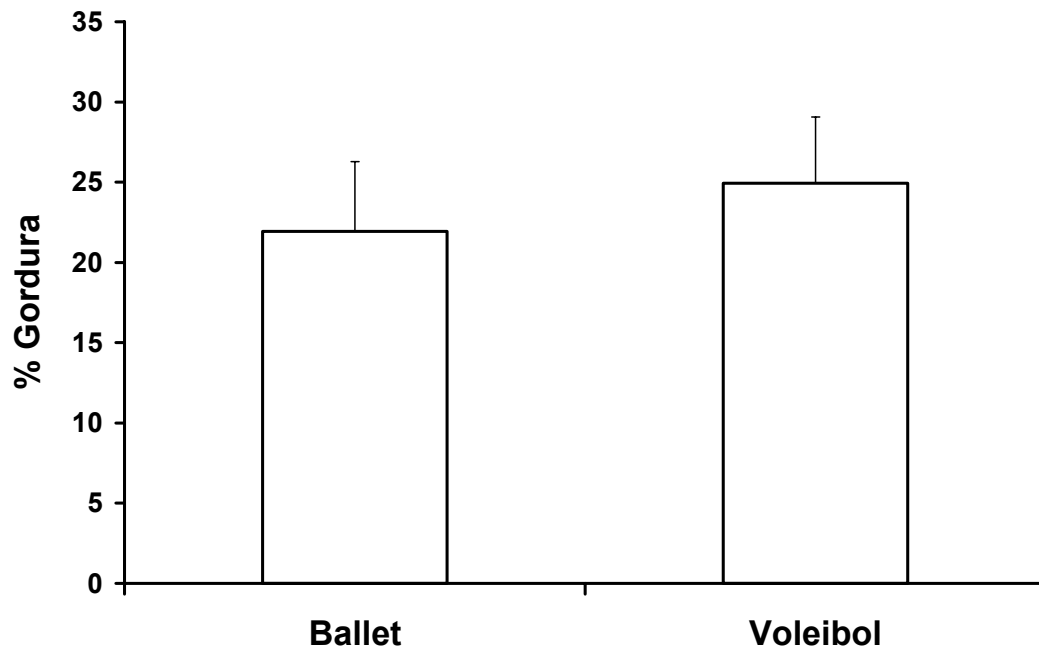


**Figura 3.** Massa corporal (Kg) dos dois grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão)

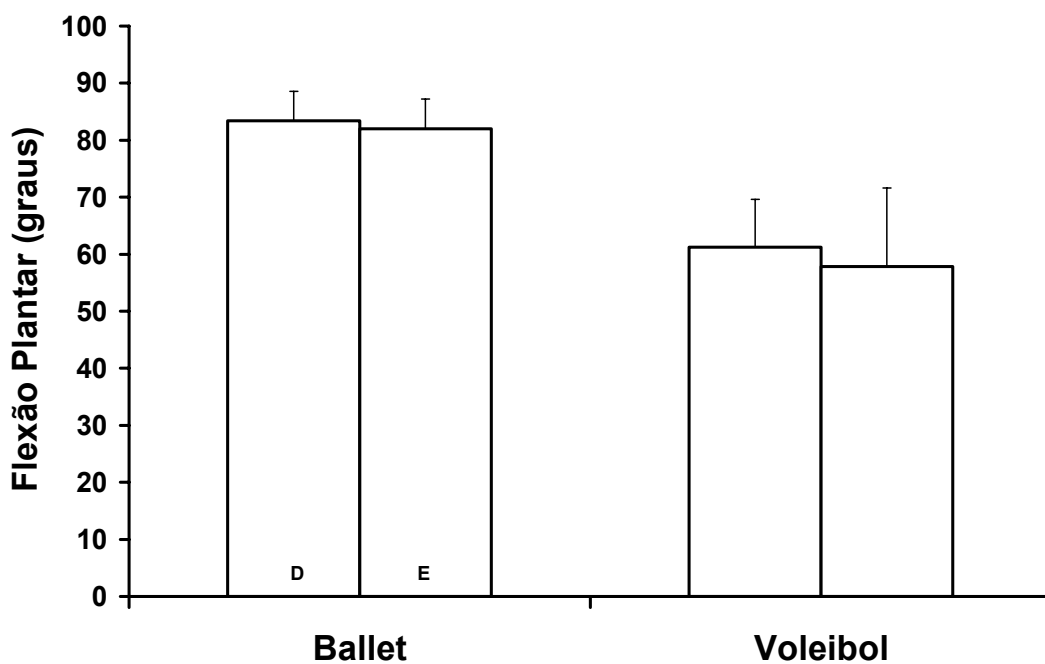


**Figura 4.** Estatura (cm) das bailarinas e atletas de voleibol (média  $\pm$  desvio padrão).

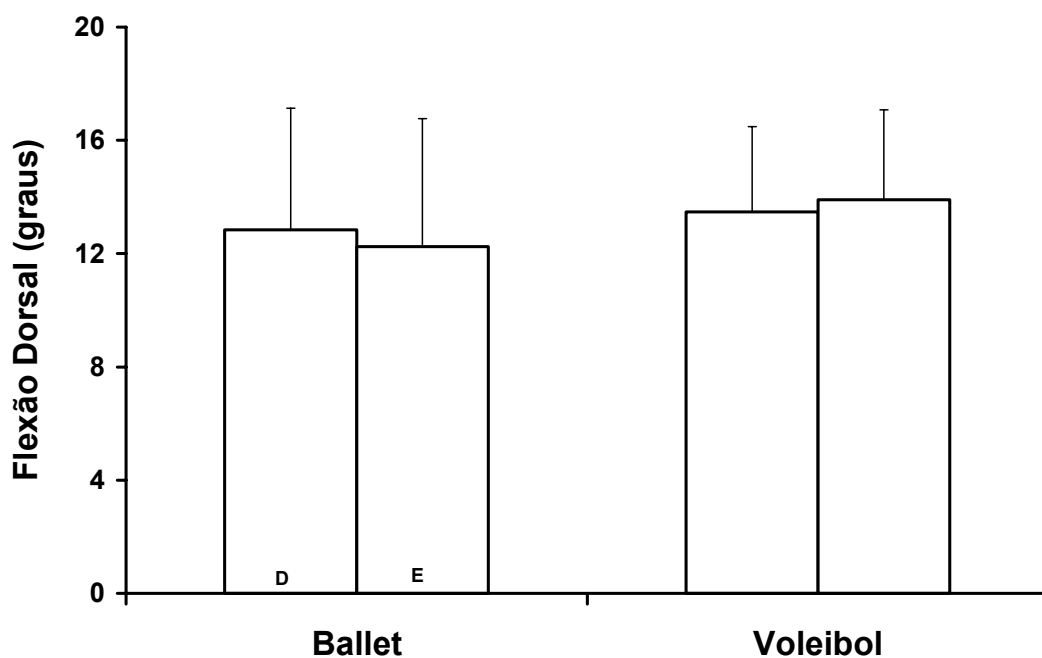




**Figura 5.** Médias do percentual de gordura corporal dos grupos estudados obtido através do teste de bioimpedância (média  $\pm$  desvio padrão).



**Figura 6.** Amplitude de flexão plantar dos tornozelos (direito e esquerdo) dos dois grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão).



**Figura 7.** Amplitude de flexão dorsal dos tornozelos (direito e esquerdo) dos grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão).

### Relação Torque-Ângulo

Os resultados do torque obtido através do dinamômetro isocinético para os dois grupos estudados, nas sete configurações articulares, podem ser visualizados na Figura 8 (valores absolutos) e Figura 9 (valores normalizados para o torque máximo produzido para cada indivíduos). Os resultados estão apresentados de forma a permitir a comparação dos mesmos com os resultados de outros estudos, ou seja, iniciando no ângulo de menor comprimento dos flexores plantares ( $50^\circ$ ), e indo até o ângulo maior comprimento dos flexores plantares ( $-10^\circ$ ).

O comportamento do torque em função dos ângulos articulares foi diferente entre os dois grupos estudados ( $p < 0,0001$ ; Figura 9). Um aumento foi observado na capacidade de produção de força das atletas de voleibol à medida que aumenta o comprimento muscular (diminui ângulo articular de flexão plantar do tornozelo). Já as bailarinas clássicas apresentaram um aumento semelhante no torque à medida que o ângulo de FP diminuía de  $40^\circ$  até  $0^\circ$ . No entanto, isso não foi observado entre os ângulos de  $0^\circ$  até  $-10^\circ$  e de  $50^\circ$  para  $40^\circ$  de FP. Além disso, um deslocamento para a esquerda foi constatado na relação torque-ângulo das bailarinas quando comparadas com as atletas de voleibol (Figura 9), onde as bailarinas clássicas apresentam valores superiores de torque para todos ângulos avaliados, com exceção do ângulo de  $-10^\circ$  de FP (posição mais encurtada dos músculos FP).

Não foram encontradas diferenças significativas entre o teste e o reteste da relação T-A para todos os indivíduos da amostra (Anexo 3).

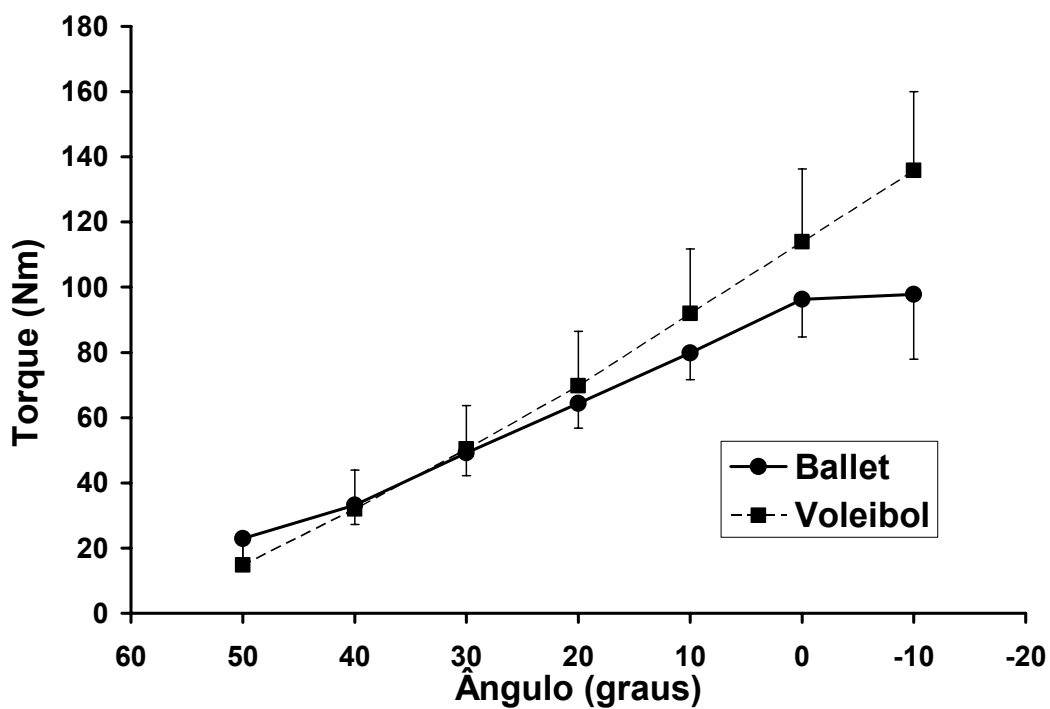


Figura 8. Relação torque-ângulo absoluto para os grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão).

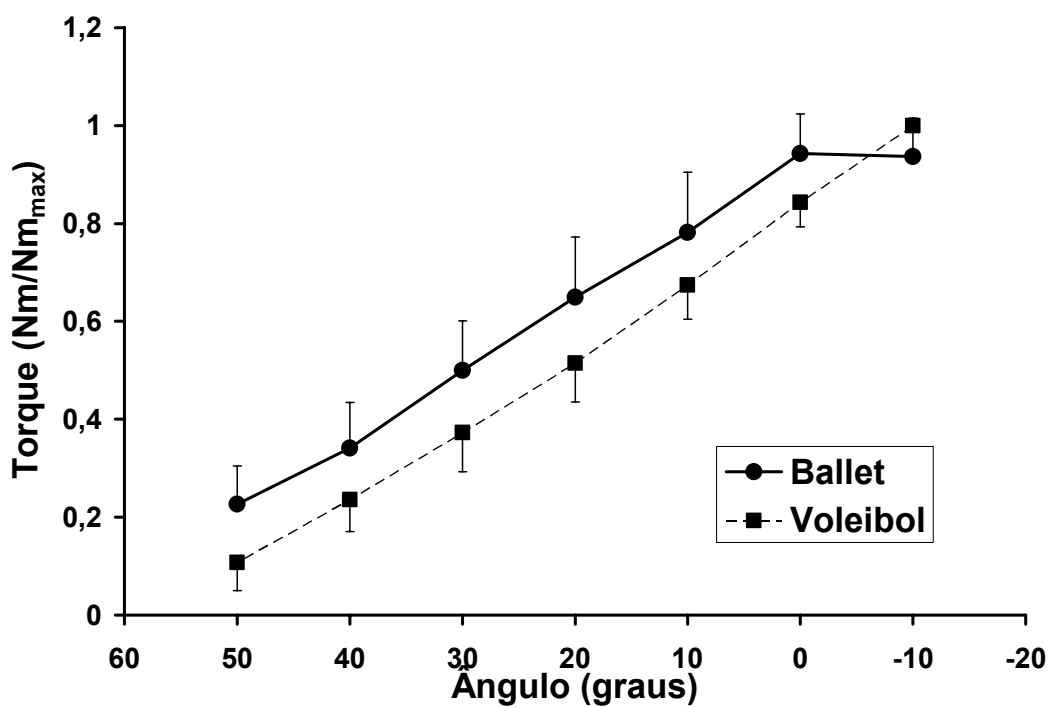


Figura 9. Relação torque-ângulo normalizada dos grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão).

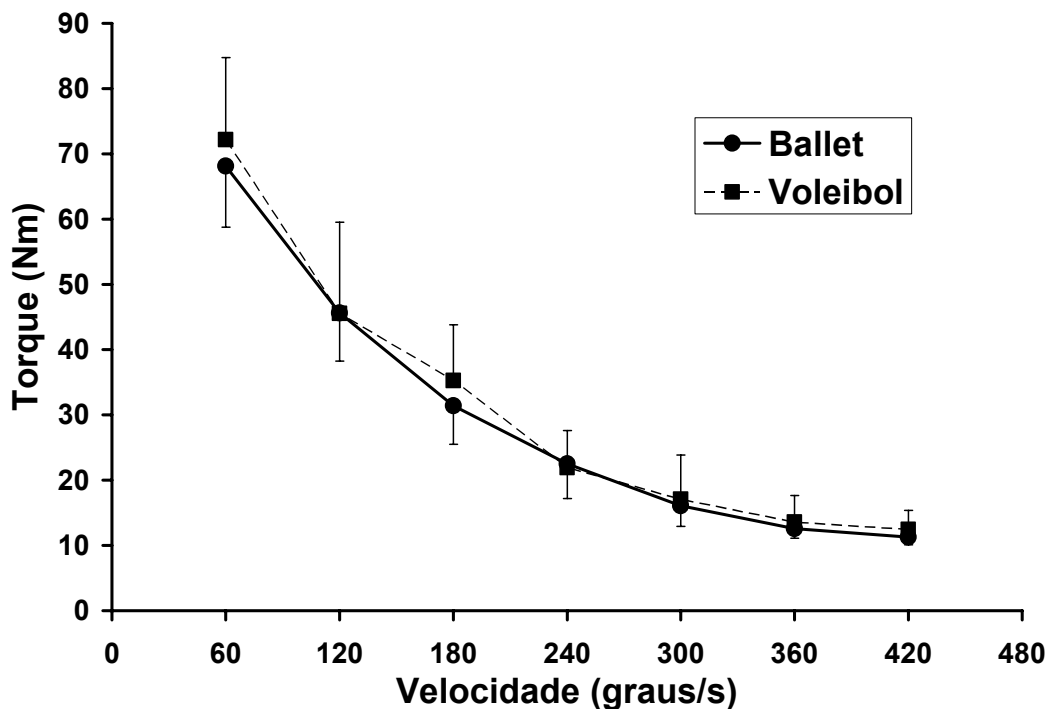
## Relação Torque-Velocidade

Os torques máximos obtidos nas contrações isocinéticas realizadas em diferentes velocidades angulares de movimento são apresentados na Figura 10 (valores absolutos) e Figura 11 (valores normalizados para o torque máximo produzido por cada indivíduo).  $T_{\max}$  foi similar entre os dois grupos em todas as velocidades angulares estudadas ( $p=0,08155$ ). Uma relação hiperbólica entre o torque produzido e a velocidade angular foi observado para os dois grupos pesquisados. Diferenças foram constatadas no  $T_{\max}$  entre as diferentes velocidades, exceto entre as velocidades de  $360^\circ/s$  e  $420^\circ/s$ , as quais tem torque similar.

A Figura 12 apresenta os ângulos de FP onde ocorreu o torque máximo (pico de torque) nas diferentes velocidades pesquisadas para os grupos estudados. Um comportamento similar (em etapas) foi observado para os dois grupos ( $p=0,6236$ ). Esse comportamento demonstrou um aumento no ângulo onde acontece o pico de torque com o aumento da velocidade de  $60^\circ/s$  a  $240^\circ/s$ , e uma diminuição de  $300^\circ/s$  a  $420^\circ/s$ . Observa-se a tendência do pico de torque ocorrer a maiores ângulos de FP (menores comprimentos musculares) para as

bailarinas em relação as atletas de voleibol em todas as velocidades estudadas.

A mesma relação hiperbólica entre torque e velocidade apresentada para os dados de torque máximo ( $T_{max}$ ; Figura 10 e 11) é observada nas Figuras 13, 14 e 15 para o  $T-10^\circ$ ,  $T10^\circ$  e  $T30^\circ$  para os dois grupos respectivamente. Nenhuma interação foi observada entre os dois grupos nas velocidades para o  $T-10^\circ$  e  $T10^\circ$ . Entretanto, existe uma diferença entre os 2 grupos no  $T30^\circ$ , onde as atletas de voleibol produzem valores superiores de força para todas velocidades exceto para  $60^\circ/s$ .



**Figura 10.** Relação torque-velocidade absoluta dos grupos estudados (média  $\pm$  desvio padrão).

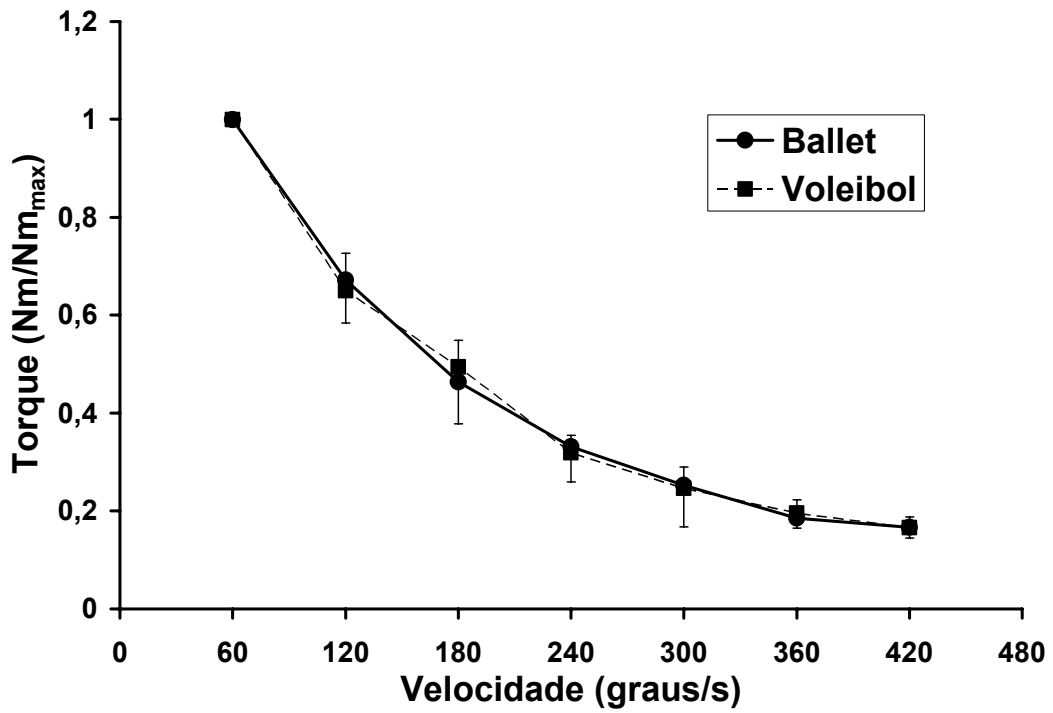


Figura 11. Relação torque-velocidade normalizada (média  $\pm$  desvio padrão).

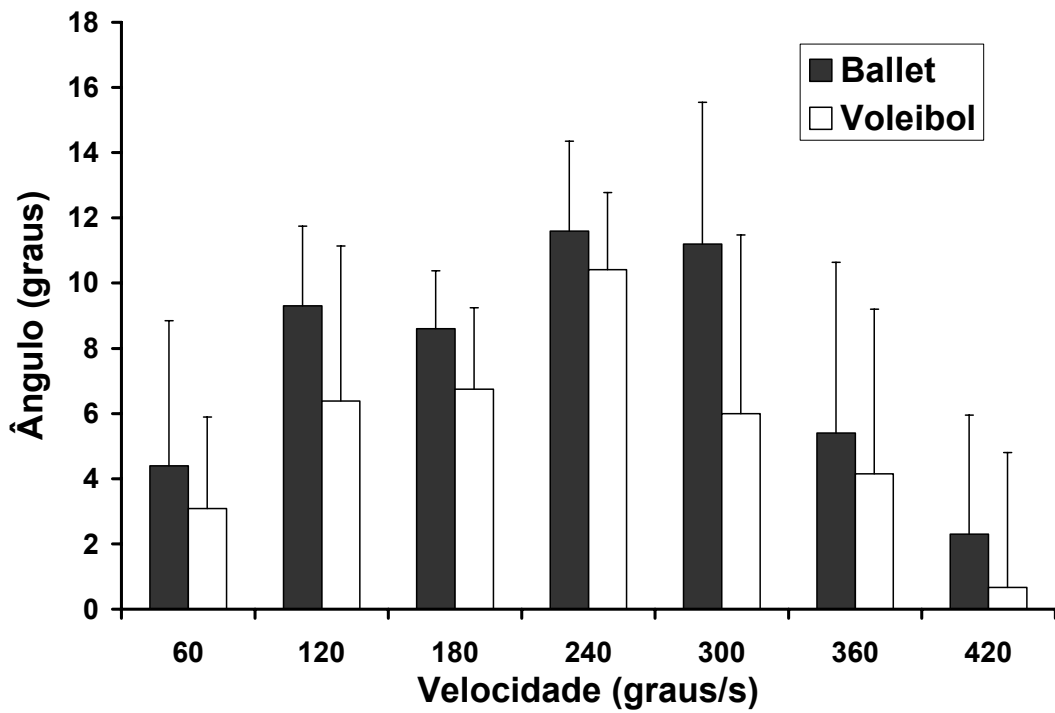
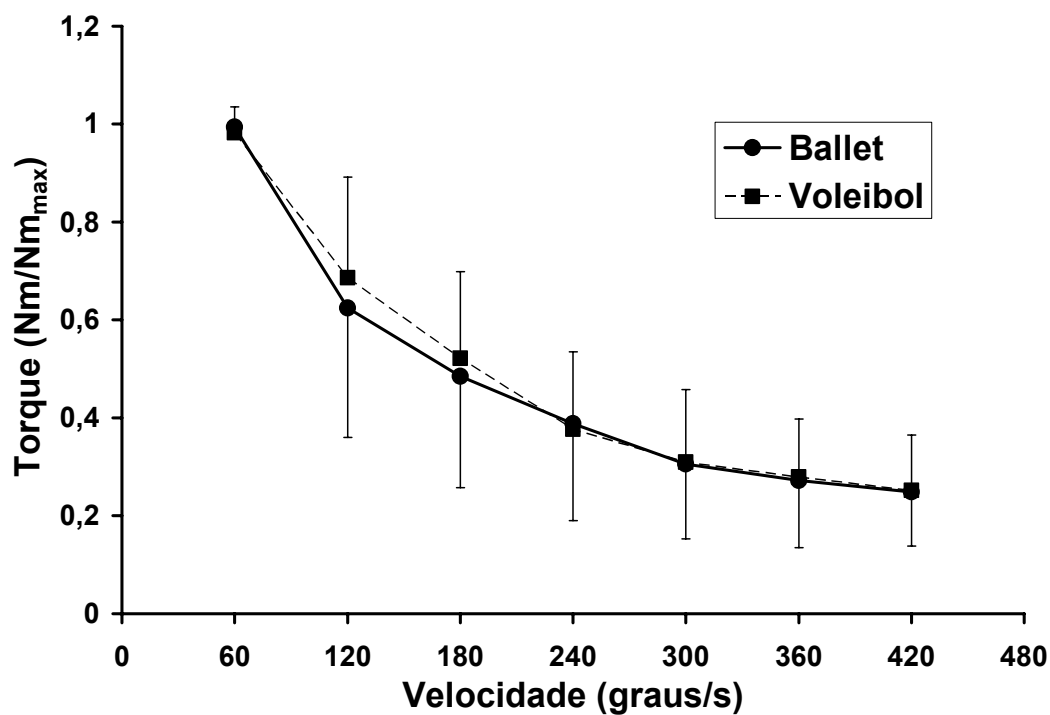


Figura 12. Ângulo de flexão plantar onde ocorreu o torque máximo nas diferentes velocidades angulares de movimento (média  $\pm$  desvio padrão).

Também não foram encontradas diferenças significativas entre o teste e o reteste da relação T-V para todos os indivíduos da amostra (Anexo 3).



**Figura 13.** Torques normalizados produzidos no T-10° nas diferentes velocidades angulares para as bailarinas e atletas de voleibol (média  $\pm$  desvio padrão).



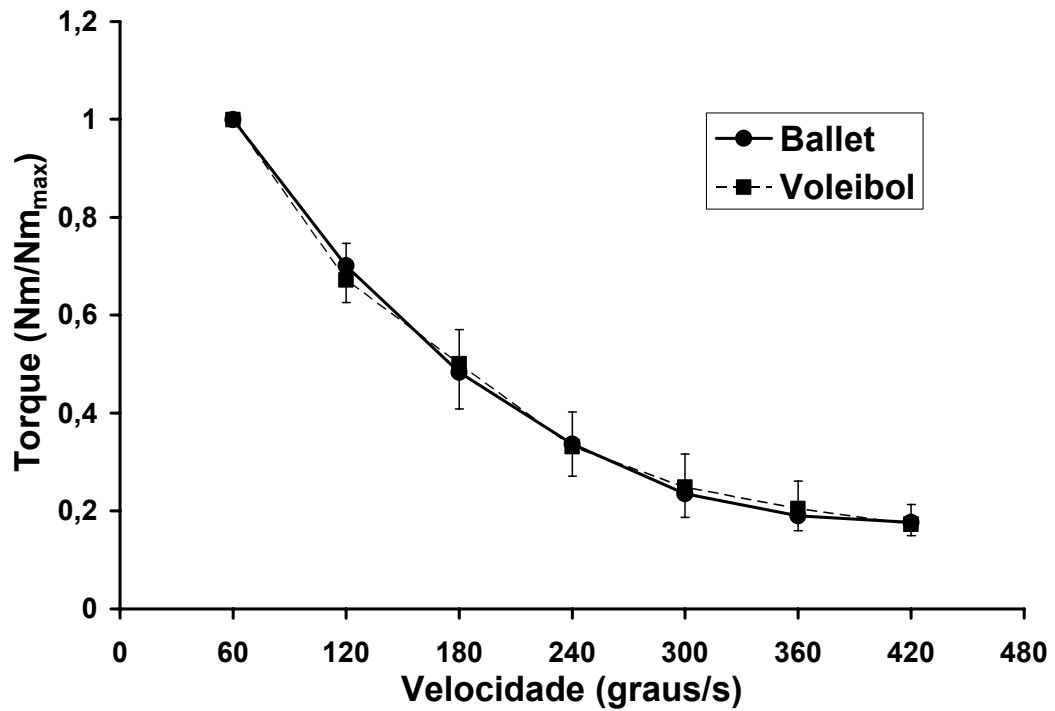


Figura 14. Torques normalizados produzidos no T10° nas diferentes velocidades estudadas para as bailarinas e atletas de voleibol (média ± desvio padrão).

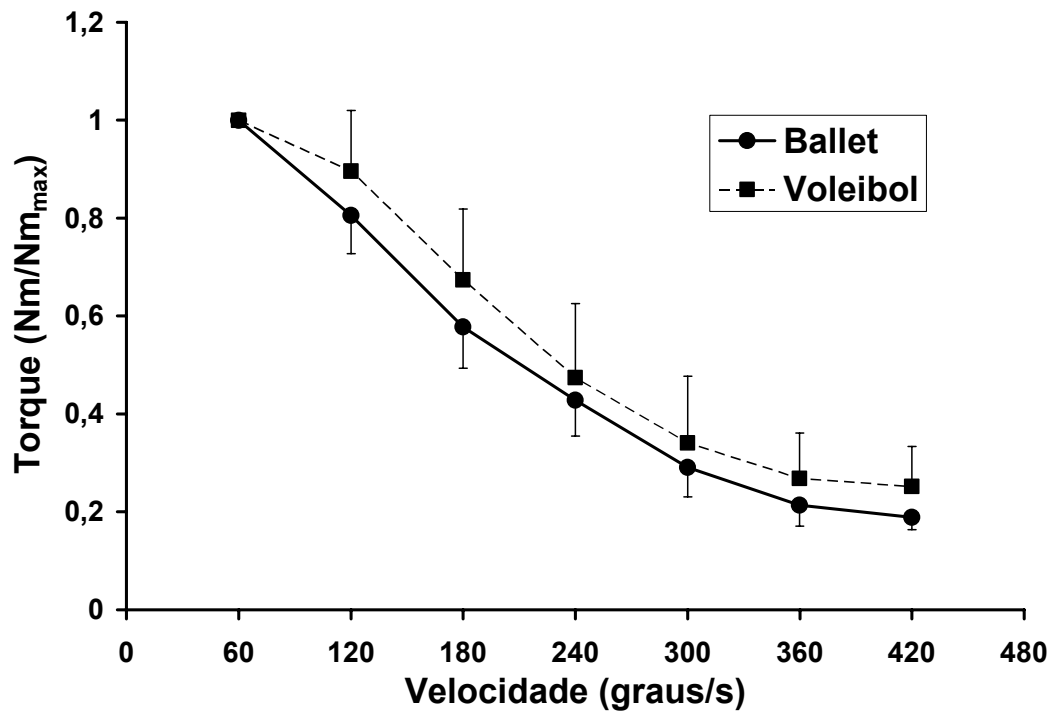


Figura 15. Torques normalizados produzidos no T30° nas diferentes velocidades angulares (média ± desvio padrão).

## **Ativação Muscular**

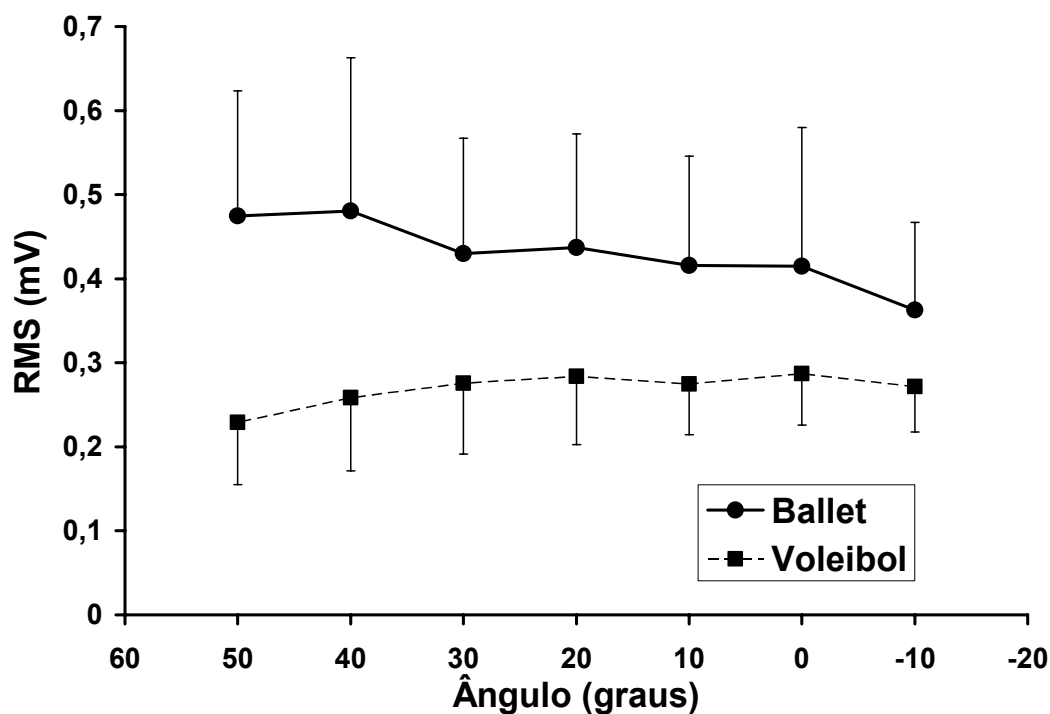
### *Relação Torque-Ângulo*

Os valores RMS absolutos (Figura 16) e normalizados pelo valor RMS máximo de cada indivíduo (Figura 17) obtido para o músculo gastrocnêmio medial (GM), estão apresentados para os dois grupos estudados em diferentes configurações articulares do tornozelo. Os valores RMS absolutos das bailarinas foram sempre superiores aos valores RMS das atletas de voleibol, em todos os ângulos articulares testados.

O comportamento dos valores RMS do GM nos ângulos testados foi diferente entre as atletas de voleibol e as bailarinas clássicas ( $p=0,0016$ ). Análise de variância de um caminho revelou que enquanto o valor RMS das bailarinas são semelhantes ao longo das diferentes configurações articulares, as atletas de voleibol apresentam diferenças entre  $0^\circ$  e  $50^\circ$  de FP e entre  $20^\circ$  e  $50^\circ$  de FP, revelando uma diminuição dos valores RMS nas atletas de voleibol a medida que diminui o comprimento muscular.

Nas Figuras 18 e 19, os valores RMS do músculo SOL podem ser visualizados em valores absolutos e normalizados para o RMS

máximo de cada indivíduo, nas diferentes configurações articulares, respectivamente. Um comportamento semelhante ao demonstrado para o GM foi constatado para o SOL. O comportamento dos valores RMS do SOL ao longo dos ângulos articulares foi diferente para os grupos estudados ( $p=0,0001$ ). A análise de variância de um caminho revelou que enquanto as bailarinas clássicas apresentam valores similares de RMS nas diferentes ângulos de FP, enquanto as atletas de voleibol apresentam diferenças entre  $-10^{\circ} - 0$  e  $30^{\circ} - 50^{\circ}$ , e entre  $10^{\circ}$  e  $40^{\circ} - 50^{\circ}$  e entre  $20^{\circ}$  e  $50^{\circ}$ , demonstrando uma diminuição dos valores RMS com a diminuição do comprimentos dos músculos FP.



**Figura 16.** Médias dos valores RMS do GM obtidos nos diferentes ângulos de tornozelo (média  $\pm$  desvio padrão).

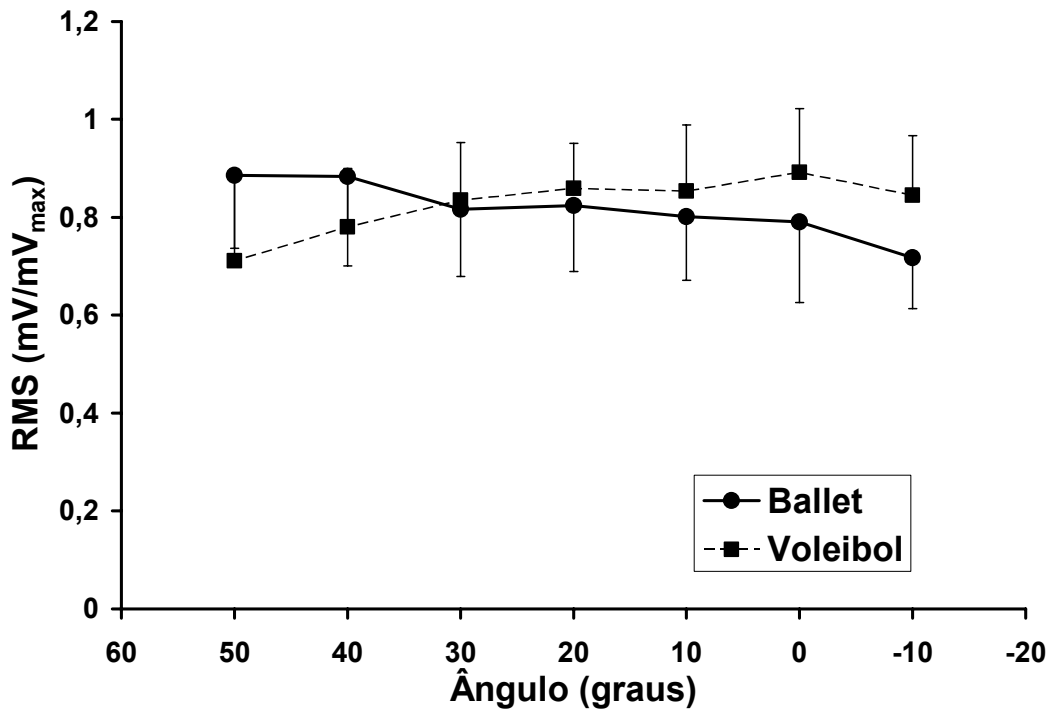


Figura 17. Média dos valores RMS normalizados do GM nas diferentes configurações articulares (média  $\pm$  desvio padrão).

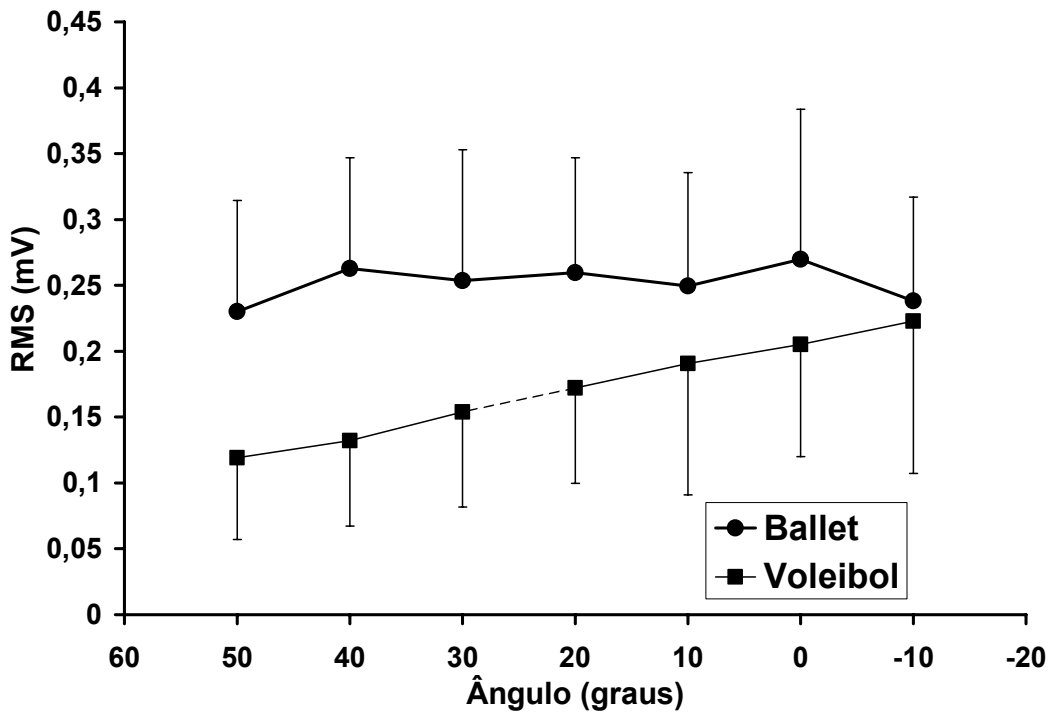
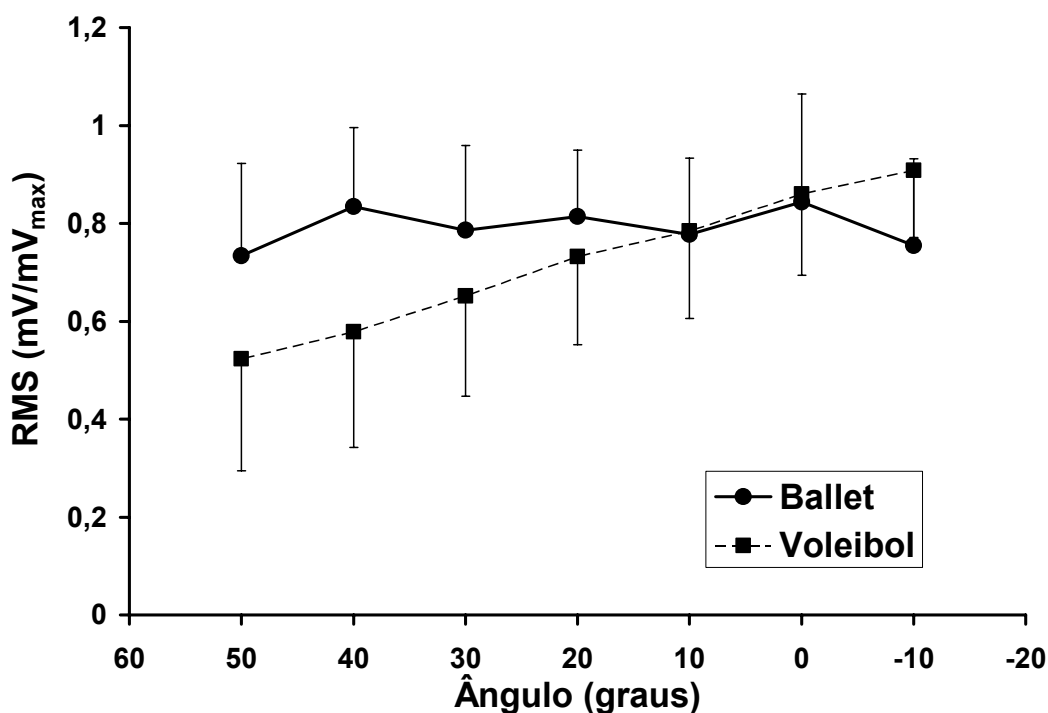


Figura 18. Média dos valores RMS do SOL nas diferentes configurações articulares (média  $\pm$  desvio padrão).



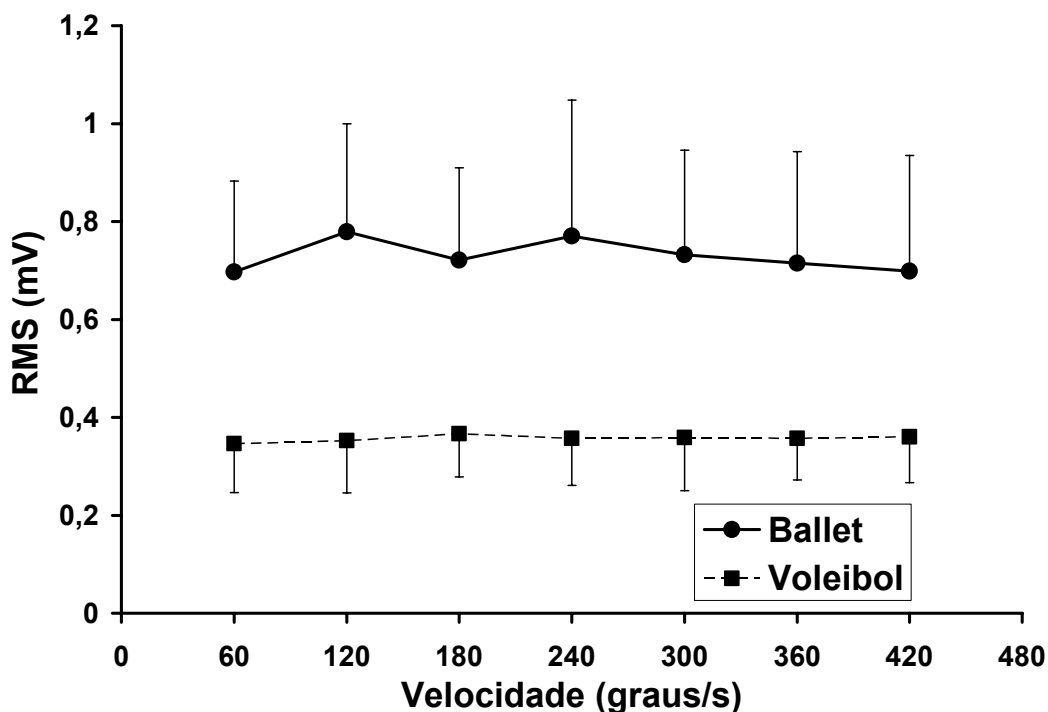
**Figura 19.** Média dos valores MS normalizados do SOL nas diferentes configurações articulares (média  $\pm$  desvio padrão).

### *Relação Torque-Velocidade*

As Figuras 20 e 21 apresentam os valores RMS absoluto e normalizado, respectivamente, do músculo GM obtidos nas contrações isocinéticas nas diferentes velocidades angulares testadas. Os valores RMS absolutos foram superiores nas bailarinas clássicas comparadas com as atletas de voleibol em todas as velocidades testadas (Figura 18). Há uma semelhança no comportamento dos valores RMS (os valores se mantêm constantes) com o aumento da velocidade angular de movimento nos dois grupos ( $p=0,4212$ ). Os valores RMS dos

grupos estudados também foram semelhantes entre as diferentes velocidades estudadas ( $p=0,5658$ ).

Os valores RMS do músculo SOL podem se visualizados nas Figuras 22 (valores absolutos) e 23 (normalizados para o RMS máximo de cada indivíduo) em relação às diferentes velocidades angulares de movimento. O comportamento dos valores RMS obtidos nas diferentes velocidades angulares mantiveram-se constantes nos dois grupos.



**Figura 20.** Médias dos valores RMS absolutos do músculo GM obtidos nas diferentes velocidades angulares (média  $\pm$  desvio padrão).

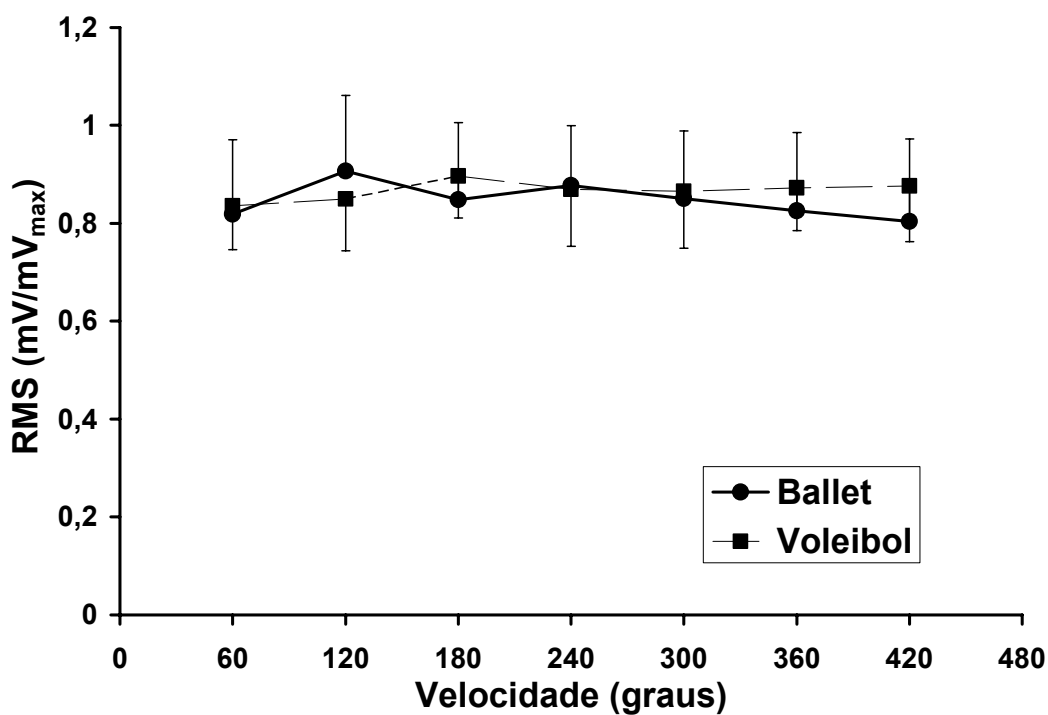


Figura 21. Médias dos valores RMS normalizados do músculo GM obtidos nas diferentes velocidades angulares (média  $\pm$  desvio padrão).

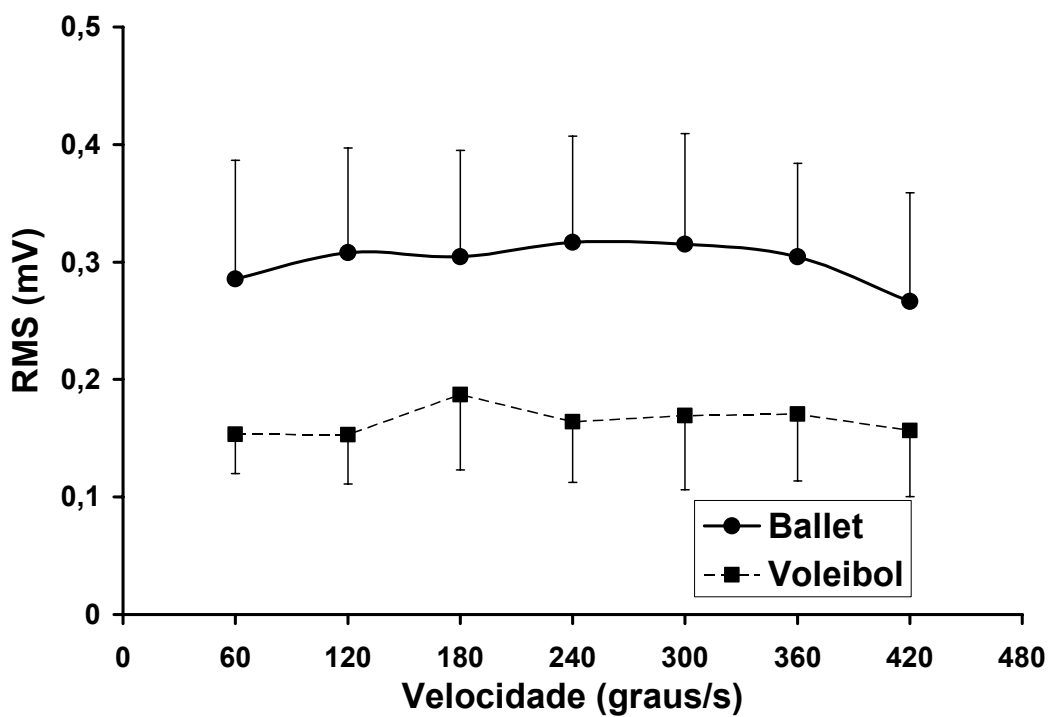
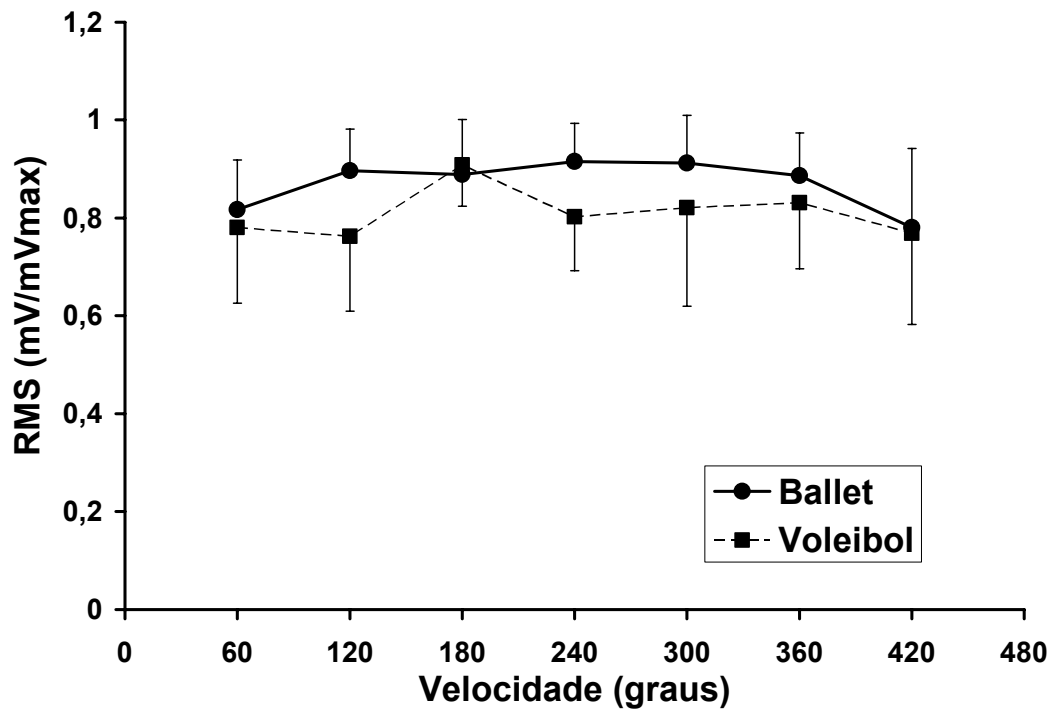


Figura 22. Médias dos valores RMS absolutos do músculo SOL obtidos nas diferentes velocidades angulares. (média  $\pm$  desvio padrão).



**Figura 23.** Médias dos valores RMS normalizados do músculo SOL obtidos nas diferentes velocidades angulares (média  $\pm$  desvio padrão).



## **DISCUSSÃO**

O sistema muscular, devido à sua grande plasticidade, adapta-se a demandas funcionais específicas. Essas demandas funcionais adaptam a estrutura e a função muscular, alterando a capacidade de produção de força do músculo. Em função disso, a capacidade de produção de força de um músculo ou grupo muscular é diferente entre indivíduos submetidos a diferentes demandas funcionais. O objetivo principal desse estudo foi investigar essas alterações na capacidade de produção de força a partir da comparação das relações  $T-A$  e  $T-V$  de dois grupos distintos: bailarinas clássicas e atletas de voleibol. Os resultados apresentados nesse estudo confirmaram a hipótese de que alterações nas relações  $T-A$  e  $T-V$  ocorrem com a atividade física sistemática. A magnitude e a natureza dessas respostas adaptativas serão discutidas a seguir, para cada tópico pesquisado.

### **Amostra**

A fim de demonstrar a adaptabilidade do sistema neuromuscular a demandas específicas, dois grupos distintos de indivíduos foram escolhidos. Bailarinas clássicas e atletas de voleibol foram escolhidas

para o estudo em função da grande demanda de utilização da musculatura flexora plantar do tornozelo em diferentes configurações articulares ou comprimentos musculares (menores comprimentos dos músculos flexores plantares nas bailarinas x maiores comprimentos dos músculos flexores plantares nas atletas de voleibol).

O tamanho inicial de cada grupo da amostra foi estabelecido em 15 indivíduos. No entanto, devido a problemas com o equipamento de EMG em alguns testes, e com a dificuldade de execução do teste isocinético por parte de alguns indivíduos, foi necessário aumentar o tamanho da amostra. Ainda assim, dados que apresentaram algum tipo de problema técnico de aparelhagem ou de execução por parte dos indivíduos foram eliminados da análise. Isso explica porque o número de indivíduos variou em cada grupo da amostra para os diferentes resultados.

A faixa etária dos indivíduos da amostra também variou nos grupos. Nesse caso específico, as atletas de voleibol apresentaram a menor faixa etária (média = 15 anos), enquanto as bailarinas a maior (média = 20 anos), apesar da intenção inicial de se parear os grupos em relação a essa variável. No entanto, isso não foi possível por dois motivos: em primeiro lugar, não existe uma equipe feminina

profissional de voleibol na categoria adulto na cidade de Porto Alegre ou mesmo no Estado do Rio Grande do Sul. Caso existisse, isso provavelmente teria intensificado ainda mais as diferenças encontradas no presente estudo, tendo em vista a maior adaptação funcional que devia ocorrer pelo aumento no número de anos de prática sistemática da atividade física (o qual foi baixo entre as atletas de voleibol).

No caso das bailarinas, também não existe na cidade de Porto Alegre (ou mesmo no Estado do Rio Grande do Sul) um grupo de *ballet* clássico profissional, o que reduziu a possibilidade de se conseguir com facilidade um grupo suficientemente grande de bailarinas clássicas profissionais. Em função disso, foi necessário percorrer as diferentes escolas de *ballet* clássico da cidade e recrutar as melhores bailarinas de cada escola. Ainda assim, o número máximo de bailarinas de nível avançado, com mais de oito anos de prática sistemática de *ballet* clássico foi de quatorze.

### **Medidas Antropométricas e Composição Corporal**

Os valores de massa corporal e percentagem de gordura corporal das bailarinas clássicas deste estudo foram semelhantes aos

dados apresentados em outros trabalhos envolvendo bailarinas clássicas brasileiras (Fração et al., 1999) e bailarinas clássicas americanas jovens (Hergenroeder et al., 1993). As diferenças na estatura e massa corporal encontrada entre as bailarinas clássicas e as atletas de voleibol podem estar relacionadas com as demandas específicas de cada atividade. Em outras palavras, as bailarinas necessitam de leveza (baixo percentual de gordura e peso corporal) para realizarem os movimentos relacionados ao *ballet* clássico, enquanto as atletas de voleibol necessitam de altura e potência para a execução dos saltos e movimentos do voleibol.

### **Medida da Amplitude de Movimento Articular**

A amplitude de movimento de FP das atletas de voleibol ( $60^\circ$ ) é mais elevada do que valores de amplitude de movimento apresentados para a população normal ( $48^\circ$  - Hamilton et al., 1992). Essa diferença deve estar relacionada com o fato de que os valores da população normal são de indivíduos que não praticam atividade física sistemática, não submetendo o tornozelo a sobrecargas específicas que possam vir a aumentar a ADM do tornozelo. Os valores de ADM de FP das bailarinas ( $82^\circ$ ; Figura 6) são mais elevados que os

apresentados pelas atletas de voleibol, e se aproximam dos valores apresentados para bailarinas clássicas brasileiras (76°; Fração et al., 1999), sendo menores do que os apresentados para bailarinas americanas profissionais (98°; Wiesler et al., 1996) e de elite (113°; Hamilton et al., 1992). Essa diferença entre as bailarinas clássicas de elite (Hamilton et al., 1992) e as bailarinas do presente estudo está provavelmente associada ao nível diferente de sobrecarga entre os dois grupos de bailarinas, já que as bailarinas de elite são submetidas à uma carga de treinamento superior a apresentada pelas bailarinas do presente estudo.

Os dados de flexão dorsal do tornozelo foram semelhantes nos dois grupos estudados. A perda de flexão dorsal demonstrada no estudo de Hamilton et al. (1992) não foi encontrada nas bailarinas clássicas desse estudo.

Somando-se a amplitude de FP e a amplitude de flexão dorsal nos dois grupos estudados, conclui-se que as bailarinas apresentam uma maior ADM total de tornozelo que as atletas de voleibol. Essa maior amplitude total do tornozelo das bailarinas deve produzir alterações no sistema músculo-esquelético, a fim de manter a

capacidade de produção de força dos músculos flexores plantares por toda a amplitude articular do tornozelo.

A maior amplitude total do tornozelo das bailarinas em relação as atletas de voleibol está relacionada ao tipo (*ballet* ou voleibol), duração (13 anos para o *ballet* e 4,5 anos para o voleibol), freqüência (média de 5 vezes semanais para as bailarinas e 3 vezes semanais para as atletas de voleibol) e intensidade do programa de treinamento (maior sobrecarga em menores comprimentos musculares de FP para o *ballet* e em maiores comprimentos para o voleibol) ao qual as bailarinas estão submetidas. O aumento da flexibilidade (em termos de FP) do tornozelo é uma condição básica para a execução dos movimentos do *ballet* clássico dentro da técnica correta para esta modalidade de dança. Essa maior flexibilidade ocorre a partir da adaptação dos tecidos em torno dessa articulação, e está associada ao aumento da excursão muscular (ou seja, alteração do comprimento do músculo necessária para produzir a amplitude total de movimento articular, Koh e Herzog, 1998)

Koh e Herzog (1998) demonstraram que coelhos submetidos à processo de liberação cirúrgica do retináculo do músculo tibial anterior aumentaram a excursão deste músculo em 40%. Além disso, esses

autores também demonstraram que esse músculo apresentou um aumento significativo do número de sarcômeros em série. Caso um aumento do número de sarcômeros em série fosse produzido na musculatura flexora de tornozelo das bailarinas clássicas, alterações deveriam ser produzidas na capacidade de produção de força das mesmas, alterando, portanto, as relações  $T-A$  e  $T-V$ , o que será discutido a seguir.

Dois mecanismos foram propostos para explicar uma possível adaptação do sistema muscular: alteração na excursão muscular (Koh e Herzog, 1998) e treinamento em comprimento muscular específico (Kitai e Sale, 1989). A partir do primeiro mecanismo, um aumento do número de sarcômeros em série deveria ocorrer com o aumento da excursão muscular, enquanto, no segundo, o número de sarcômeros em série seria reduzido com um treinamento em menores comprimentos ou aumentado, caso o treinamento fosse realizado a maiores comprimentos musculares. No caso da bailarina, ocorre tanto um aumento da excursão muscular quanto um treinamento com contrações musculares em comprimentos reduzidos (maiores ângulos de FP do tornozelo). A fim de determinar qual dos mecanismos teria maior influência (se o treinamento de flexibilidade ou de força), foi

realizada uma comparação da relação T-A entre bailarinas e atletas de voleibol.

### **Relação Torque-Ângulo**

Dois mecanismos foram propostos na literatura para explicar a possível adaptação da relação torque-comprimento do músculo esquelético: (1) diferenças nos processos de ativação/estimulação do músculo e (2) diferenças intrínsecas na produção de força muscular, ou uma combinação dos dois fenômenos (Herzog et al., 1991a). As propriedades intrínsecas de um músculo podem ser modificadas alterando o número de sarcômeros em série na fibra muscular (Herzog, 1996). O aumento ou diminuição do número de sarcômeros em série foi demonstrado em estudos com animais quando músculos eram imobilizados nas posições alongados ou encurtados, respectivamente. Essas modificações foram acompanhadas de alterações na relação força-comprimento muscular (Tabary et al., 1972; Willians e Goldspink, 1978). Além disso, as adaptações dos músculos imobilizados parecem ocorrer no sentido de manter o comprimento ótimo dos sarcômeros, e levam a conclusão de que o



comprimento de trabalho de um músculo é importante na regulação do número de sarcômeros em série (Herring et al., 1984).

A adaptação do número de sarcômeros em série com o treinamento foi demonstrada por Morgan e Lynn (1994) em estudo com animais. Em humanos, alguns resultados de estudos com treinamento isométrico foram explicados através da adaptação do número de sarcômeros em série (Thepaut-Mathieu et al., 1988; Kitai e Sale, 1989). Baseado na idéia do treinamento em ângulo específico (ou em um comprimento muscular específico) determinar adaptações estruturais e funcionais no músculo esquelético, foi esperado que bailarinas clássicas devessem apresentar maior capacidade de produção de força em menores comprimentos musculares (maiores ângulos de flexão plantar). Os resultados da Figura 9 demonstram um aumento nos valores de torque normalizados das bailarinas clássicas comparadas às atletas de voleibol em todos os ângulos estudados, exceto para o ângulo de  $-10^{\circ}$  de FP, onde as atletas de voleibol produzem valores superiores de torque.

Os resultados da relação T-A apresentados pelas atletas de voleibol concordam com os resultados apresentados por Sale et al. (1992), para os músculos flexores plantares do tornozelo, e por

Herzog et al. (1991c), para o músculo gastrocnêmio. Esses autores sugerem que a musculatura flexora plantar do tornozelo trabalha na fase ascendente da relação força-comprimento. Os resultados das bailarinas clássicas, no entanto, não concordam com esses resultados, já que um platô foi observado na relação torque-ângulo entre os ângulos de  $0^\circ$  a  $-10^\circ$  de FP (comprimento mais alongado dos músculos FP). No entanto, os resultados das bailarinas são semelhantes aos de Kitai e Sale (1989), que treinaram a musculatura flexora de sujeitos a um ângulo específico de zero graus, e avaliaram a relação T-A antes e depois do treinamento. Um deslocamento da relação T-A em direção a menores comprimentos musculares foi produzido (semelhante ao que ocorreu com as bailarinas; Figuras 8 e 9), com um aumento da produção de força nos ângulos próximos ao ângulo de treinamento (no caso  $0^\circ$  de FP). Esses autores demonstraram a presença de um platô de força em comprimentos mais longos dos músculos após o treinamento, e sugeriram que esse platô poderia ser explicado por uma diminuição do número de sarcômeros em série (Koh, 1995). Se assumirmos que essa é a adaptação em questão, então o mecanismo relacionado à excursão muscular não se sustenta, no caso das bailarinas clássicas. O

deslocamento da relação T-A em direção à menores comprimentos musculares nas bailarinas dá suporte à segunda hipótese do presente estudo.

### **Relação Torque-Velocidade**

A relação T-V encontrada para os dois grupos estudados foi uma relação hiperbólica inversa, ou seja, à medida que a velocidade aumentou a força diminuiu de forma hiperbólica. A relação T-V encontrada nesse estudo é semelhante à relação clássica entre força e velocidade descrita por Hill (1938) para músculo de anfíbios “in vitro”, e semelhante também à relação encontrada para os músculos flexores plantares em seres humanos (Fugl-Meyer., 1980) nas velocidades de 30°/s, 60°/s, 90°/s, 120°/s e 180°/s.

Os valores de torque apresentados por Seymour e Bacharach (1990) na velocidade de 240°/s para indivíduos do sexo feminino treinados (22,6 Nm) são semelhantes aos valores apresentados pelas bailarinas clássicas (22,5 Nm) e atletas de voleibol (21,9 Nm) nessa mesma velocidade. Entretanto, os valores de torque apresentados por Berg et al. (1985) para as velocidades de 60°/s (61,4 Nm) e 120°/s (35,1 Nm) em mulheres são menores que os valores de torque

apresentados para as bailarinas clássicas (68,1 Nm e 45,6 Nm) e para as atletas de voleibol (72,1 Nm e 45,5 Nm), respectivamente, o que pode ser explicado pelos programas de treinamento.

Dois fatores podem ser responsáveis por modificar a relação força-velocidade: as propriedades histoquímicas musculares (Thorsterson et al., 1976) e a arquitetura muscular (Lieber, 1992). Considerando a arquitetura muscular, a velocidade de encurtamento de um músculo é proporcional ao número de sarcômeros em série dentro de suas fibras, em outras palavras, quanto maior o número de sarcômeros em séries, maior será a velocidade de encurtamento e vice-versa (Edgerton et al., 1986; Lieber, 1992). Essas idéias foram apresentadas por Bodine et al. (1984), o qual demonstrou que músculos com propriedades histoquímicas semelhantes apresentam relações força-velocidade diferentes, o que foi explicado pela diferença no número de sarcômeros em séries nesses músculos.

Assumindo que a adaptação discutida na seção anterior para as bailarinas clássicas é relacionada à redução do número de sarcômeros em série devido ao regime de treino, era esperado que as bailarinas clássicas produzissem menores valores de torque nas maiores velocidades angulares (altas velocidades de encurtamento)

devido a adaptação intrínseca da musculatura FP. Esse resultado não foi observado para o  $T_{max}$ ,  $T-10^\circ$  e  $T10^\circ$ , mas foi observado para o  $T30^\circ$ , onde as atletas de voleibol produziram maiores valores de torque nas maiores velocidades angulares quando comparadas com as bailarinas clássicas. A razão para essa diferença apenas ocorrer no  $T30^\circ$  ainda necessita ser esclarecida.

Uma possível explicação poderia ser que as bailarinas clássicas apresentam maior ativação do músculo sóleo do que atletas de voleibol (Figura 18 e 19). Nesse caso, as bailarinas clássicas deveriam ter maior ativação para compensar a perda de força devido às adaptações intrínsecas da musculatura flexora plantar. Essa possibilidade não parece razoável, já que o músculo sóleo não deve contribuir muito nas altas velocidades de encurtamento.

Há uma discussão na literatura sobre qual a posição angular em que ocorre o pico de torque, quando medido em dinamômetros isocinéticos. Alguns autores (Thorstensson et al., 1976; Coyle, 1979) tiveram certa reserva ao comparar os resultados do seus estudos com os obtidos por Hill (1938), devido às diferentes posições em que o torque máximo ocorre em humanos à medida que se altera a velocidade. Segundo esses autores, os torques não foram obtidos em

posições ótimas de geração de torque, tendo em vista que o comprimento dos músculos onde o  $T_{max}$  foi obtido não era o mesmo para as diferentes velocidades.

Alguns estudos têm demonstrado (Moffroid et al., 1970; Osternig et al., 1983; Kannus, 1992) que, à medida que varia a velocidade angular, também varia a posição em que ocorre o pico de torque. O aumento da velocidade angular faz com que ocorra uma certa demora na geração do pico de torque, e que o mesmo se desloque em direção ao final do movimento. Nesse sentido, em movimentos de FP do tornozelo realizados em dinamômetros isocinéticos, a medida em que há um aumento na velocidade angular, o ângulo em que ocorre o pico de torque desloca-se em direção à FP, de modo que o  $T_{max}$  é obtido com o músculo mais encurtado com o aumento da velocidade de contração (ou seja, em um comprimento diferente daquele onde o  $T_{max}$  é obtido em contrações isométricas).

Os resultados referentes ao ângulo onde o  $T_{max}$  ocorre concordam com as evidências apresentadas na literatura (Caiozzo et al., 1981, Gregor et al., 1979, Wickiewicz, 1984) de que há uma variação no ângulo onde o  $T_{max}$  ocorre à medida que a velocidade de execução do movimento é alterada. No caso da musculatura FP de

tornozelo, pode-se observar um deslocamento do ângulo onde  $T_{\max}$  ocorreu, em direção a menores comprimentos musculares (ou seja, maiores ângulos de FP) com o aumento da velocidade angular de  $60^{\circ}/s$  a  $240^{\circ}/s$  nos dois grupos (Figura 12). No entanto, esse comportamento se inverteu de  $300^{\circ}/s$  a  $420^{\circ}/s$ , onde ocorreu um deslocamento do ângulo em direção a maiores comprimento (menores ângulos de FP). A razão para esses comportamentos diferentes não está clara.

Outra evidência da adaptação funcional da musculatura flexora plantar do tornozelo das bailarinas pode ser observada ao se comparar o ângulo onde o torque máximo foi obtido em função das diferentes velocidades angulares para os dois grupos estudados (Figura 12). As bailarinas clássicas apresentaram o torque máximo em ângulos de FP do tornozelo maiores do que as atletas de voleibol. Esse aumento do ângulo de produção de força das bailarinas pode estar relacionado às modificações intrínsecas como diminuição do número de sarcômeros em série, e também a uma maior ativação muscular em maiores ângulos de FP (menores comprimentos musculares), conforme será discutido a seguir.

## **Ativação Muscular**

### *Relação Torque-Ângulo*

Experimentos que investigaram a relação entre força e EMG em seres humanos parecem dar suporte à idéia de que os sinais EMG são afetados por mudanças no comprimento muscular (Inman et al., 1952; Close et al., 1960; Lunnen, 1980; Heckathorne e Childress, 1981). Isso tem sido disputado por outros autores (Rosentwieg e Hinson, 1972; Leedham e Dowling, 1995). Apesar da divergência na literatura no que diz respeito aos efeitos da mudança de comprimento na ativação muscular, há um consenso de que, quaisquer que sejam os fatores responsáveis pela alteração do sinal EMG, estes fatores deveriam ser os mesmos para diferentes indivíduos. Nesse sentido, a comparação do sinal EMG entre diferentes indivíduos deveria revelar sinais semelhantes para um mesmo ângulo articular (mesmo comprimento muscular).

Os resultados das Figuras 16 e 17 são contrários a essa idéia, uma vez que podem ser observadas variações nos valores RMS normalizados entre os dois grupos nos diferentes ângulos articulares. Atletas de voleibol apresentaram uma diminuição dos valores RMS



com a diminuição do comprimento muscular, enquanto os valores RMS das bailarinas clássicas permanecem constantes para todos os ângulos estudados (Figuras 16 e 17). Um comportamento semelhante ao do gastrocnêmio medial foi observado para o músculo sóleo nos dois grupos (Figuras 18 e 19).

Esses diferentes comportamentos dos valores RMS (nos diferentes ângulos articulares de tornozelo) para os grupos estudados demonstra que alterações na ativação elétrica dos músculos flexores plantares do tornozelo também são responsáveis pelas diferenças encontradas na produção de força nos diferentes ângulos articulares estudados. Em outras palavras, a maior capacidade de produção de força das bailarinas clássicas a menores comprimentos musculares, quando comparadas com as atletas de voleibol, concorda com os maiores níveis de ativação muscular produzidos nos menores comprimentos musculares. Dessa forma explicam-se, em parte, as diferenças na produção de força entre as bailarinas e os demais grupos pesquisados.

### *Relação Torque-Velocidade*

Ao se avaliar a ativação muscular produzida em diferentes velocidades de encurtamento, observa-se que os valores RMS absolutos tanto do GM quanto do SOL foram muito superiores nas bailarinas clássicas do que nas atletas de voleibol (Figuras 20 e 22). Considerando a relação existente entre a EMG e produção de força muscular onde, à medida em que aumenta a ativação aumenta a força produzida por um músculo (Guimarães et al., 1994), esperava-se uma maior produção de força para as bailarinas em todas as velocidades pesquisadas, o que não foi encontrado no presente estudo.

Quando os valores RMS dos músculos GM e SOL são normalizados para o valor RMS mais alto produzido por cada indivíduo, pode-se observar que há um comportamento semelhante nos três grupos, tendo em vista não existirem diferenças entre os mesmos (Figuras 21 e 23).

Considerando que a alteração produzida na relação T-A das bailarinas clássicas se deve provavelmente a uma diminuição do número de sarcômeros em série, e que fibras musculares mais curtas tem menor capacidade de produção de força a maiores velocidades de encurtamento (Edgerton et al., 1986 e Lieber, 1992), as bailarinas

clássicas deveriam apresentar uma diminuição na capacidade de produção de força a maiores velocidades. Isto não foi demonstrado no presente estudo para  $T_{\max}$ ,  $T-10^\circ$  e  $T10^\circ$ , já que as relações  $T-V$  foram muito semelhantes para os dois grupos estudados. Essa semelhança na relação  $T-V$  poderia ser explicada pelo fato de que as bailarinas apresentam uma capacidade maior de ativação muscular em todas as velocidades avaliadas (e principalmente em menores comprimentos musculares). Sendo assim, enquanto a diminuição do número de sarcômeros em série provocaria uma menor capacidade de produção de força a maiores velocidades, a maior ativação manteria a produção de força das bailarinas, resultando numa relação  $T-V$  semelhante a dos demais grupos estudados. A única exceção no comportamento da relação  $T-V$  foi observado no  $T30^\circ$ , o qual demonstrou que bailarinas clássicas tem valores menores de torque que as atletas de voleibol nas altas velocidades angulares, confirmando a hipótese que uma diminuição do número de sarcômeros em séries poderia levar a uma diminuição na capacidade de produção de força em altas velocidades angulares nas bailarinas clássicas. Nesse sentido, pode-se dizer que tanto propriedades intrínsecas do músculo quanto a ativação do mesmo são responsáveis pelos resultados aqui discutidos.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

O músculo esquelético é um órgão que se especializou na propriedade chamada contratilidade, ou seja, especializou-se em responder a estímulos. Sua forma de responder a estímulos provenientes do sistema nervoso é através da contração. O estudo das estruturas constituintes do músculo, alavancado pelo advento de novas tecnologias, possibilitou uma maior compreensão sobre os mecanismos responsáveis pela contração muscular.

O produto final da contração muscular é a produção de força. A capacidade de produção de força depende do comprimento do músculo e de sua velocidade de encurtamento, e vem sendo avaliada por meio de duas relações: a relação ou T-A e a relação T-V.

Os resultados do presente estudo revelam que demandas funcionais específicas provocam alterações na capacidade de produção de força do músculo esquelético. Essas alterações, segundo Herzog et al. (1991a) podem estar associadas com três fenômenos: (1) diferenças nos processos de ativação/estimulação do músculo; (2) diferenças intrínsecas na produção de força do músculo; ou ainda (3) uma combinação dos dois fenômenos. Uma combinação de diferenças

intrínsecas na capacidade de produção de força e diferenças nos processos de ativação do músculo foram responsáveis por alterações nas relações torque-comprimento e torque-velocidade. A magnitude da contribuição de cada um desses fatores é no entanto um fator difícil de se determinar.

Considerando a grande plasticidade do sistema muscular, e a capacidade dos músculos esqueléticos a se adaptarem ao uso e ao desuso, torna-se fundamental o desenvolvimento de investigações que abordem aspectos relacionados à adaptação muscular, como a apresentada no presente estudo. Nesse sentido, essas investigações poderão elucidar os mecanismos pelos quais estes tecidos se adaptam tanto ao treinamento desportivo, quanto aos métodos e técnicas de reabilitação do sistema músculo-esquelético. O conhecimento da estrutura e do funcionamento musculares, da resposta do músculo ao treinamento e à lesão, e dos métodos de reabilitação muscular dependem do conhecimento das formas pelas quais os músculos se adaptam a demandas funcionais a ele impostas.

## **DIREÇÕES FUTURAS**

Adaptações do sistema músculo-esquelético a demandas funcionais específicas foram investigadas no presente trabalho. No entanto, novos estudos são necessários para avaliar a ocorrência dessas adaptações em outros grupos musculares e outros grupos de indivíduos.

Durante a realização do trabalho, algumas indagações surgiram, e necessitariam ser investigadas. Seria interessante avaliar, por exemplo, atletas de ginástica rítmica desportiva, que realizam atividade física semelhante a das bailarinas, pois essas também necessitam graus acentuados de flexão plantar do tornozelo para a execução de movimentos na técnica correta desse desporto. Da mesma forma, seria interessante avaliar que adaptações ocorrem na musculatura antagonista das bailarinas clássicas. Como as bailarinas utilizam muito pouco os músculos flexores dorsais do tornozelo em termos de produção de força, mas submetem essa musculatura a uma maior excursão, seria interessante saber se um deslocamento oposto da relação T-A ocorreria.

Além disso a avaliação da adaptação funcional em outras articulações submetidas a grandes demandas funcionais por diferentes atividades esportivas poderia elucidaria outros aspectos relacionados a adaptação funcional.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abbott B, Wilkie DR. The relation between velocity of shortening and tension-length curve of skeletal muscle. *J. Physiol.*, 120:214-223, 1953.

Aubert X. La relation entre la force et la vitesse d'allongement et raccourcissement du muscle strié. *Arch. Int. Physiol.*, 64:121-122, 1956.

Basmajian JV, De Luca CJ. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. John Butler. Baltimore, Williams & Wilkins, 19-167, 1985.

Berg K, Blanke D, Miller M. Muscular fitness profile of female college basketball players. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 7:59-64, 1985.

Blix M. Die Laenge und die Spannung des Muskels. *Skand. Arch. Physiol.*, 55:149-206, 1894.

Bodine SC, Roy RR, Meadows DA, Zernicke RF, Sacks RD, Fournier M, Edgerton VR. Architectural, histochemical, and contractile characteristics of a unique biarticular muscle: the cat semitendinosus. *J. Neurophysiol.*, 48:192-201, 1982.



- Caiozzo VJ, Perrine JJ, Edgerton VR. Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J. Appl. Physiol.*, 51:750-754, 1981.
- Caplan A, Carlson B, Faulkner J, Fischman D, Garrett Jr W. Chapter 6: Skeletal Muscle. In: *Injury and Repair of the Musculoskeletal Soft Tissues*. Woo SLY, Buckwalter JA. (Eds.). Park Ridge, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1988.
- Close JR, Nickel ED, Todd FN. Motor-unit action potential counts. *J. Bone Jt. Surg.* 42A, 1207-1222, 1960.
- Close R. Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol.*, 173:74-95, 1964.
- Close R. Force-velocity properties of mouse muscle. *Nature*, 206:718-719, 1965.
- Close RI. Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiol. Rev.*, 52:129-197, 1972.
- Coyle EF, Costill DL, Lesmes GR. Leg extension power and muscle fiber composition. *Med. Sci. Sports*, 11:12-15, 1979.
- Dern RJ, Levene JM, Blair HÁ. Forces exerted at different velocities in human arm movements. *Am. J. Physiol.*, 151:415-437, 1947.

- Edgerton VR, Roy RR, Gregor RJ, Rugg S. Morphological Basis of Skeletal Muscle Power Output. In: *Human Muscle Power*. Jones NL, McCartney, McComas A (Eds), Champaign, Illinois, 1986.
- Faulkner JA. New perspectives in training for maximum performance. *JAMA*, 205:741-746, 1986.
- Fenn WO, Marsh BS. Muscular force at different speeds of shortening. *J. Physiol.*, 85:277-297, 1935.
- Field EJ, Harrison RJ. *Anatomical Terms: Their Origin and Derivation*. Cambridge, W Heffer & Sons Ltd, 1968.
- Fração VB, Vaz MA, Ragasson CAP, Müller JP. Efeito do treinamento na aptidão física da bailarina clássica. *Movimento*, 11:3-15, 1999/2.
- Froese EA e Houston ME. Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis. *J. Appl. Physiol.*, 59:309-314, 1985.
- Fugl-Meyer AR. Maximum isokinetic ankle and dorsal flexion torques in trained subjects. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 47:393-404, 1981.
- Fugl-Meyer AR, Gustavsson L, Burstedt Y. Isokinetic and static plantarflexion characteristics. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 45:221-234, 1980.

- Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.*, 184:170-192, 1966.
- Granzier HLM, Akster HÁ, ter Keurs HED. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation of skeletal muscle. *Am. J. Physiol.*, 260:C1060-C1070, 1991.
- Gregor RJ, Edgerton VR, Perrine JJ, Campiom DS, DeBus C. Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J. Appl. Physiol.*, 47:388-392, 1979.
- Guimaraes AC, Herzog W, Hulliger M, Zhang YT, Day S. Effects of muscle length on the EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied using non-periodic stimulation of ventral root filaments. *J. exp. Biol.*, 193:49-64, 1994.
- Hamilton WG, Hamilton LH, Marshall P, Molnar M. A profile of the musculoskeletal characteristics of elite professional ballet dancers. *Am. J. Sports Med.*, 20:267-273, 1992.
- Heckathorne CW, Childress DS. Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity and contraction rate of cineplastic human biceps. *Am. J. Phys. Med.* 60:1-19, 1981.

- Hergenroeder AC, Brown B, Klish WJ. Anthropometric measurements and estimating body composition in ballet dancers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 25:145-50, 1993.
- Herring SW, Grimm AF, Grimm BR. Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: a comparison of hypotheses. *Muscle & Nerve*, 7:161-173, 1984.
- Herzog W. Muscle function in movement and sports. *Am. J. Sports Med.*, 24:s14-s19, 1996.
- Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med. Sci. Sports and Exerc.*, 23:1289-1296, 1991a.
- Herzog W, Hasler E, Abrahamse SK. A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Med. Sci. Sports and Exerc.*, 23:108-114, 1991b.
- Herzog W, Kamal S, Clarke HD. Myofilament lengths of cat skeletal muscle: theoretical considerations and functional implications. *J. Biomech.*, 25:945-948, 1992.
- Herzog W, Read LJ, ter Keurs HEDJ. Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clin. Biomech.*, 6:230-238, 1991c.

- Herzog W, ter Keurs HEDJ. A method for determination of force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. *Pflugers Arch.*, 411:637-641, 1988a.
- Herzog W, ter Keurs HEDJ. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Arch.*, 411:642-647, 1988b.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond.*, 126:136-195, 1938.
- Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys. Ther.*, 47:114-117, 1967.
- Huxley AF. Muscle structure and theories of contraction. *Prog. Biophys. Biophys. Chem.*, 7:255-318, 1957.
- Huxley AF. *Reflections on Muscle*. Liverpool University Press, Liverpool, 1980.
- Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction. *Nature*, 173:971-973, 1954.
- Huxley AF, Simmons RM. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, 233:533-538, 1971.
- Huxley HE. X-ray analyses and the problem of muscle. *Proc. R. Soc.*, B141:59-62, 1952.

- Huxley HE. Electron microscope studies of the organisation of the filaments in striated muscle. *Biochim. Biophys. Acta.*, 12:387-394, 1953.
- Huxley H, Hanson J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173:973-976, 1954.
- Inman VT, Ralston HJ, Saunders J B de CM, Feinstein B, Wriqth EW Jr. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 4:187-194, 1952.
- Iwazumi T. A new field theory of muscle contraction. In: *Crossbridge Mechanism in Muscle Contraction*. University of Tokyo Press, Tokyo, 1979.
- Kannus P, Yasuda K. Value of isokinetic angle-specific torque measurements in normal and injured knees. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 24:292-297, 1992.
- Kitai TA, Sale DG. Specificity of joint angle in isometric training. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 58:744-748, 1989.
- Koh TJ. Do adaptation in serial sarcomere number occur with strength training? *Human Mov. Sci.*, 14:61-77, 1995.

- Koh TJ, Herzog W. Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. *J. Physiol.*, 508:267-280, 1998.
- Kulig K, Andrews JG, Hay JG. Human strength curves. In: *Exercise and Sports Sciences Reviews*. The Collamore Press, Lexington, 417-466, 1984.
- Leedham JS, Dowling JJ. Force-length, torque-angle EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 70:421-426, 1995.
- Lieber LR. *Skeletal Muscle Structure and Function*. Williams and Wilkins, Baltimore, 1992.
- Lunnen JD. Relationship between muscle length, muscle activity and torque of the hamstrings muscles. *Phys. Ther.*, 61:190-195, 1980.
- Moffroid MT, RH Whipple. Specificity of speed of exercise. *Phys. Ther.*, 50:1692-1700, 1970.
- Morgan DL, Lynn R. Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. *Journal of Applied Physiology*, 77, 1439-1444, 1994.
- Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. John Wiley & Sons, Toronto, 1994.

Norkin CC, White DJ. *Medida do Movimento Articular*. Ed. Artes Médicas, 2 ed., São Paulo, 1995.

Osternig LR, Hamill J, Sawhill JA, Bates BT. Influence of torque and limb speed on power production in isokinetic exercise. *Am. J Phys. Med.*, 62:163-171; 1983.

Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 86:1445-1457, 1999.

Rosentwieg J, Hinson MM. Comparison of isometric, isotonic and isokinetic exercises by eletromyography. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, 260:249-252, 1972.

Sale DJ, Martin JE, Moroz DE. Hypertrophy without increased isometric strength after weight training. *Eur. J. Physiol. Occup. Physiol.*, 64:51-55, 1992.

Seymour RJ, Bacharach DW. The effects of position and speed on ankle plantar flexion in females. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.*, 12:153-156, 1990.

Spector AS, Gardiner PF, Zernicke RF, Roy RR, Edgerton VR. Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and



- medial gastrocnemius: implications for motor control. *J. Neurophysiol.*, 44:951-960, 1980.
- Tabary JC, Tabary C, Tardieu C, Tardieu G, Goldspink G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J. Physiol.*, 224:231-244, 1972.
- Tardieu C, Tabary JC, Tabary C, Huet de la Tour E. Comparison of sarcomere number adaptation in young and adult animals. *J. Physiol.*, 73:1045-1055, 1977.
- Thepaut-Mathieu C, Hoecke J, Maton B. Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *Journal of Applied Physiology*, 64:1500-1505, 1988.
- Thorstensson A, Gimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J. Appl. Physiol.*, 40:12-16, 1976.
- Tihanyi J, Apor P, Fekete G. Force-velocity-power characteristic and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 48:331-343, 1982.
- Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop.*, 179:275-283, 1983.

- Wickiewicz TL, Roland RR, Powell PL. Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J. Appl. Physiol.*, 57:435-443, 1984.
- Wiesler ER, Hunter DM, Martin DF, Curl WW, Hoen H. Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *Am J Sports Med.*, 24:754-757, 1996.
- Williams PE, Goldspink G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J. Anat.*, 127:459-468, 1978.
- Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J. Physiol.*, 110:249-280, 1950.
- Yates JW, Kamon E. A comparison of peak and constant angle torque velocity curves in fast and slow-twitch populations. *Eur J Appl Physiol*; 51: 67-74; 1983.

## ANEXO 1

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO**

**TERMO DE CONSENTIMENTO DO PARTICIPANTE E SUMÁRIO  
INFORMATIVO**

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado de um projeto de pesquisa do qual você participará como sujeito. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento.

**Linha de Pesquisa:** Neuromecânica do Movimento

**Título do Projeto:** Influência da adaptação funcional nas relações torque-ângulo e torque-velocidade

**Objetivo:** O objetivo do presente estudo é comparar as relações torque-ângulo e torque-velocidade dos grupos musculares flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo de bailarinas clássicas, atletas de voleibol e de indivíduos fisicamente ativos.

**Investigadores:** Marco Aurélio Vaz e Viviane Bortoluzzi Fração

## **Procedimentos:**

Para determinar a relação torque-ângulo e torque-velocidade nos sujeitos desse estudo um aparelho denominado Dinamômetro Isocinético CYBEX, modelo NORM será utilizado. Este aparelho permite que sejam realizados esforços musculares em velocidades controladas e amplitudes de movimentos previamente estabelecidas. Após o aquecimento de 5 minutos em bicicleta ergométrica, os sujeitos realizarão contrações isocinéticas e isométricas máximas dos músculos flexores plantares e flexores dorsais de tornozelo em diferentes velocidades angulares e ângulos articulares, respectivamente. Um intervalo de 1,5 a 2 minutos será observado entre cada contração máxima.

A eletromiografia de superfície será utilizada para medir a atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior. Após a depilação e a limpeza da pele com álcool, um par de eletrodos será colocado na pele sobre os músculos mencionados acima e sobre a tíbia (eletrodo de referência).

**Duração do teste:** aproximadamente 1 hora

**Riscos e Benefícios:** Desconforto muscular devido a esforços máximos e vermelhidão na pele devido aos procedimentos para colocação dos eletrodos de eletromiografia. A vermelhidão deverá desaparecer algumas horas após o término do teste, não ocasionando qualquer problema para a pele. O desconforto muscular deverá desaparecer em 24 a 48 horas após o teste, não ocasionando qualquer tipo de problema muscular. Apesar de não haver um benefício direto pelo seu envolvimento neste estudo, você nos ajudará a melhor compreender os mecanismos relacionados com a adaptação funcional do músculo-esquelético submetido a atividades físicas específicas, como o ballet clássico e o voleibol. Além disso, a determinação dos mecanismos de adaptação funcional do sistema músculo-esquelético possibilitarão uma melhor compreensão dos mecanismos de reabilitação desse sistema.

**Confidencialidade:** Todas as informações obtidas neste estudo permanecerão confidenciais. Somente os investigadores e você terão acesso aos seus resultados. Qualquer documento publicado

apresentando os resultados deste estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação . Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor contactar a mestrandia Viviane Fração (Fones: 3165858 ou 99171486) ou Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: 3165818).

---

Assinatura Participante

---

Data

---

Assinatura Investigador

---

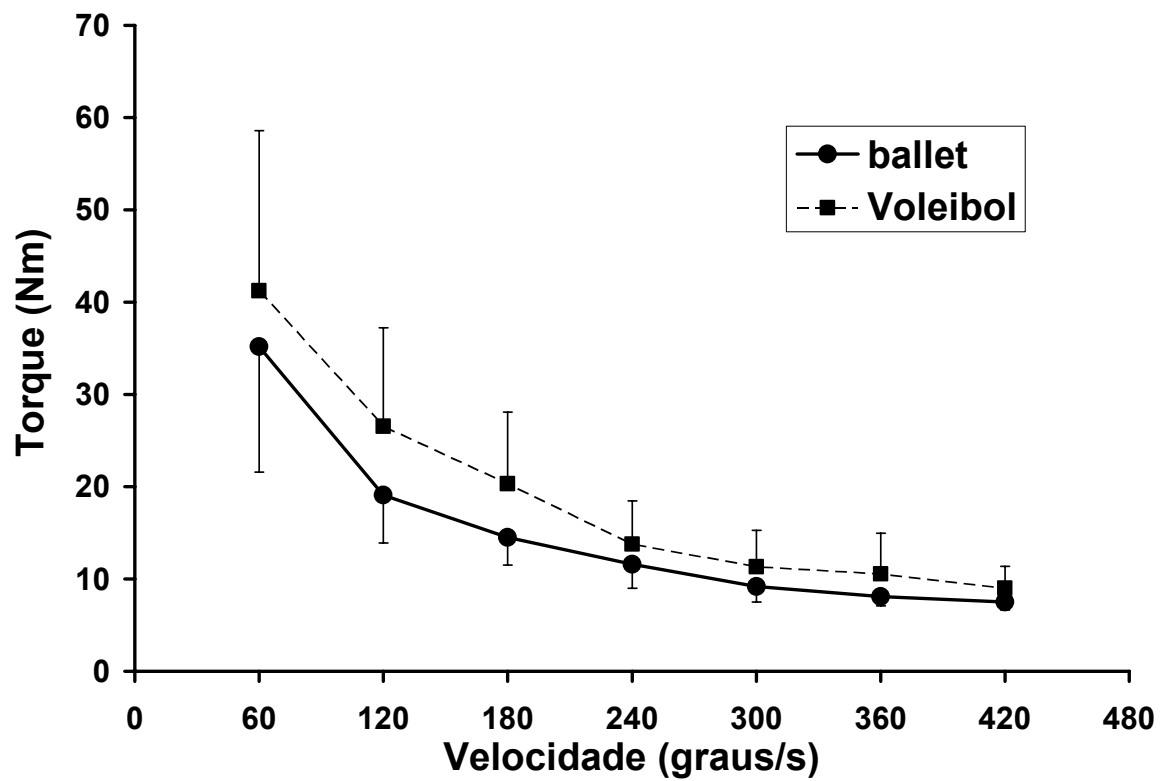
Nome por extenso

---

Nome por extenso

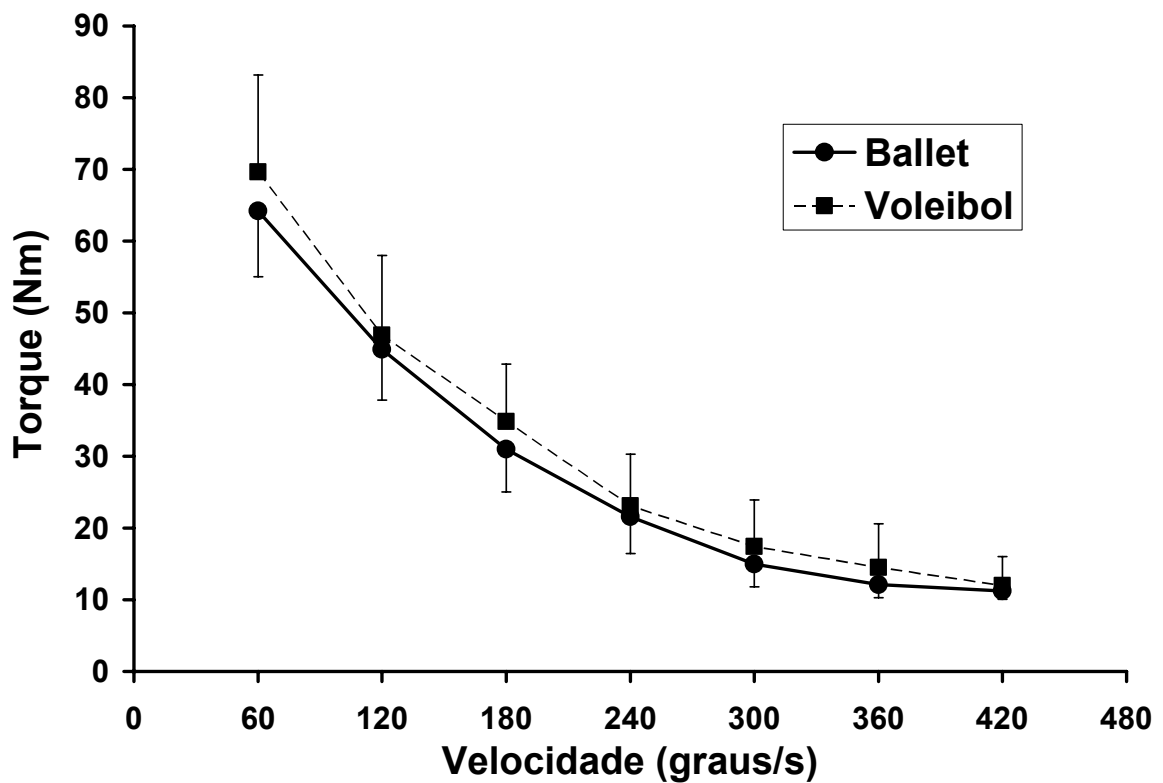
## ANEXO 2a

Torques absolutos produzidos no T-10° nas diferentes velocidades angulares para as bailarinas e atletas de voleibol (média  $\pm$  desvio padrão; \* =  $p < 0.05$ ).



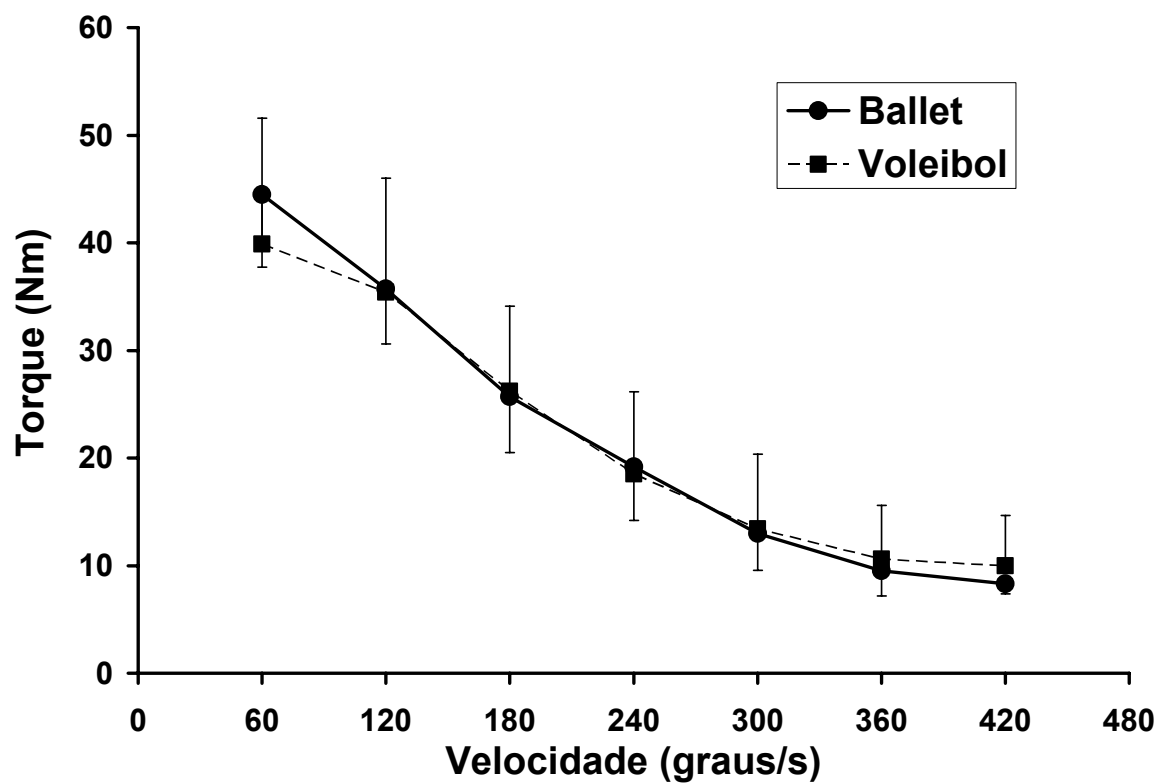
## ANEXO 2b

Torques absolutos produzidos no T10° nas diferentes velocidades angulares para as bailarinas e atletas de voleibol (média  $\pm$  desvio padrão; \* =  $p < 0.05$ ).



## ANEXO 2c

Torques absolutos produzidos no T30° nas diferentes velocidades angulares para as bailarinas e atletas de voleibol (média  $\pm$  desvio padrão; \* =  $p < 0.05$ ).





### ANEXO 3

Médias do teste e reteste dos protocolos isométrico e isocinético dos indivíduos do estudo.

ÂNGULO	-10	0	10	20	30	40	50
Teste	120.33	114.60	71.70	59.50	51.88	33.00	23.00
Reteste	116.67	112.00	70.10	60.00	51.00	32.38	19.75
DP Teste	25.73	33.53	17.00	8.26	13.72	13.70	7.17
DP Reteste	20.88	25.15	15.51	8.40	13.74	11.20	4.03
TESTE t	0.2122	0.5343	0.4769	0.7848	0.8089	0.6661	0.1438
VELOCIDADE	60	120	180	240	300	360	420
Teste	71.29	49.33	30.00	25.22	17.14	25.40	11.00
Reteste	67.57	48.50	29.00	22.75	15.43	14.60	10.50
DP Teste	11.34	5.47	3.69	8.84	6.89	5.13	1.83
DP Reteste	9.83	4.32	5.33	7.59	3.51	5.18	2.38
TESTE t	0.2292	0.5424	0.6583	0.3387	0.2480	0.3739	0.7827