

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

NATÁLIA BATISTA ALBUQUERQUE GOULART

**DIFERENÇAS ESTRUTURAIS E FUNCIONAIS DOS EXTENSORES DO JOELHO
ENTRE ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA**

PORTO ALEGRE

2013

Natália Batista Albuquerque Goulart

**DIFERENÇAS ESTRUTURAIS E FUNCIONAIS DOS EXTENSORES DO JOELHO
ENTRE ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola Superior de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

PORTO ALEGRE

2013

Natália Batista Albuquerque Goulart

**DIFERENÇAS ESTRUTURAIS E FUNCIONAIS DOS EXTENSORES DO JOELHO
ENTRE ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA**

BANCA EXAMINADORA

PROF. DRA. LILIAM FERNANDES DE OLIVEIRA – UFRJ

PROF. DR. JOÃO CARLOS OLIVA – UFRGS

PROF. DR. RONEI SILVEIRA PINTO – UFRGS

AGRADECIMENTOS

Palavras talvez não sejam suficientes para expressar a gratidão que tenho por todas as pessoas que estão nesses agradecimentos. Porém, gostaria de deixar registrada a felicidade, por tê-las em minha vida e dedicar uma parte deste trabalho a cada uma, que de sua maneira, me ajudou nesta conquista.

Primeiramente, À deus e a fé que cultivo a cada dia;

À minha Família:

- Ao meu avô Geraldo (*in memoriam*) por sua amizade e incentivos durante minha formação;
- À minha mãe Regina, por seu apoio, amizade e amor incondicional;
- Ao meu pai João, por ser um exemplo de pessoa, pai e atleta!
- Aos meus tios/pais Sandra e Eduardo por cuidarem da minha educação e por sempre acreditarem no meu potencial;
- À minha vó Maria, por toda educação e cuidado na minha infância;
- Aos meus irmãos Bruna e Vitor, pela amizade;
- A minha irmã Camila, pelo amor e companheirismo;
- Ao meu amor, companheiro de vida e pesquisa. Fernando, muito obrigada pela paciência, ensinamentos e companheirismo. Você foi um presente maravilhoso que a vida acadêmica me proporcionou.

Às minhas amigas de infância:

- Hellen, Mayara, Lissana e Luisa muito obrigada pela amizade de longa data e pelos momentos de risos e lágrimas. Amizade como a nossa é uma joia muito rara.

Às amigas da ESEF-UFRGS:

- Mariah, Elis, Nati Azenha e Naiara, pessoas maravilhosas que tenho o prazer de ter a amizade. Meninas, muito obrigada por tudo!
- À minha grande amiga Lara que foi primordial para que eu iniciasse na pesquisa. Muito obrigada pelos incentivos e apoio.

Aos colegas do grupo de pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia, em especial:

- Ao meu orientador, prof. Marco Aurélio Vaz, pela confiança e ensinamentos;
- Ao colega Jean Marcel Geremia, por toda ajuda e colaboração durante a iniciação científica;
- Ao colega Fábio Lanferdini, por sempre estar disposto a ajudar, em qualquer circunstância;
- Ao meu companheiro de mestrado Júlio César, pela amizade, risadas e também desabafos;
- Aos meus colegas de Santa Maria, Pati, Mateus e Daniel, pelos bons momentos, em aulas, congressos, churrascos e festas;
- À minha irmã Caroline Pieta Dias, por estar ao meu lado desde o meu início na pesquisa. Você foi fundamental em todas as etapas desta jornada, simplesmente muito obrigada por tudo!

À ginástica:

- À minha “cachaça” ginástica rítmica, que me inspirou a fazer a graduação em Ed. Física e direcionou minha vida acadêmica;
- Às minhas grandes professoras Roberta, Johanna e Patrícia, por todos os ensinamentos e incentivos;
- Às técnicas e atletas do clube Grêmio Náutico União, pela parceria e participação em todos os trabalhos de nossa pesquisa;
- À Federação Riograndense de Ginástica, e ao prof. João Carlos Oliva, por todo seu apoio e parceria na execução de todos os projetos.

À equipe de trabalho:

- Fernando, Caroline, Marianna, Daniela, Daniele, Michele, Eurico e prof. Ronei, muito obrigada pelo apoio, dedicação e parceria na realização deste trabalho.

Aos funcionários:

- Do LAPEX e do PPGCMH, em especial Dani, Luciano, Luis, André, Ana e Rosane por toda ajuda em diversos momentos destes dois anos.

“Suba o primeiro degrau com fé, não é necessário enxergar toda a escada, apenas dê o primeiro passo”.

Martin Luther King

RESUMO

Introdução: A demanda funcional decorrente do treinamento desportivo determina adaptações estruturais e funcionais no sistema musculoesquelético. A Ginástica Rítmica (GR) e a Ginástica Artística (GA) são modalidades que apresentam diferentes exigências mecânicas. A GR é caracterizada por movimentos corporais aliados à manipulação de aparelhos portáteis, que exige grande capacidade de contração dos membros inferiores de maneira rápida, contínua e em extrema amplitude articular. Por outro lado, a GA enfatiza movimentos de curta duração, com elevações do centro de gravidade, rotações do corpo no ar e aterrissagens precisas no solo, que exigem grande produção de força e potência dos membros inferiores. Assim, ambas as modalidades necessitam gerar força nos membros inferiores, porém em diferentes intensidades. Essas distintas demandas mecânicas de cada modalidade determinam diferentes adaptações morfológicas e funcionais que podem influenciar no desempenho desportivo. Além disso, essa demanda mecânica tem impacto direto sobre o joelho, uma das mais importantes e requisitadas articulações no desempenho esportivo da ginástica. Entretanto, pouco se sabe sobre as adaptações estruturais e funcionais decorrentes do treinamento nessas diferentes modalidades da ginástica, assim como sobre a musculatura que atua na articulação do joelho e sua influência no desempenho. O primeiro objetivo desta dissertação foi avaliar e comparar a arquitetura muscular e as propriedades morfológicas do tendão patelar entre atletas de GR e GA, bem como verificar a influência dessas variáveis sobre a impulsão vertical. O segundo objetivo foi avaliar e comparar as propriedades neuromecânicas dos extensores do joelho entre atletas de GR e GA. **Capítulo I:** O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar as variáveis da arquitetura muscular: 1) comprimento de fascículo (CF); 2) ângulo de penação (AP); 3) espessura muscular (EM) do vasto lateral (VL) e as propriedades morfológicas do tendão patelar (TP): a) comprimento de tendão (CT); b) área de secção transversa do tendão (AST-TP) entre atletas de GR e GA, bem como verificar a influência dessas variáveis sobre o desempenho no salto vertical. Participaram do estudo oito atletas de GR e 10 atletas de GA, todas competidoras em nível nacional. A avaliação da impulsão vertical foi realizada por meio do teste *counter-movement jump* (CMJ) em uma plataforma de força. A imagem da arquitetura muscular do VL do membro dominante foi obtida por meio de um aparelho de ultrassonografia, assim como o CT e AST-TP. O comprimento de fascículo foi normalizado pelo comprimento da coxa. Para a impulsão vertical, atletas de GA apresentaram maiores alturas de salto comparadas às atletas de GR ($p < 0,01$). Em relação à arquitetura muscular, atletas de GR apresentaram maior CF (absoluto e normalizado) e EM do VL ($p < 0,01$), enquanto as atletas de GA apresentaram maior AP ($p < 0,01$). O CT foi maior no grupo GR ($p < 0,01$), enquanto a AST-TP foi maior no grupo GA ($p < 0,01$). Por meio de regressões lineares foi possível observar que o CF demonstrou uma correlação negativa e uma influência de 34% sobre a altura do CMJ, enquanto a AST-TP demonstrou uma correlação positiva e uma influência de 53% sobre a altura do salto. AP, EM e CT não apresentaram influência significativa. Atletas de GR e de GA

apresentam adaptações distintas na arquitetura do VL e na morfologia do TP, sendo que menores CF e maior AST-TP parece influenciar positivamente no desempenho do salto. **Capítulo II:** O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar os seguintes parâmetros neuromecânicos: torque isométrico máximo, taxa de produção de força (TPF), integral do sinal eletromiográfico (iEMG), torque isocinético máximo, trabalho (W) e potência (P) entre atletas de GR e GA. Participaram do estudo oito atletas de GR e 10 atletas de GA, todas competidoras em nível nacional. A avaliação dos torques foi realizada em um dinamômetro isocinético. Primeiramente, foi realizado um protocolo composto por três contrações isométricas máximas (CVMi) de extensão no ângulo de 70° de flexão do joelho, em que foram coletados os dados de pico de torque isométrico, TPF nos tempos de 15, 30, 50, 100, 150, 200, 250, 300ms e iEMG dos músculos bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e vasto medial (VM) nos tempos de 25 a 300 ms, em intervalos de 25ms. Após um intervalo de cinco minutos, foi realizado o segundo protocolo composto por cinco contrações concêntricas de extensão do joelho, nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, em que foram obtidos os dados de pico de torque isocinético, W e P. Os valores de torque, W e P foram normalizados pela massa corporal total e a iEMG normalizada pelo valor da integral no pico de torque para cada músculo (niEMG). Em relação ao protocolo isométrico, ginastas artísticas apresentaram maior pico de torque ($p < 0,01$) e TPF em todos os tempos avaliados ($p < 0,05$). Para a niEMG, atletas de GA apresentaram maiores valores do BF a partir de 200ms, do VL a partir de 50ms e do RF em todos os tempos avaliados ($p < 0,05$). A niEMG VM não apresentou diferenças entre os grupos ($p > 0,05$). Já em relação ao protocolo isocinético, atletas de GA apresentaram maiores valores de pico de torque ($p < 0,01$), W e P ($p < 0,05$) em todas as velocidades testadas. Ginastas rítmicas e artísticas apresentam distintas características neuromusculares dos extensores do joelho que estão relacionadas às demandas mecânicas específicas de cada esporte.

Palavras-chave: Ginástica, Arquitetura Muscular, Morfologia Tendínea, Salto Vertical Propriedades Neuromusculares.

ABSTRACT

Introduction: Functional demands from sports training determine functional and structural adaptations to the musculoskeletal system that affect performance. Training of rhythmic gymnastics (RG) and artistic gymnastic (AG) impose different mechanical demand to athletes. RG involves manipulation of apparatus and movements with large ranges of motion continuously performed by rapid movements of the lower limbs. On the other hand, AG involves explosive movements with larger focus on moving the body centre of mass during rotations, jumps and landing, leading to extreme force and power production by lower limb muscles. Therefore, both disciplines elicit force production in different patterns either, slow and continuous (for RG), or in short duration (for AG). These differences result in unlike mechanical demands applied to the skeletal muscles and potentially lead to particular morphological adaptation that could affect sports performance. Likewise, mechanical demand from gymnastics directly affects knee joint related structures, which is one of the key joints for performance in gymnastics. However, little is known on the adaptation of knee muscles from gymnastics training and potential effects in performance. The aim of this dissertation was to assess and compare muscle architecture and morphological properties of patellar tendon in RG and AG athletes along with influence from these variables in vertical jump. A second aim was to assess and compare neuromechanical properties of knee joint extensors in RG and AG athletes. **Chapter I:** The aims of this chapter were to 1) assess and compare vastus lateralis muscle architecture (i.e. fascicle length, pennation angle, and muscle thickness) and morphological properties of the patellar tendon (i.e. tendon length, tendon cross-section area) between RG and AG athletes, and 2) to assess the effects of muscle architecture and tendon morphology in vertical jump. Eight RG and ten AG athletes with national ranking level have taken part of this study. Counter movement jump was assessed using a force plate. Ultrasound images were taken from the vastus lateralis from the dominant limb, as well as tendon length and tendon cross-section area. The fascicle length was expressed as relative values to the thigh length. Greater vertical jump height was observed for AG than RG ($p < 0,01$). For muscle architecture, RG athletes presented longer fascicle length (absolute and relative) and muscle thickness for vastus lateralis ($p < 0,01$), while AG athletes showed greater pennation angle ($p < 0,01$). Tendon length was longer for RG athletes ($p < 0,01$) whilst tendon cross-section area was larger for AG athletes ($p < 0,01$). Linear regressions indicated an inverse relationship between fascicle length and jump height ($R^2 = 34\%$) and tendon cross-section area was directly related to jump height ($R^2 = 53\%$). Differently, pennation angle, muscle thickness and tendon length did not show any association to vertical jump height. RG and AG showed different adaptation from training for vastus lateralis and patellar tendon. Shorter fascicle lengths and larger patellar tendon cross-section areas may dictate jump height performance. **Chapter II:** The aim of this study was to assess maximal isometric knee extensor torque, rate of force development, integral of electromyography signals (iEMG), maximal isokinetic knee extensor torque, total

work (W) and power output (P) in RG and AG athletes. Eight RG and ten AG athletes with national ranking level have taken part of this study. Knee joint torque was assessed using an isokinetic dynamometer. Three maximal voluntary isometric contractions of knee extensors were performed at 70° of knee flexion in order to compute peak torque, rate of force development (at 15, 30, 50, 100, 150, 200, 250 and 300 ms from early force development) and iEMG from biceps femoris, vastus lateralis, rectus femoris and vastus medialis at 25 and 300 ms. After five minutes of rest, five maximal knee extension concentric contractions were performed in isokinetic mode at 60°/s, 120°/s and 180 °/s for peak torque, mechanical work and power output records. Torque, W and P were normalized to body mass and iEMG were normalized to peak torque integral (niEMG). For the isometric testing, AG presented greater peak torque ($p<0,01$) and increased rate for force development ($p<0,05$) than RG athletes. For niEMG, AG athletes showed increased activation for biceps femoris after 200 ms ($p<0,05$), for vastus lateralis after 50 ms ($p<0,05$) and for rectus femoris ($p<0,05$) during all duration of tests than RG athletes. No differences were observed for vastus medialis between AG and RG athletes ($p>0,05$). For isokinetic testing, AG athletes showed larger peak torque ($p<0,01$), increased W ($p<0,05$) and greater P ($p<0,05$) than RG athletes. RG and AG athletes showed different neuromechanical characteristics for their knee extensors that are potentially associated to mechanical demands observed in their training programs.

Keywords: Gymnastic, muscle architecture, tendon morphology, vertical jump, neuromechanical properties.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Protocolo de avaliação do CMJ	25
Figura 2. Medição da arquitetura muscular do vasto lateral	26
Figura 3. Medição da morfologia do tendão patelar.....	27
Figura 4. Altura do CMJ (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA).....	30
Figura 5. Comprimento do Tendão Patelar (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA).....	31
Figura 6. Área de Secção Transversa (AST) do Tendão Patelar (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA).....	31
Figura 7. Desenho esquemático da metodologia de análise da taxa de produção de força (TPF).....	45
Figura 8. A) Comparação do pico de torque isométrico máximo de extensão do joelho no ângulo de 70° de flexão (Média \pm DP) entre atletas de Ginástica Artística (GA) e Ginástica Rítmica (GR); B) Comparação da taxa de produção de força (TPF) de 15 a 300 ms (Média \pm DP), entre atletas de GA e GR.....	48
Figura 9. Comparação da integral do sinal eletromiográfico normalizada (niEMG) entre atletas de GA e atletas de GR (Média \pm EP). A) Bíceps Femoral (BF); B) Vasto Lateral (VL); C) Reto Femoral (RF); D) Vasto Medial (VM).....	49
Figura 10. A) Comparação do pico de torque isocinético máximo normalizado (Nm/kg), nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR. B) Comparação do trabalho mecânico normalizado (j/kg) nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR. C) Comparação da potência máxima normalizada (w/kg) nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Volume semanal das variáveis componentes do treinamento em ambas as modalidades de ginástica.....	23/41
Tabela 2. Características Antropométricas e Maturacionais da Amostra.....	29/47
Tabela 3. Parâmetros de Arquitetura Muscular do Vasto Lateral (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA).....	30
Tabela 4. Fatores morfológicos musculares e tendíneos associados com a altura do CMJ.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS e SIGLAS

- AP – Ângulo de Penação
AST-TP – Área de Secção Transversa do Tendão Patelar
BF – Bíceps Femoral
CAE – Ciclo Alongamento-Encurtamento
CF – Comprimento de Fascículo
CFR – Comprimento de Fascículo Normalizado
CMJ – Counter Movement Jump
CT – Comprimento do Tendão Patelar
CVMi – Contração Voluntária Máxima Isométrica
CVMisoc – Contração Voluntária Máxima Isocinética
EM – Espessura Muscular
GA – Ginástica Artística
GR – Ginástica Rítmica
iEMG – Integral do Sinal Eletromiográfico
niEMG – Integral do Sinal Eletromiográfico Normalizada
P – Potência Máxima
RF – Reto Femoral
TP – Tendão Patelar
TPF – Taxa de Produção de Força
VL – Vasto Lateral
VM – Vasto Medial
W – Trabalho Total

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. OBJETIVOS GERAIS	18
2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3. CAPÍTULO I.....	20
INFLUÊNCIA DE CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS MUSCULARES E TENDÍNEAS NA POTÊNCIA DE MEMBRO INFERIOR EM ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA.....	20
3.1 INTRODUÇÃO.....	20
3.2 MÉTODOS.....	22
3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	28
3.4 RESULTADOS.....	29
3.5 DISCUSSÃO.....	33
3.6 CONCLUSÃO	37
4. CAPÍTULO II.....	38
AVALIAÇÃO NEUROMUSCULAR DOS EXTENSORES DO JOELHO EM ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA	38
4.1 INTRODUÇÃO.....	38
4.2 MÉTODOS.....	40
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
4.4 RESULTADOS.....	47
4.5 DISCUSSÃO.....	50
4.6 CONCLUSÃO	53
5. DISCUSSÃO.....	54
6. CONCLUSÃO	57
7. DIREÇÕES FUTURAS	58
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
9. ANEXO 1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	67
10. ANEXO 2 PROTOCOLO DE TANNER - MATURAÇÃO.....	70
11. ANEXO 3 DOMINÂNCIA DE MEMBRO INFERIOR	71

APRESENTAÇÃO

O presente trabalho tem por motivação responder as seguintes questões: (1) Quais são as principais diferenças morfológicas (arquitetura muscular e morfologia tendínea) entre atletas de GR e de GA? (2) Quais variáveis musculares e/ou tendíneas têm maior influência para o desempenho no salto vertical em atletas de GR e GA? (3) Quais são as principais diferenças funcionais (produção de torque, taxa de produção de força, ativação muscular) entre atletas de GR e de GA?

Para obtenção de respostas para as questões acima, foi desenvolvido o presente projeto de pesquisa junto aos setores Neuromuscular e de Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (ESEF/UFRGS), em parceria com a Federação Riograndense de Ginástica (FRG) e com o Clube Grêmio Náutico União (GNU).

Esta dissertação é composta por uma introdução a respeito das características específicas do treinamento de GR e GA e por dois capítulos na forma de artigos científicos originais.

O capítulo I tem por objetivo investigar diferenças estruturais em parâmetros da arquitetura muscular e da estrutura tendínea em decorrência da adaptação ao treinamento de GR e GA, bem como investigar quais desses parâmetros morfológicos apresentam maior influência na potência de membros inferiores nestas duas modalidades.

O capítulo II tem por objetivo investigar diferenças funcionais em parâmetros como produção de torque isométrico e isocinético, trabalho e potência mecânica, bem como na taxa de produção de força e na integral do sinal eletromiográfico dos extensores do joelho entre atletas de GR e de GA.

Por fim, ao final da dissertação é apresentada uma discussão geral envolvendo os resultados dos dois capítulos, algumas considerações finais e direções em que são descritas as principais conclusões do trabalho e sugestões para futuras investigações científicas.

1. INTRODUÇÃO

O sistema musculoesquelético é amplamente responsivo aos estímulos a que é submetido. Essa capacidade de adaptação às situações mecânicas impostas a esse sistema é chamada de plasticidade. Em função de sua plasticidade, quando o organismo é submetido a uma atividade sistemática, como o treinamento físico, ocorrem adaptações estruturais e funcionais, que modificam a sua capacidade de produção de força (FRASSON et al., 2007).

Além disso, a capacidade de adaptação não é igual entre os indivíduos. Fatores como o genótipo, sexo, idade cronológica, idade biológica ou maturacional, bem como experiências prévias influenciam nas respostas adaptativas de um treinamento físico (WEINECK, 2003).

Neste sentido, atletas engajados em diferentes modalidades esportivas sofrem adaptações distintas nos tecidos treinados, em decorrência da carga específica de treinamento (FRASSON et al., 2007), determinando mudanças nas propriedades de força e potência para melhorar as capacidades exigidas na realização das ações musculares esportivas. Benke et al. (2002) encontraram melhor desempenho no salto vertical em atletas juvenis de handebol, natação e ginástica de alto rendimento comparados a atletas de níveis competitivos mais baixos. Além disso, as ginastas apresentaram maior razão tempo de voo/tempo de contato no solo comparadas às atletas de handebol e natação. De acordo com os autores, essa diferença deve-se, principalmente, à especificidade do treinamento esportivo que determina a melhora de capacidades motoras importantes na realização dos movimentos típicos de cada modalidade.

Sendo assim, jovens atletas sofrem adaptações nos músculos treinados em função da sobrecarga específica de cada esporte, a fim de melhorar o desempenho e obter bons resultados. A maior parte dos esportes de alto rendimento é organizada em treinamentos diários, com a repetição de exercícios específicos que requerem o esforço físico e psicológico do atleta (KRAEMER; HAKKINEN, 2004).

Dessa forma, torna-se importante a investigação das principais adaptações ao treinamento físico, principalmente em esportes caracterizados pela iniciação precoce e treinamento físico intenso, como ocorre em modalidades como a Ginástica Rítmica (GR) e a Ginástica Artística (GA).

A GR é composta por exercícios estéticos que aliam a execução de elementos corporais à manipulação de aparelhos, em movimentos rápidos e contínuos caracterizados pela amplitude articular máxima, o que requer essencialmente flexibilidade, agilidade, coordenação, resistência e força, (LAFFRANCHI, 2001). Já na GA os exercícios são constituídos por uma sequência de movimentos caracterizados por mudanças de direções, rotações do corpo no ar e sustentação do peso corporal que exigem, principalmente, grande produção de força e potência muscular, sendo estas as capacidades físicas enfatizadas no treinamento desta modalidade (NUNOMURA et al., 2009).

Em ambas as modalidades de ginástica, os membros inferiores são bastante requisitados, principalmente na execução dos saltos, porém com exigências mecânicas distintas. Na GR, a execução correta de um salto exige, além de uma forma corporal fixada e definida, boa elevação do centro de gravidade (altura de salto) e uma chegada suave ao solo (LEBRE; ARAÚJO, 2006; INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013a). Na GA, os saltos devem ser executados com grande altura devido à complexidade e quantidade de acrobacias que são realizadas durante o tempo de voo, além de uma chegada precisa ao solo (INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013b; MOCHIZUKI; AMADIO, 2005).

Assim, os requerimentos de cada esporte estão relacionados ao treinamento de valências físicas específicas, bem como à requisitos morfológicos e fisiológicos que influenciam no desempenho (DOUDA et al., 2008). Diversos estudos demonstram a relação entre características antropométricas e o desempenho esportivo (SMOLEUSKIY; GAVERDOUSKIY, 1998; THEODOROPOULO et al., 2005, CAGNO et al., 2008). Entretanto, fatores como arquitetura muscular e o tecido conectivo associado também apresentam importante influência no desempenho desportivo. Tem sido ressaltado que atletas de alto rendimento demonstram um arranjo fascicular, bem como uma espessura tendínea inerente aos requisitos físicos de suas modalidades (KANEHISA et al., 2003; KUBO et al., 2007).

A literatura tem demonstrado um aumento significativo de trabalhos sobre a avaliação da estrutura muscular e tendínea por meio de técnicas como ressonância magnética e ultrassonografia (ABE et al., 2000; LIEBER; FRIDEN, 2001; O'BRIEN et al., 2010), bem como da capacidade física e desempenho de atletas, com a utilização de instrumentos como testes de salto para medida do desempenho

(ROUSANOGLU et al., 2008; GOULART et al., 2011) e dinamômetros isocinéticos que avaliam a capacidade de produção de força (AQUINO et al., 2007; WEBER et al., 2010).

Entretanto, ainda são escassos trabalhos sobre estas variáveis em atletas de GR e de GA de alto rendimento. A avaliação morfológica e funcional pode fornecer informações relevantes aos técnicos e treinadores sobre a capacidade física das ginastas.

2. OBJETIVOS GERAIS

- 1) Avaliar e comparar as características morfológicas musculares e tendíneas entre atletas de GR e de GA;
- 2) Identificar quais variáveis morfológicas (musculares e/ou tendíneas) apresentam maior influência sobre a potência de membros inferiores na GR e GA;
- 3) Avaliar e comparar a potência muscular, bem como a capacidade de produção de força de membros inferiores entre atletas de GR e GA;

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1) Avaliar e comparar a arquitetura muscular (comprimento de fascículo – CF, ângulo de penação – AP e espessura muscular – EM) do músculo Vasto Lateral (VL) entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;
- 2) Avaliar e comparar as propriedades morfológicas [comprimento de tendão (CT) e área de secção transversa (AST)] do tendão patelar (TP) entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;
- 3) Avaliar e comparar a potência de membros inferiores na GR e na GA por meio do teste de impulsão vertical *counter movement jump* (CMJ);

- 4) Identificar quais parâmetros musculares (CF, AP, EM) e/ou tendíneos (CT e AST) apresentam maior influência no desempenho do salto vertical na GR e GA;
- 5) Avaliar e comparar o torque isométrico máximo dos extensores do joelho entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;
- 6) Avaliar e comparar a taxa de produção de força (TPF) e a integral do sinal eletromiográfico (iEMG) dos músculos bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;
- 7) Avaliar e comparar o torque isocinético máximo dos extensores do joelho entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;
- 8) Avaliar e comparar o trabalho total (W) e a potência (P) dos extensores do joelho, por meio de testes isocinéticos, entre atletas juvenis e adultas de GR e GA;

3. CAPÍTULO I

INFLUÊNCIA DE CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS MUSCULARES E TENDÍNEAS NA POTÊNCIA DE MEMBRO INFERIOR EM ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA

3.1 INTRODUÇÃO

A arquitetura muscular é uma propriedade determinante da capacidade de geração de força e excursão do músculo esquelético (FUKUNAGA et al., 1997; LIBER; FRIDEN, 2001; KOMI, 2006). Fibras longas, mais alinhadas ao tendão e aponeurose, são capazes de encurtar-se a maiores velocidades, ao contrário de músculos com fibras menores, mais propícias a produzir força a menores velocidades de encurtamento (BLAZEVIČH et al., 2006; NARICI; MAGANARIS, 2006). De maneira semelhante, a estrutura tendínea também está relacionada à sua funcionalidade, visto que sua espessura e comprimento, por exemplo, influenciam na capacidade de transmissão de força do músculo para o osso (O'BRIEN, 1997; MAGNUSSON et al., 2003; KONGSGAARD et al., 2005; SEYNNES et al., 2009).

Tem sido demonstrado que a demanda funcional é capaz de alterar as propriedades morfológicas do sistema musculoesquelético, influenciando na funcionalidade articular (LIBER; FRIDEN, 2000). Trabalhos utilizando a ultrassonografia demonstram a influência da demanda mecânica decorrente do aumento (treinamento físico e desportivo), bem como da redução do uso (imobilização, envelhecimento e microgravidade) (ABE et al., 2000; KAWAKAMI et al., 2005; LIBER; FRIDEN, 2001).

Atletas de alto rendimento, por exemplo, demonstram características morfológicas relacionadas à especificidade de seus esportes. Entretanto, a adaptação muscular e tendínea decorrente do treinamento desportivo ainda é pouco investigada (ABE et al., 2001; KANEHISA et al., 2003; FRASSON et al., 2007).

Dentre os estudos existentes na literatura, a articulação do joelho tem sido enfocada, devido a sua importância funcional para a execução de movimentos básicos, como marcha, corrida e saltos (BLAZEVIICH et al., 2006; KOMI, 2006). Abe et al. (2001) relataram uma forte relação entre o comprimento fascicular do vasto lateral (VL) e o desempenho na prova dos 100 metros, demonstrando que os corredores com melhor tempo apresentavam maiores comprimentos de fascículo. Kanehisa et al. (2003) evidenciaram maior comprimento de fascículo e espessura muscular do VL em nadadores comparados a jogadores de futebol. De acordo com os autores, nadadores precisam manter uma velocidade de contração rápida e contínua para gerar propulsão, enquanto jogadores de futebol realizam movimentos intervalados, com momentos de explosão e desaceleração, o que determina uma adaptação distinta entre as duas modalidades.

Assim como no tecido contrátil, o tecido tendíneo é altamente adaptável às demandas mecânicas habituais. Tem sido evidenciado que a carga imposta ao tendão resulta em sua hipertrofia por meio do aumento da AST com o objetivo de redução do stress (força/área) (KUBO et al., 2000; HANSEN et al., 2006; HEINEMEIER; KJAER, 2011).

Assim, modalidades esportivas apresentam exigências motoras que determinam adaptações morfológicas com objetivo de obtenção do máximo desempenho (BLAZEVIICH et al., 2003; KANEHISA et al., 2003).

Semelhante a outros esportes, a GR e a GA são modalidades que apresentam diferentes habilidades e demandas mecânicas para os membros inferiores. Na GR são evidenciadas sequências de movimentos, caracterizadas por contrações musculares rápidas e contínuas, em extrema amplitude articular (KIOUMOURTZOGLU et al., 1997; LAFFRANCHI, 2001; DI CAGNO et al., 2008; INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013a). Já na GA são característicos os movimentos “explosivos”, com grande complexidade de execução, que devem ser realizados de maneira rápida e precisa, como pode ser observado nos saltos acrobáticos (RUSSELL et al., 1995; MOCHIZUKI; AMADIO, 2005; NUNOMURA et al., 2009; INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013b). Assim, pode-se inferir que, em relação aos membros inferiores, ambas as modalidades necessitam gerar força de maneira rápida, porém em diferentes intensidades.

Dessa forma, é possível que as demandas mecânicas específicas destes esportes conduzam a adaptações morfológicas que estão relacionadas ao desempenho. Vicente-Rodrigues et al. (2006) encontraram diferenças para o tecido ósseo entre atletas de GR e GA. De acordo com os autores, atletas de GA apresentam maior densidade mineral óssea devido aos exercícios característicos da modalidade os quais apresentam maior impacto no solo, ao contrário da GR em que os movimentos são mais “suaves” (DOUDA et al., 2002).

Entretanto, não foram encontrados na literatura estudos sobre as adaptações musculares e tendíneas entre atletas de GR e GA, bem como a influência destas para o desempenho nestes esportes. Desta forma, o presente estudo tem por objetivos: (1) avaliar e comparar a arquitetura muscular e as propriedades morfológicas tendíneas da articulação do joelho de atletas de GR e GA; (2) verificar a influência dos parâmetros musculares e tendíneos na potência de membros inferiores por meio de um teste de salto vertical.

3.2 MÉTODOS

3.2.1 Participantes

A amostra foi selecionada de forma intencional, constituída por 18 atletas do sexo feminino, sendo oito atletas de GR e 10 atletas de GA, todas federadas, participantes de competições nacionais e internacionais. Em relação ao tempo e volume de treinamento, apresentavam, no mínimo oito anos de prática no esporte, com frequência mínima de treino de seis vezes por semana, seis horas diárias. Dentre as participantes, duas eram integrantes da Seleção Brasileira de Ginástica Artística e duas da Seleção Brasileira de Ginástica Rítmica.

A tabela 1 apresenta as variáveis que compõem a rotina de treinamento de ambas as modalidades, bem como o volume semanal de cada uma.

Tabela 1. Volume semanal das variáveis componentes do treinamento em ambas as modalidades de ginástica.

Valências	Modalidades	Min/sem	%/sem
Aquecimento	GA	180	9,5
	GR	90	4,2
Força	GA	180	9,5
	GR	90	4,2
Flexibilidade	GA	90	4,8
	GR	270	12,7
Ballet	GA	180	9,5
	GR	240	11,3
Musculação	GA	180	9,5
	GR	0,0	0,0
Específico	GA	1080	57,1
	GR	1440	67,6

Todas as atletas foram recrutadas em um clube da cidade de Porto Alegre, sob a autorização dos técnicos e da Federação Riograndense de Ginástica. Previamente aos testes, as meninas e responsáveis legais leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido em que foram informados de todos os procedimentos realizados. Foram excluídas do estudo as meninas que haviam sofrido alguma lesão que interferisse ou impossibilitasse a execução das avaliações. Todos os procedimentos deste projeto foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, sob número 241.518.

3.2.2 Avaliação Antropométrica

A massa corporal foi mensurada por meio de balança antropométrica (marca Filizola, São Paulo, Brasil; precisão de 100g), e a estatura medida por meio de um estadiômetro, com precisão de 5 mm, acoplado à balança. O Índice de Massa Corporal (IMC) foi calculado por meio do coeficiente entre massa corporal e a estatura ao quadrado, e expresso em kg/m^2 . Um compasso da marca Cescorf (São Paulo, Brasil), com precisão de medida equivalente a 0,01 mm, foi utilizado para a obtenção das medidas de espessura das oito dobras cutâneas (bíceps, tríceps, subescapular, crista ilíaca, supra-ilíaca, abdominal, coxa e panturrilha). O cálculo do percentual de gordura para as atletas até 17 anos foi feito a partir das equações propostas por Slaughter et al. (1988) e, para as acima de 17 anos, por meio da fórmula proposta por Jackson et al. (1980). O comprimento da coxa (ponto superior

trocantérico até ponto superior/lateral da tíbia) foi medido por meio de um segmômetro da marca Cescorf (São Paulo, Brasil). Todas as avaliações citadas seguiram as normas da International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK) e foram realizadas por uma antropometrista com registro internacional nível 1 (HUME; MARFELL-JONES, 2008).

3.2.3 Estágio Maturacional

Para determinação do estágio maturacional foram utilizados critérios descritos por Tanner, mediante procedimento de auto-avaliação (MATSUDO; MATSUDO, 1991; ULBRICH et al., 2007). Em uma sala reservada, foram apresentados às participantes desenhos dos diferentes estágios de desenvolvimento para as duas características sexuais secundárias femininas (desenvolvimento das mamas e presença de pelos pubianos). A partir da análise dos desenhos, cada menina indicou na folha as suas características físicas que foram utilizadas para determinar o estágio maturacional. Este procedimento foi devidamente realizado pela pesquisadora do estudo.

3.2.4 Dominância de Membro Inferior

Para a identificação da preferência podal, todas as meninas responderam as questões do inventário de Waterloo que é um teste validado para determinação do membro inferior dominante (ELIAS et al., 1998). Também foram acrescentadas perguntas sobre a preferência podal na realização em exercícios obrigatórios de cada modalidade.

3.2.5 Avaliação da Potência de Membro Inferior

Para realização do teste de salto vertical foi utilizada uma plataforma de força (Cefise; Brasil) e um computador com *software* instalado para análise dos dados de impulsão vertical. As atletas foram instruídas a realizar cinco tentativas e foi registrada a melhor dentre elas. As atletas realizaram o salto CMJ, também chamado de salto com contra movimento, no qual o executante realiza uma fase excêntrica, com flexão dos joelhos em torno de 90°, antes de saltar. Neste teste, o indivíduo parte de uma posição em pé, com as mãos fixas na cintura e os pés paralelos separados aproximadamente à largura dos ombros, e realiza a flexão das articulações do quadril, joelho e tornozelo (BOSCO et al., 1983). O auxílio dos membros superiores durante a execução foi evitada por meio da solicitação às

atletas que posicionassem as mãos ao nível da cintura durante o salto, uma vez que o objetivo do teste é avaliar a potência de membros inferiores (GOULART et al., 2011) (Figura 1).



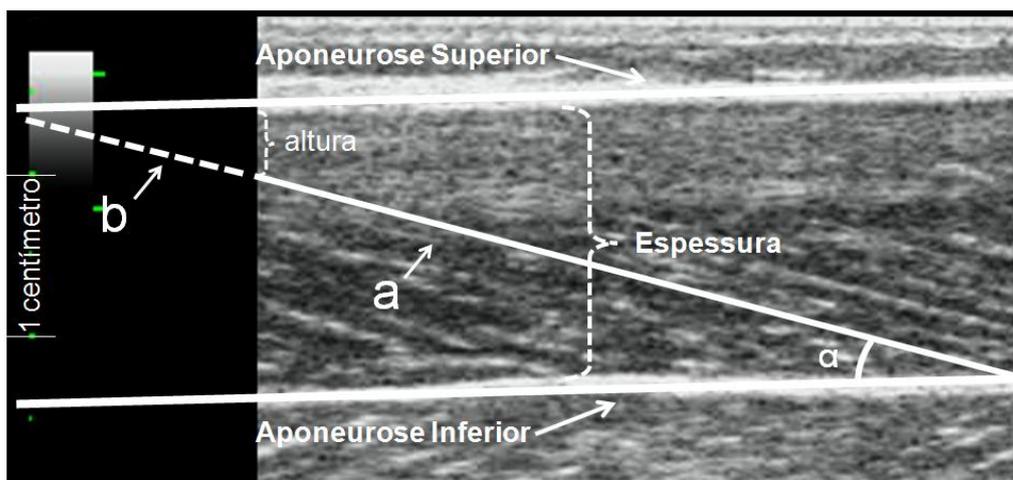
Figura 1. Protocolo de avaliação do CMJ.

3.2.6 Avaliação da Arquitetura Muscular

A arquitetura muscular do VL foi avaliada em um equipamento de ecografia (SSD 4000, 51 Hz, ALOKA Inc., Tokyo, Japão), por meio de uma sonda de arranjo linear (60 mm, 7,5 MHz - ALOKA Inc., Tokyo, Japão). O protocolo de posicionamento e a região de medição da sonda foram escolhidos conforme outros estudos da literatura (ABE et al., 2001; KANEHISA et al., 2003). Durante as avaliações, as ginastas permaneceram na posição supina, com os joelhos estendidos e os músculos relaxados. A mensuração da arquitetura muscular foi realizada com a sonda posicionada longitudinalmente, aproximadamente a 50% do comprimento da coxa, ajustando ao alinhamento das fibras (BLAZEVICH et al., 2006).

3.2.6.1 Análise da Arquitetura Muscular

O comprimento do fascículo foi determinado assumindo-se a distancia linear entre sua origem na aponeurose profunda e sua inserção na aponeurose superficial. O ângulo de penação foi definido como o ângulo formado entre o fascículo e a aponeurose profunda, enquanto a espessura foi determinada pela distância entre a aponeurose superficial e a profunda (ABE et al., 2000; ABE et al., 2001; KANEHISA et al., 2003; ABALLANEDA et al., 2009). Todas as imagens foram avaliadas no software ImageJ (National Institute of Health, EUA). A figura 2 ilustra a medida dos parâmetros de arquitetura. Três medições foram usadas para calcular a média dos valores de cada variável. O comprimento do fascículo foi normalizado pelo comprimento da coxa de cada atleta (% do comprimento do fêmur) (ABE et al., 2000; KUMAGAI et al., 2000; KANEHISA et al., 2003).



$$B = \text{altura} / \text{seno } \alpha$$

$$\text{Cf} = a + b$$

Figura2. Medição da arquitetura muscular do vasto lateral. **a)** comprimento do fascículo muscular visível; **b)** continuidade do comprimento do fascículo muscular de maneira estimada; **Cf)** comprimento total do fascículo muscular estimado. **altura)** distância vertical entre o fascículo imageado e a aponeurose superior muscular; **α)** ângulo de penação das fibras musculares entre o fascículo imageado e a aponeurose inferior. **Espessura)** espessura muscular entre borda interna da aponeurose superior e a borda interna da aponeurose inferior (ABALLANEDA et al., 2009).

3.2.7 Avaliação da Morfologia do Tendão Patelar

Para a medição das propriedades morfológicas do tendão patelar foi utilizado o mesmo aparelho de ultrassonografia utilizado para avaliação da arquitetura muscular. Durante a medição, as ginastas permaneceram sentadas, com os joelhos posicionados a 90° e os músculos relaxados.

3.2.7.1 Análise da Morfologia do Tendão Patelar

O comprimento do tendão patelar foi considerado a distância entre sua inserção na base inferior da patela e sua inserção na tuberosidade tibial (figura 3), com a sonda posicionada no plano longitudinal. A AST foi mensurada no plano horizontal, em 25%, 50% e 75% do comprimento do tendão (regiões marcadas por com o uso de fita métrica) e calculada a média das três regiões para obtenção da AST total (HANSEN et al., 2006; O'BRIEN et al., 2009; O'BRIEN et al., 2010). Assim como para a arquitetura, todas as imagens do tendão foram mensuradas três vezes pelo mesmo avaliador, por meio do *software* ImageJ (National Institute of Health, USA), sendo as médias utilizadas para as avaliações posteriores.

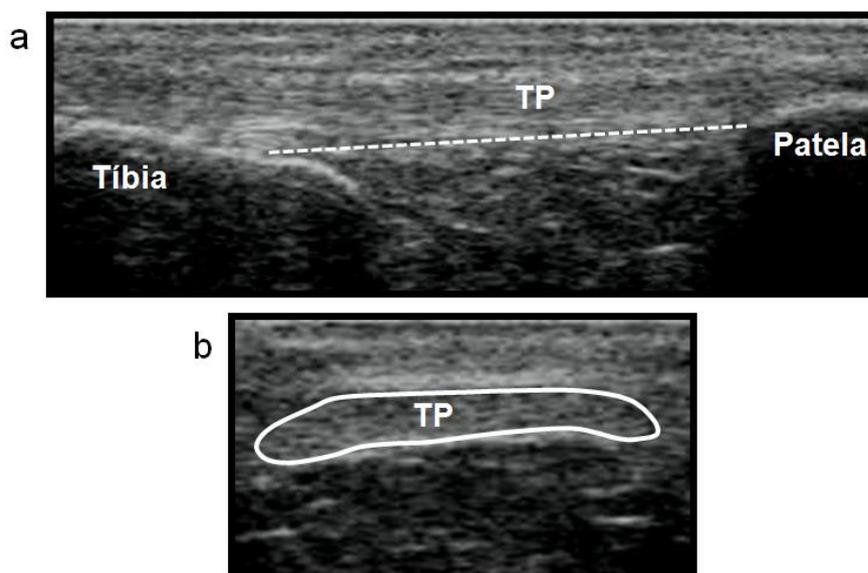


Figura 3. Medição da morfologia do tendão patelar. **a)** comprimento do tendão patelar; **b)** área de secção transversa do tendão patelar; **TP)** tendão patelar.

3.2.8 Confiabilidade das medidas de Ultrassonografia

Para determinar a confiabilidade das medidas do CF, AP, EM, CT e AST foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intra-Classe (ICC) (GAYA et al., 2008). Seis imagens aleatórias foram escolhidas entre os grupos e mensuradas duas vezes os parâmetros pelo mesmo avaliador em dias distintos (medida inicial e repetida). Os valores dos coeficientes de confiabilidade variam de zero a um, onde valores mais próximos de um indicam maior confiabilidade. As seguintes categorias para os níveis de confiabilidade foram aplicadas: superior a 0,75 = confiabilidade elevada; entre 0,4 e 0,75 = confiabilidade razoável e menor que 0,4 = confiabilidade pobre (SHROUT et al., 1979).

3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os testes de Shapiro-wilk e Levene foram utilizados na verificação da normalidade e homogeneidade dos dados. Análise descritiva (média e desvio padrão) foi usada na descrição e caracterização dos dados antropométricos. Um teste T dependente foi utilizado para a comparação das variáveis entre o membro dominante e não dominante em cada grupo. O teste T independente foi utilizado para comparação das variáveis antropométricas, altura do CMJ, arquitetura muscular (CF, AP e EM) e das propriedades morfológicas do tendão patelar (CT e AST-TP), entre os grupos. Adicionalmente, análises de regressões lineares foram realizadas de forma independente para identificar o efeito de cada variável preditora (CF, AP, EM, CT e AST-TP) sobre a variável predita (altura do CMJ). Neste modelo, um coeficiente de determinação (r^2) é utilizado para observar o quanto a variável predita é explicada pelas preditoras. O nível de significância adotado foi $\alpha = 0,05$.

3.4 RESULTADOS

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para a variável idade, massa corporal e % gordura ($p= 0,88$; $p=0,32$; $p=0,30$; respectivamente). A estatura foi significativamente maior no grupo GR ($p<0,01$). A Tabela 2 apresenta a média de idade, os valores das medidas antropométricas, bem como o estágio maturacional da amostra. Para a preferência podal, 95% da amostra declarou o membro direito como dominante.

Tabela 2. Características Antropométricas e Maturacionais da Amostra.

	GR (n=8)	GA (n=10)	p
Idade (anos)	15,1±2,36	14,9±3,73	ns
MCT (kg)	48,3±3,74	45,6±6,99	ns
EST (cm)	160,0±0,05	151,0±0,04*	0,01
IMC (kg/m ²)	18,9±2,04	19,4±0,82	ns
GC (%)	17,1±2,83	15,3±4,40	ns
Maturação	Pós-Púbere	Pós-Púbere	-

GA: Ginastas Artísticas; GR: Ginastas Rítmicas; MC: Massa Corporal Total; EST: Estatura; IMC: Índice de Massa Corporal; GC: Gordura Corporal; *Valores de estatura significativamente superiores aos do grupo GA; ns: não significativo.

Em relação ao CMJ, o grupo GA apresentou maior altura de salto comparado ao grupo GR ($p<0,01$) (Figura 4).

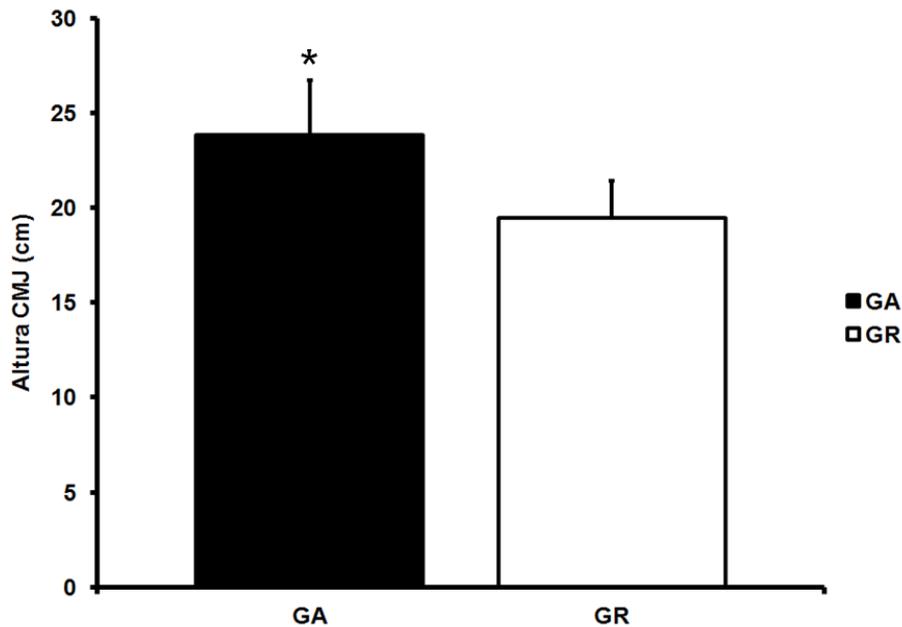


Figura 4: Altura do CMJ (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA). * $p < 0,01$.

Em função da comparação entre os membros nos grupos avaliados não apresentar diferenças significativas ($p \geq 0,05$), optou-se pela utilização do lado dominante de cada grupo para as análises posteriores. O resultado dos coeficientes de confiabilidade para parâmetros CF, AP, EM, CT, AST demonstraram níveis de confiabilidade elevada, com o ICC variando de 0,97 a 0,98.

O comprimento de fascículo absoluto e relativo foi maior no grupo GR comparado ao grupo GA ($p < 0,01$). Entretanto, o ângulo de penação foi maior no grupo GA em relação ao grupo GR ($p < 0,01$). A espessura muscular foi maior no grupo GR comparado ao grupo GA ($p < 0,01$) (Tabela 3).

Tabela 3: Parâmetros de Arquitetura Muscular do Vasto Lateral (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA).

	CFR (cm/cm)	CFA (cm)	AP ($^{\circ}$)	EP (cm)
GR	0,19 \pm 0,02*	7,57 \pm 0,93*	15,60 \pm 2,57	1,97 \pm 0,19*
GA	0,15 \pm 0,01	5,66 \pm 0,68	20,06 \pm 2,50*	1,76 \pm 0,11

CFR: comprimento de fascículo relativo ao comprimento da coxa; CFA: comprimento de fascículo absoluto; AP: ângulo de penação; EP: espessura muscular; * $p < 0,01$.

O comprimento do tendão patelar foi significativamente maior no grupo GR comparado ao grupo GA ($p < 0,01$) (Figura 5). Por outro lado, a média da AST foi maior no grupo GA em relação ao grupo GR ($p < 0,01$) (Figura 6).

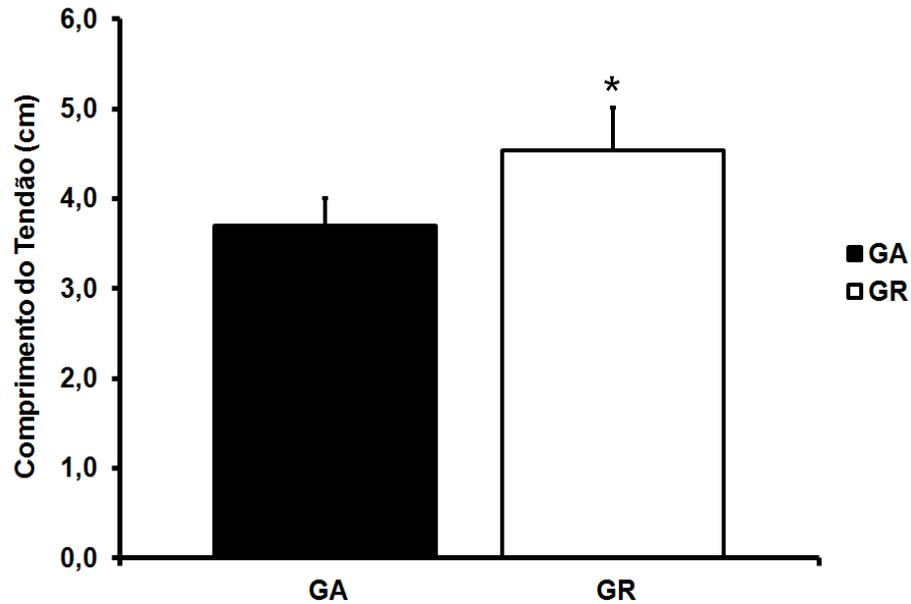


Figura 5: Comprimento do Tendão Patelar (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA). * $p < 0,01$.

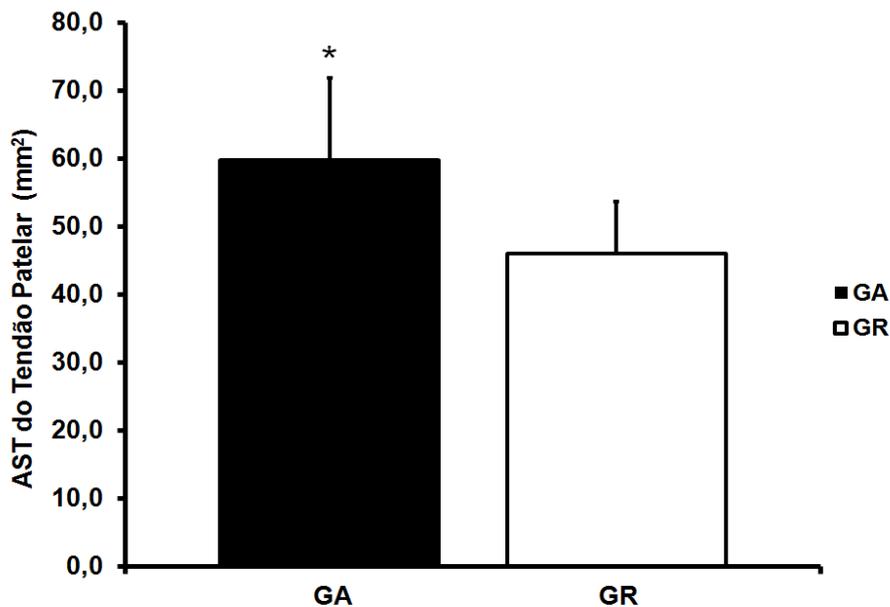


Figura 6: Área de Secção Transversal (AST) do Tendão Patelar (Média \pm DP) em Atletas de Ginástica Rítmica (GR) e Atletas de Ginástica Artística (GA). * $p < 0,01$.

Quando todas as ginastas foram consideradas um único grupo, foi possível observar a influência da arquitetura muscular e da morfologia do TP no desempenho do CMJ por meio de modelos de regressão linear de cada variável, conforme a tabela 4.

Tabela 4. Fatores morfológicos musculares e tendíneos associados com a altura do CMJ: Regressão Linear (N=18).

Modelo		Coeficientes		Coeficientes Padronizados	t	Sig.
		B	Erro	Beta		
1	(Constante)	35,699	4,820		7,406	0,000
	CF	-82,475	28,550	-0,585	-2,889	0,011
2	(Constante)	14,167	4,186		3,384	0,004
	AP	0,428	0,228	0,425	1,879	0,079
3	(Constante)	21,490	6,592		3,260	0,005
	EM	0,223	3,490	0,016	,064	0,950
4	(Constante)	29,948	6,106		4,904	0,000
	CT	-1,959	1,475	-0,315	-1,328	0,203
5	(Constante)	11,237	2,588		4,342	0,001
	AST-TP	0,193	0,046	0,726	4,225	0,001

Variável Dependente: CMJ

Para os modelos acima, observa-se que as regressões lineares apresentaram o CF e a AST-TP como dois preditores que contém um grau de correlação significativo para a altura do CMJ. Foi observada uma correlação inversa entre CF e a altura do CMJ de -0,585 e um coeficiente de determinação linear de 34% ($t(1; 16) = -2,88$; $p = 0,011$). Já a AST-TP foi observada uma correlação positiva com a altura do CMJ de 0,726 e um coeficiente de determinação linear de 53% ($t(1;16) = 4,225$; $p = 0,001$). As demais variáveis não apresentaram um efeito significativo sobre a variável predita, ou seja, em seus testes t foi apresentado um $p > 0,05$.

3.5 DISCUSSÃO

Este estudo buscou comparar as adaptações musculares e tendíneas, bem como o efeito delas sobre a potência de membros inferiores em atletas de GR e GA.

Arquitetura Muscular

Foi demonstrado que o grupo GR apresenta fascículos mais longos no músculo VL comparado ao grupo GA. Sabe-se que músculos com fibras longas apresentam melhor capacidade para a realização de movimentos em altas velocidades de contração (FUKUNAGA et al., 1997; LIEBER; FRIDEN, 2001; NARICI; MAGANARIS, 2006). Kanehisa et al. (2003) também encontraram fascículos mais longos e maior espessura no VL de nadadores comparado a jogadores de futebol, uma modalidade com maior ênfase para resistência e velocidade de contração e a outra para potência muscular. Desta forma, sugere-se que as atletas de GR, assim como os nadadores, apresentem características estruturais musculares que favorecem a produção de força em altas velocidades de contração, o que permite a execução precisa dos gestos motores característicos desta modalidade. Douda et al. (2007) ressaltam que, durante as rotinas da GR, os movimentos ultrapassam os limites articulares fisiológicos, necessitando de um equilíbrio entre produção de força e extensibilidade muscular para a correta execução dos exercícios.

Já em relação ao AP, o maior valor encontrado no grupo GA pode estar relacionado à demanda mecânica do esporte que enfatiza a geração de força e potência muscular. De acordo com Komi (2006), músculos com maiores ângulos de penação e menores comprimentos de fibras contraem-se a uma distância mais próxima ao comprimento ótimo, o que determina uma maior capacidade relativa de geração de força. Em contrapartida, Alegre et al. (2006) demonstraram que o treinamento em baixa intensidade (< 60% de 1 RM) e altas velocidades de contração proporcionaram maiores CF e menores AP, semelhante ao encontrado neste estudo para o grupo GR.

Por fim, em relação à EM, era esperado que as atletas de GA apresentassem valores mais altos devido ao maior AP observado no VL para este grupo, assim

como proposto no modelo teórico de Maxwell *apud* Fukunaga et al. (1997). Entretanto, a literatura ressalta que o aumento da espessura muscular não resulta em um maior AP, se ocorre um aumento do CF, indo de encontro a nossa hipótese (FUKUNAGA et al., 1997). Abe et al. (2000) chamam atenção para o fato de que, dependendo da demanda mecânica do treinamento, o CF pode influenciar o aumento da espessura muscular, assim como observado no trabalho de Kanehisa et al. (2003) em um grupo de nadadores e no presente estudo para as atletas de GR. Nestes casos, maiores CF e EM demonstram uma adaptação anatômica relevante para atividades caracterizadas por contrações repetitivas ou ciclos de encurtamento (ABE et al., 2000; ALEGRE et al., 2006).

Morfologia tendínea

Para o tendão patelar, foi observado um maior comprimento no grupo GR, enquanto a AST foi maior no grupo GA.

O tecido conectivo tendíneo tem a função de transmitir força do músculo para o osso, sendo que fibras mais alinhadas ao tecido tendíneo apresentam maior força de tensão, uma vez que esta força é aplicada em série ao eixo longitudinal do tendão (O' BRIEN, 1997; MALLIARAS et al., 2003; KOMI, 2006; KJAER et al., 2009). No entanto, de acordo com Kirkendall; Garrett (1997), tendões são estruturas que apresentam baixa resistência para forças de cisalhamento, como em movimentos de contrações repetitivas, sendo que os mesmos são projetados para transmitir força com o mínimo dispêndio de energia.

Desta forma, devido à GR ser caracterizada por movimentos cíclicos de contrações rápidas, é possível que o maior comprimento de tendão encontrado neste grupo seja necessário para manter a eficiência do gesto motor exigido nesta modalidade (KOMI, 2006; MALLIARAS et al., 2013). Uma suposição para o maior CT na GR poderia ser a presença de cadeias longas de fibras de colágeno, uma vez que tendões com este tipo de organização de fibrilas transmitem substancial força para o osso, e/ou a disposição longitudinal destas fibras que caracterizam tendões mais flexíveis, porém com menor capacidade de deformação ou extensibilidade (O'BRIEN, 1997).

Já em relação à AST, o grupo GA apresentou maior valor comparado ao grupo GR. Alguns estudos reportam que a magnitude da carga empregada sobre uma articulação influencia na estrutura do tecido tendíneo (O'BRIEN, 1997; O'BRIEN et al., 2009; KJAER et al., 2009). A GA é caracterizada por movimentos acrobáticos que incluem elevação do corpo no ar e aterrissagens precisas no solo, caracterizando grandes forças de impacto sobre a articulação do joelho (KIRIALANIS et al., 2003; VICENTE-RODRIGUES et al., 2006). Dessa forma, é possível que a demanda mecânica habitual do treinamento determine uma maior AST no grupo GA de maneira a minimizar e dissipar a força de impacto sobre a articulação do joelho (MAGNUSSON et al., 2008; HEINEMEIR; KJAER, 2011).

Em adição, a estrutura e a dimensão do tendão determinam sua interação com o músculo, sendo que ambos os tecidos devem ser capazes de se adaptar as demandas impostas (SEYNNES et al., 2009). Ker et al. *apud* Kirkendall; Garrett (1997) apontam para a coerência entre massa muscular e massa tendínea, em que tendões com menores espessuras requerem músculos com maiores comprimentos de fibras. Por fim, Komi (2006) ressalta que elementos elásticos (tendão e envoltórios musculares), juntamente com os elementos contráteis, deformam-se em resposta à sobrecarga, sendo que os elementos elásticos em série são influenciados pela morfologia do tendão livre.

Influência das propriedades morfológicas musculares e tendíneas na potência de membros inferiores

Em vista da participação da estrutura muscular e tendínea sobre a geração de potência de membros inferiores, este estudo buscou também identificar quais parâmetros da arquitetura muscular e/ou da morfologia do TP têm maior influência no desempenho do CMJ. Encontrou-se uma associação negativa do CF com a altura do CMJ. Esta associação representa 34% de influência do CF sobre a impulsão vertical no CMJ. Já a AST-TP demonstrou uma correlação positiva e uma influência de 53% sobre a altura do CMJ.

Estudos têm demonstrado que a maior altura encontrada no CMJ, comparada ao *squat jump* que não apresenta ciclo alongamento-encurtamento (CAE), deve-se a um mecanismo de potenciação gerado durante a fase de alongamento dos músculos pré-ativados. Sabe-se que músculos com maiores comprimentos de fibras, quando alongados, são posicionados em seu comprimento ótimo de geração de força,

enquanto músculos com menores comprimentos, com o mesmo nível de alongamento, irão estar na fase descendente da curva força-tensão (ALEGRE et al., 2006). Neste sentido, Azizi; Roberts (2010), por meio de um estudo em rãs, demonstraram que músculos com menores comprimentos de fascículos, se alongados, tendem a gerar maiores resistências à tensão ao entrarem na fase descendente da relação força comprimento, proporcionando maior geração de força e conseqüentemente, maiores alturas de salto na fase de encurtamento.

Em adição, alguns tendões, como o patelar, desempenham o papel adicional de estocagem e liberação de energia durante o CAE, sendo que sua estrutura deve estar projetada para realização destas funções com máxima eficiência (KUBO et al., 1999; KOMI, 2006; MALLIARAS et al., 2013).

Além disso, em atividades em que ocorre o CAE, é necessário que a passagem da fase excêntrica para a concêntrica seja feita de forma rápida, para que a energia elástica seja convertida em energia cinética e não se dissipe na forma de calor (HEGLUND; CAVAGNA, 1987; KOMI, 2006).

Segundo Kurowaka et al. (2003), a interação entre fascículo e estruturas tendíneas tem um papel essencial para geração de potência articular durante a fase do "*push off*" (fase final da impulsão do salto) do CMJ. Assim, tem sido demonstrado que durante a fase de alongamento do CMJ, os componentes contráteis permanecem em isometria, enquanto os elásticos são alongados. Dessa forma, em músculos distais, como da articulação do joelho, o maior estoque de energia elástica ocorre no componente tendíneo (KAWAKAMI et al., 2002; KOMI, 2006), e tendões com maior AST deverão apresentar maior capacidade de armazenamento de energia elástica. Este fato pode explicar a maior influencia da AST-TP, seguido do menor CF, para a altura do salto CMJ. Isso também indica que as atletas com menor CT, com maior AST de tendão e músculos com menor comprimento de fibra apresentarão maior capacidade de geração de força e potência, o que é o caso das atletas de GA. Portanto, parece existir uma relação íntima entre a estrutura musculotendínea e o desempenho esportivo nessa modalidade de ginástica.

3.6 CONCLUSÃO

Este estudo tem como principais conclusões:

- 1) Atletas de GR apresentam maior CF, maior EM do VL e maior CT comparadas às atletas de GA, o que demonstra uma adaptação relacionada à capacidade de produção de força em maiores velocidades de encurtamento;
- 2) Atletas de GA apresentaram maior AP e AST-TP, o que demonstra uma adaptação relacionada à capacidade de produção de força explosiva;
- 3) Foi observado um papel significativo do CF e AST-TP para o desempenho no salto CMJ.

4. CAPÍTULO II

AVALIAÇÃO NEUROMUSCULAR DOS EXTENSORES DO JOELHO EM ATLETAS DE GINÁSTICA RÍTMICA E GINÁSTICA ARTÍSTICA

4.1 INTRODUÇÃO

A prática esportiva produz adaptações no controle neuromuscular, dependentes da carga mecânica de cada modalidade (BENCKE et al., 2002; SIQUEIRA et al., 2002). Em muitos esportes, a realização de gestos motores necessita de uma combinação ideal de produção de força em determinada velocidade de contração (KOMI, 2006; IZQUIERDO et al., 2002; KNEZEVIC; MIRKOV, 2011).

A investigação da função neuromuscular dos membros inferiores baseada em parâmetros de força e potência tem sido foco de diversos estudos, particularmente no que se refere à função dos extensores do joelho, devido ao importante papel na realização de ações motoras, como saltos e corridas (YOUNG, 2006; KNEZEVIC; MIRKOV, 2011).

Dentre os métodos de avaliação da força, a dinamometria isocinética tem sido amplamente utilizada (DE STE CROIX et al., 2003; FRASSON et al., 2007). Por meio desta, é possível avaliar o torque isométrico e isocinético máximos que correspondem à capacidade máxima de produção de força muscular em diferentes ângulos articulares, bem como em diversas amplitudes e velocidades angulares, sendo expressos em Newton.metro (Nm) (ROUSANOGLU et al., 2008; WEBER et al., 2010). Em adição, por meio do torque isométrico é possível avaliar a taxa de produção de força (TPF), que corresponde à inclinação da curva Torque-Tempo ($\Delta\text{Torque}/\Delta\text{Tempo}$) (AAGAARD et al., 2002). Quanto maior a inclinação desta curva, maior a capacidade de produção de força no tempo. Existe uma gama de esportes envolvendo movimentos rápidos, em que o tempo para exercer a força é relativamente curto (50-250 ms), inferior ao tempo necessário para gerar força máxima (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; MCGUIGAN; WINCHESTER, 2008). Dessa

forma, em certos esportes, o incremento da força na fase inicial da contração muscular é fundamental para o desempenho. Por outro lado, também é de grande importância a capacidade de recrutamento do maior número de unidades motoras no tempo, dado que pode ser avaliado por meio da integral do sinal eletromiográfico (iEMG). Neste sentido, a literatura reporta a existência de um paralelismo entre comportamento do drive neural e a especificidade de treinamento, em que os dados de TPF e IEMG fornecem importantes informações sobre esta relação, principalmente em esportes caracterizados por movimentos com grande geração de potência muscular (AAGARD et al., 2002).

A dinamometria isocinética também possibilita avaliar o trabalho total e a potência mecânica (DE STE CROIX et al., 2003; AQUINO et al., 2007). O trabalho (W) pode ser determinado pela área abaixo da curva de torque por posição angular, ou seja, é a força total desenvolvida ao longo do tempo em que essa força foi exercida, sendo expresso em Joules. Já a capacidade muscular de gerar trabalho em um dado tempo é definida como potência muscular (P). A potência muscular também pode ser entendida como a velocidade na qual se consegue aplicar uma forma máxima gerada por um músculo ou grupo muscular para gerar um dado movimento, e é expressa em Watts. Siqueira et al. (2002) compararam o W e a P dos extensores e flexores do joelho em 60°/s e 240°/s entre saltadores e corredores de longa distância. Os autores encontraram uma semelhança entre os grupos para os extensores do joelho, fato não evidenciado para os flexores.

Embora ações isocinéticas não sejam comuns em movimentos cotidianos, os parâmetros avaliados (torque, W e P) fornecem informações sobre estratégias de controle neuromotor que apresentam um importante significado para diversas ações esportivas, como saltos, corridas, arremessos, entre outros (DE STE CROIX et al., 2003; FRASSON et al., 2007).

Dentre a gama de esportes que envolvem ações motoras que exigem máxima precisão de movimentos, a Ginástica Rítmica (GR) e a Ginástica Artística (GA) são modalidades com diferentes habilidades mecânicas, porém com grande complexidade de execução. A GR é composta por uma sequência de exercícios corporais aliados à manipulação de aparelhos portáteis, que incluem movimentos que exigem uma alta velocidade de contração contínua dos membros inferiores (DOUDA et al., 2007; INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013a). Já na GA, os exercícios são constituídos por movimentos acrobáticos caracterizados

por sustentação do peso corporal, mudanças de direções e rotações do corpo no ar, que exigem uma grande produção de força e potência (NUNOMURA et al., 2009; INTERNATIONAL FEDERATION OF GYMNASTIC, 2013b).

Neste sentido, os diferentes padrões de movimento entre GR e GA devem determinar específicas características neuromusculares. Entretanto, não são conhecidos estudos que compararam parâmetros neuromecânicos dos membros inferiores entre atletas de GR e de GA.

Dessa forma, este estudo teve como objetivo avaliar e comparar as propriedades neuromusculares dos extensores do joelho entre atletas de GR e GA.

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Participantes

A amostra foi selecionada de forma intencional, constituída por 18 atletas, sendo oito de GR e 10 de GA, todas federadas, participantes de competições nacionais e internacionais. Em relação ao tempo e volume de treinamento, apresentavam, em média, oito anos de prática no esporte, com frequência mínima de treino de seis vezes por semana, seis horas diárias.

Dentre as participantes, duas são atualmente integrantes da Seleção Brasileira de Ginástica Artística e uma da Seleção Brasileira de Ginástica Rítmica.

A tabela 1 apresenta as variáveis que compõem a rotina de treinamento de ambas as modalidades, bem como o volume semanal de cada uma.

Tabela 1. Volume semanal das variáveis componentes do treinamento em ambas as modalidades de ginástica.

Valências	Modalidades	Min/sem	%/sem
Aquecimento	GA	180	9,5
	GR	90	4,2
Força	GA	180	9,5
	GR	90	4,2
Flexibilidade	GA	90	4,8
	GR	270	12,7
Ballet	GA	180	9,5
	GR	240	11,3
Musculação	GA	180	9,5
	GR	0,0	0,0
Específico	GA	1080	57,1
	GR	1440	67,6

Todas as atletas foram recrutadas em um clube da cidade de Porto Alegre, sob a autorização dos técnicos e da Federação Riograndense de Ginástica. Previamente aos testes, as meninas e responsáveis legais leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido em que foram informados de todos os procedimentos realizados. Foram excluídas do estudo as meninas que haviam sofrido alguma lesão que interferisse ou impossibilitasse a execução das avaliações. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, sob número 241.518.

4.2.2 Avaliação Antropométrica

A massa corporal foi mensurada por meio de balança antropométrica (marca Filizola, São Paulo; Brasil, precisão de 100g), e a estatura medida por meio de um estadiômetro, com precisão de 5 mm, acoplado à balança. O Índice de Massa Corporal (IMC) foi calculado por meio do coeficiente entre massa corporal e a estatura ao quadrado, e expresso em Kg/m^2 . Um compasso da marca Cescorf (São Paulo, Brasil), com precisão de medida equivalente a 0,01 mm, foi utilizado para a obtenção das medidas de espessura das oito dobras cutâneas (bíceps, tríceps, subescapular, crista ilíaca, supra-ilíaca, abdominal, coxa e panturrilha). O cálculo do percentual de gordura para as atletas até 17 anos foi feito a partir das equações propostas por Slaughter et al. (1988) e para as acima dessa idade, por meio da

fórmula proposta por Jackson et al. (1980). Todas as avaliações citadas seguiram as normas da *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK) e foram realizadas por uma antropometrista com registro internacional nível 1 (HUME; MARFELL-JONES, 2008).

4.2.3 Estágio Maturacional

Para determinação do estágio maturacional foram utilizados critérios descritos por Tanner, mediante procedimento de auto-avaliação (MATSUDO; MATSUDO, 1991; ULBRICH et al., 2007). Em uma sala reservada, foram apresentados às participantes desenhos dos diferentes estágios de desenvolvimento para as duas características sexuais secundárias femininas (desenvolvimento das mamas e presença de pelos pubianos). A partir da análise dos desenhos, cada menina indicou na folha as suas características físicas que foram utilizadas para determinar o estágio maturacional. Este procedimento foi devidamente realizado pela pesquisadora do estudo.

4.2.4 Dominância de Membro Inferior

Para a identificação da preferência podal, todas as meninas responderam as questões do inventário de Waterloo, que é um teste validado para determinação do membro inferior dominante o qual foi utilizado nas avaliações (ELIAS et al., 1998).

4.2.5 Variáveis Biomecânicas e equipamentos

Para a análise do torque dos extensores do joelho foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex Medical System, Shirley – Nova Iorque, EUA). Já os sinais eletromiográficos dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) foram coletados por meio de um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá), e pares de eletrodos de superfície passivos (Ag/AgCl, Meditrace-100, diâmetro de dois centímetros, Kendall, Canadá). O sistema Dataq (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA) foi utilizado para a aquisição de dados.

Procedimentos de coleta da contração voluntária máxima isométrica (CVMi)

As ginastas foram posicionadas sentadas na cadeira do dinamômetro isocinético, com o quadril flexionado a 90°. O eixo de rotação articular do joelho foi alinhado com eixo de rotação do dinamômetro. Após, as atletas foram fixadas ao

dinamômetro por faixas de velcro que cruzavam na altura do peito, abdome, coxa, e tornozelo (AAGAARD et al., 2002). Finalizado o posicionamento, um aquecimento articular foi realizado por meio de duas séries de 20 repetições de contrações isocinéticas submáximas a uma velocidade de 180°/s.

Inicialmente, as ginastas realizaram um protocolo de familiarização composta por duas contrações submáximas no ângulo de 70° de extensão do joelho. Em seguida, era realizado o protocolo de teste constituído por três CVMi, no mesmo ângulo da familiarização, durante cinco segundos (AAGAARD et al., 2002; ARAMPATZIS et al., 2004). As meninas foram instruídas a produzir força máxima o mais rápido possível até atingir a sua capacidade máxima e manter este esforço máximo durante pelo menos um segundo antes de relaxar. Herzog; Ter Keurs (1988) propõem esse procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permaneçam em comprimento constante durante a medida de força produzida pelos músculos. O *feedback* da performance não foi fornecido a fim de evitar que as tentativas posteriores fossem influenciadas pelo conhecimento da performance das primeiras (GALVÃO, 2007; GOULART, 2010). O teste sempre foi repetido caso fossem verificadas as seguintes situações: (1) quando a contração não foi sustentada durante o período determinado; (2) quando algum tipo de contramovimento inicial foi identificado; (3) quando houve uma diferença acima de 10% no valor de torque entre as contrações (HERZOG; TER KEURS, 1988; AAGAARD et al., 2002). Um intervalo de dois minutos foi fornecido entre as contrações para evitar possíveis efeitos de fadiga.

Procedimento para coleta do sinal eletromiográfico

Concomitante à execução da CVMi, foram obtidos os sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM, RF e BF. Um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá) foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG por meio de pares de eletrodos de superfície passivos (Ag/AgCl, Meditrace, Kendall, Canadá) em configuração bipolar diferencial.

Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pelos e pela limpeza da pele, com algodão embebido em álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade no local do posicionamento dos eletrodos.

A seguir, os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, distantes 2 cm um do outro. Para o RF, os dois eletrodos foram posicionados a 50% na linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a parte superior da patela; para o VL, os eletrodos foram posicionados aproximadamente 2/3 sobre a linha formada entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda lateral da patela; para o VM, os eletrodos foram colocados a 80% sobre a linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda anterior do ligamento colateral medial; e para o BF foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia (SENIAM, 1999). Um eletrodo de referência foi colocado sobre a superfície anterior da tíbia.

Os sinais EMG foram adquiridos com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital DI-720 (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA), e armazenados em um computador para posterior análise.

Procedimentos de coleta da contração voluntária máxima isocinética (CVMisoc)

Após o protocolo de CVMi, era realizado um período de descanso de cinco minutos. Em seguida, era iniciado o protocolo isocinético em três distintas velocidades (CVMisoc): 1) 60°/s; 2) 120°/s; 3) 180°/s, de maneira randomizada. Na seleção de cada velocidade, as ginastas realizavam cinco contrações submáximas concêntricas de extensão e flexão do joelho na função “Trial Reps” do dinamômetro, como forma de familiarização, e, em seguida, iniciava-se o teste máximo, também composto por cinco contrações isocinéticas máximas de extensão e flexão do joelho, em uma amplitude angular de 70° (20° = limite superior; 90° = limite inferior; 0° = extensão completa).

Torque máximo isométrico e Taxa de Produção de Força (TPF)

Dentre as três contrações isométricas, a de maior torque foi selecionada. Em seguida esta curva de torque foi utilizada para a análise da TPF que foi analisada pela razão entre a variação do torque em relação ao tempo ($\Delta\text{Torque}/\Delta\text{Tempo}$) em janelas de 0-15, 0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250, 0-300 milissegundos (ms) (figura 7). O início do torque foi estabelecido a partir de 2,5% em relação ao pico de torque durante a CVMi (AAGAARD et al., 2002).

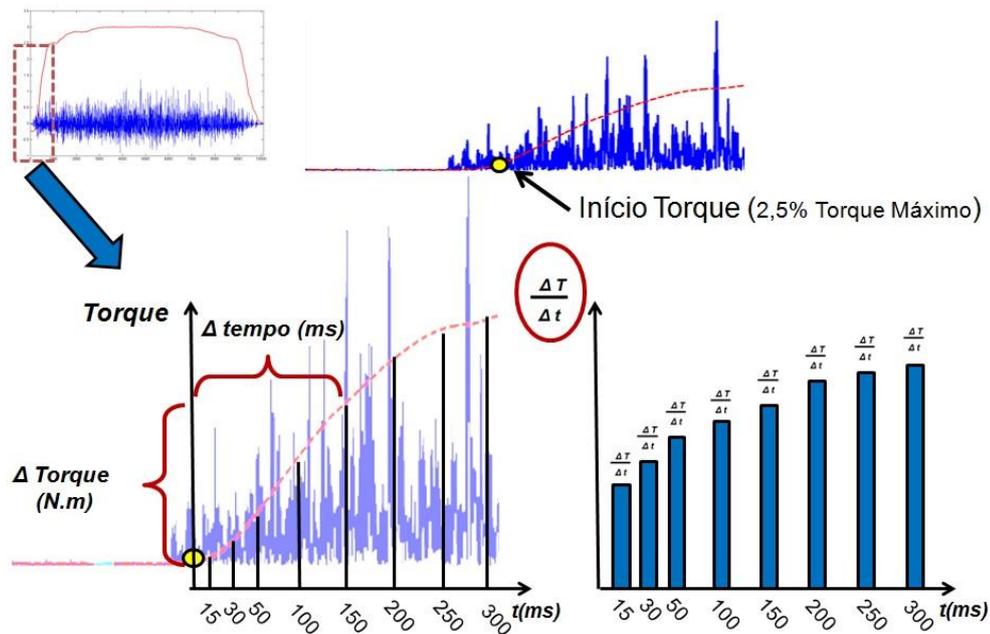


Figura 7. Desenho esquemático da metodologia de análise da taxa de produção de força (TPF).

Torque máximo isocinético, Potência (P) e Trabalho mecânico (W)

Dentre as três CVMisoc, em cada velocidade, foi selecionada a curva de maior torque e desta foram calculados a P e o W máximos obtidos do dinamômetro isocinético.

Normalização dos dados de torque, W e P

A relação entre o pico de torque, W e P com a massa corporal total foi avaliada. A correlação encontrada foi acima de 0.7, o que suporta a utilização da massa corporal total como variável de normalização. Após a normalização, verificou-se novamente a correlação entre as variáveis já normalizadas com suas variáveis de normalização (ex. Pico de torque/Massa total, com Massa total), e verificou-se que as correlações não eram significativas ($p > 0.05$). Assim, a normalização padrão demonstrou-se efetiva e foi utilizada para normalizar os dados de torque, W e P (JARIC, 2002; CUNHA et al., 2011).

Processamento do torque

Para a análise do torque foi utilizado um filtro passa-baixa de 15 Hz, a fim de eliminar ruídos de alta frequência.

Processamento da integral do sinal eletromiográfico (iEMG)

Para a correção do “offset” do sinal EMG, foi realizado o ajuste da linha de base. Em seguida, um filtro passa-banda com frequências de corte entre 20 Hz e 500 Hz foi utilizado. O valor de integral (mV) das musculaturas foram calculados durante a CVMi, por meio de uma janela móvel de 1ms, avaliado de zero ms (início da atividade elétrica) à 300 ms (CORREA; MIL-HOMENS, 2000). O valor integral da atividade elétrica foi calculado de 25 ms a 300 ms em passos de 25 ms. O início da ativação muscular foi determinado automaticamente e foi estabelecido quando o sinal EMG assumia valores superiores a três vezes o desvio padrão da média do sinal EMG referente à linha de base.

Normalização da integral do sinal eletromiográfico (niEMG)

O valor da integral de todos os músculos, em todos os tempos avaliados, foi normalizada pelo valor iEMG obtido no pico de torque de cada ginasta (iEMG / iEMG Max) (CORREIA; MIL-HOMENS, 2000).

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os testes de Shapiro-wilk e Levene foram utilizados na verificação da normalidade e homogeneidade dos dados. Uma *Anova Two-Way*, com *post-hoc* de Bonferroni, foi utilizada para verificar a existência de diferenças entre os grupos para as variáveis TPF e niEMG. O teste T independente foi utilizado para comparação das variáveis antropométricas, pico de torque isométrico, pico de torque isocinético nas três velocidades, W, P, TPF e niEMG em cada tempo avaliado. O nível de significância adotado foi $\alpha = 0,05$.

4.4 RESULTADOS

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para a variável idade, massa corporal e % gordura ($p=0,88$; $p=0,32$; $p=0,30$; respectivamente). A estatura foi significativamente maior no grupo GR ($p=0,01$). A Tabela 2 apresenta a média de idade, os valores das medidas antropométricas, bem como o estágio maturacional da amostra. Para a preferência podal, 95% da amostra declarou o membro direito como dominante.

Tabela 2. Características Antropométricas e Maturacionais da Amostra.

	GR (n=8)	GA (n=10)	p
Idade (anos)	15,1±2,36	14,9±3,73	ns
MCT (kg)	48,3±3,74	45,6±6,99	ns
EST (cm)	160,0±0,05	151,0±0,04*	0,01
IMC (kg/m ²)	18,9±2,04	19,4±0,82	ns
GC (%)	17,1±2,83	15,3±4,40	ns
Maturação	Pós-Púbere	Pós-Púbere	-

GA: Ginastas Artísticas; GR: Ginastas Rítmicas; MC: Massa Corporal Total; EST: Estatura; IMC: Índice de Massa Corporal; GC: Gordura Corporal; *Valores de estatura significativamente superiores aos do grupo GA; ns: não significativo.

As figuras 8A e 8B apresentam os resultados de pico de torque isométrico máximo de extensão do joelho (ângulo de 70° de flexão do joelho) e TPF. O grupo GA apresentou maior valor de pico de torque, comparado ao grupo GR ($p<0,01$). O mesmo comportamento foi observado para a TPF para a GA quando comparada à GR ($p<0,05$).

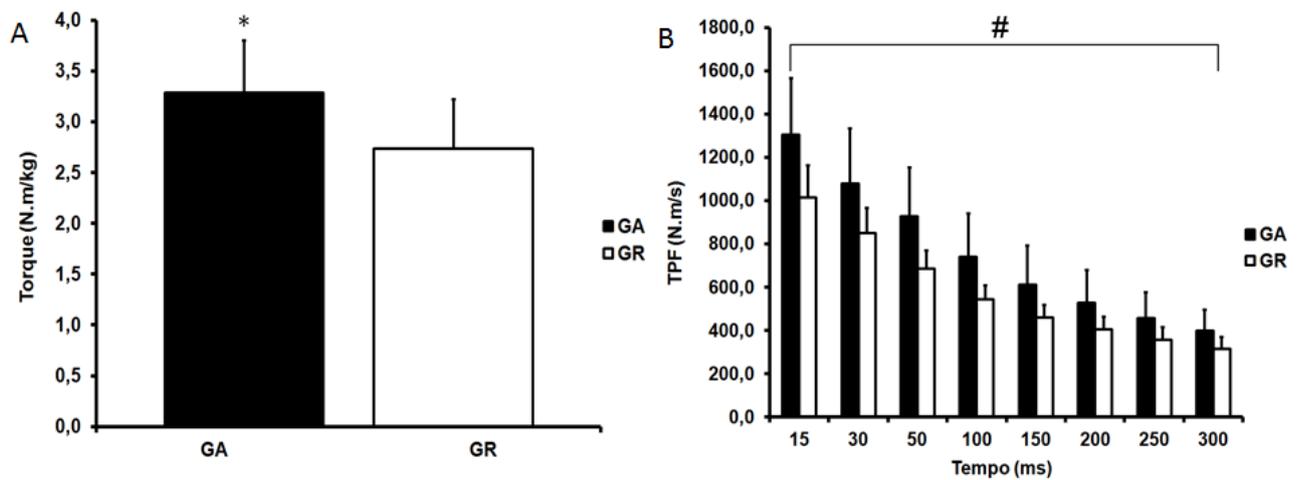


Figura 8. A) Comparação do pico de torque isométrico máximo de extensão do joelho no ângulo de 70° de flexão (Média ± DP) entre atletas de Ginástica Artística (GA) e Ginástica Rítmica (GR), * $p < 0,001$. **B)** Comparação da taxa de produção de força (TPF) de 15 a 300 ms (Média ± DP), entre atletas de GA e GR, # $p < 0,005$.

Em relação à niEMG, foi possível observar diferentes comportamentos entre os músculos nas comparações entre os grupos. A niEMG do BF foi significativamente maior no grupo GA a partir de 200ms ($p < 0,05$). A niEMG do RF foi significativamente maior nas atletas de GA, em todos os tempos analisados ($p < 0,05$). De maneira semelhante, a niEMG do VL foi significativamente maior na GA, a partir de 50ms ($p < 0,05$). Já em relação à niEMG do VM, não foram observadas diferenças entre os grupos, em nenhum dos tempos avaliados ($p > 0,05$), conforme figura 9.

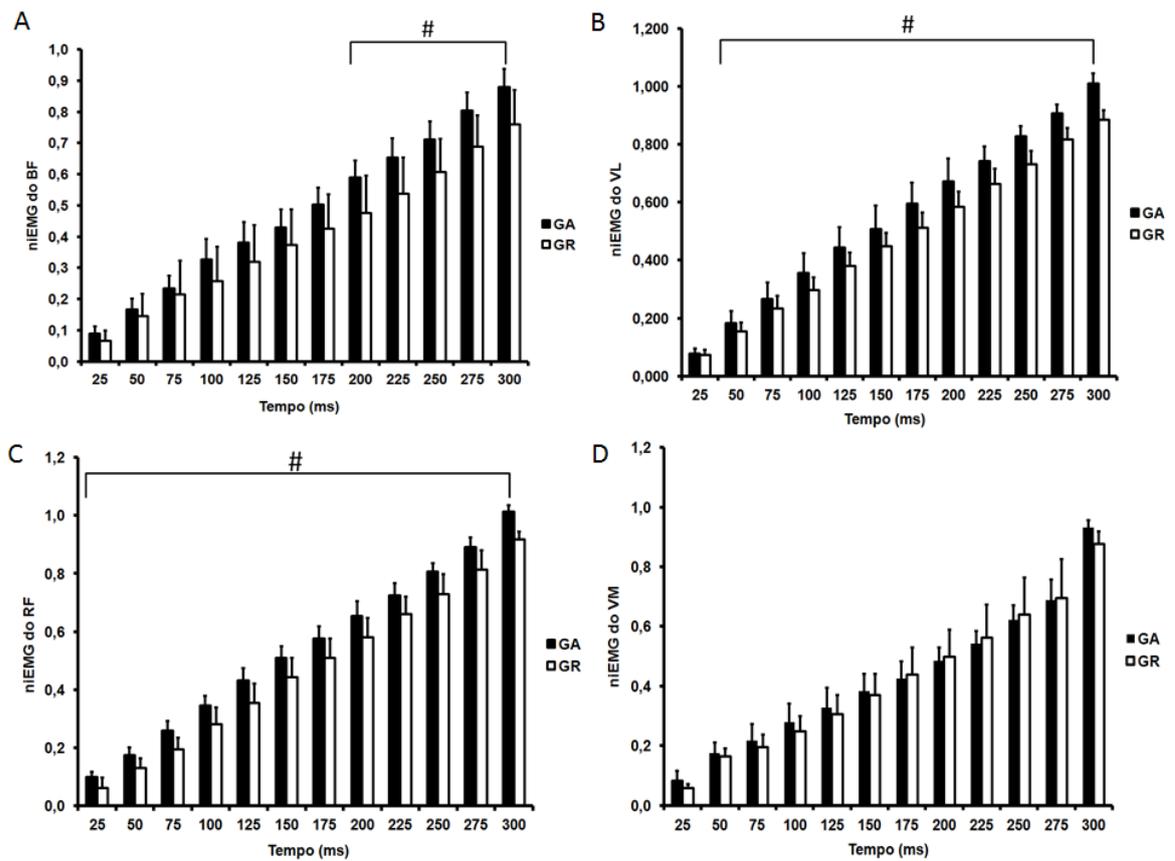


Figura 9. Comparação da integral do sinal eletromiográfico normalizada (niEMG) entre atletas de GA e atletas de GR (Média \pm EP). **A)** Bíceps Femoral (BF); **B)** Vasto Lateral (VL); **C)** Reto Femoral (RF); **D)** Vasto Medial (VM). # $p < 0,05$.

O pico de torque isocinético máximo de extensão do joelho foi maior no grupo GA, nas três velocidades avaliadas ($p < 0,01$). O mesmo comportamento foi evidenciado para o W ($p < 0,05$) e P ($p < 0,05$), conforme demonstrado na figura 10.

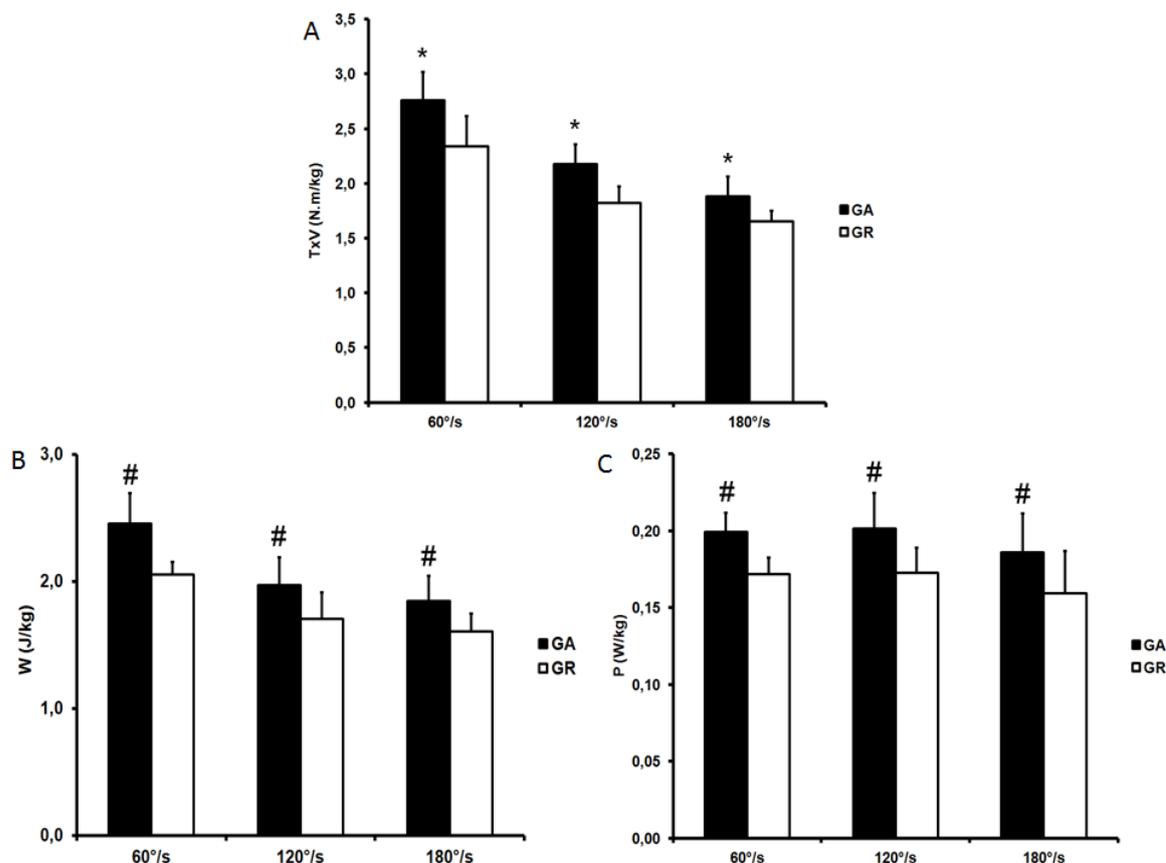


Figura 10. **A)** Comparação do pico de torque isocinético máximo normalizado (Nm/kg), nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR. **B)** Comparação do trabalho mecânico normalizado (j/kg) nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR. **C)** Comparação da potência máxima normalizada (w/kg) nas velocidades de 60°/s, 120°/s e 180°/s, entre atletas de GA e atletas de GR. * $p < 0,01$; # $p < 0,05$.

4.5 DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar e comparar parâmetros neuromusculares entre atletas de GA e atletas de GR. Os resultados demonstraram diferentes comportamentos entre os dois grupos de ginástica. A magnitude destas respostas será discutida nos tópicos a seguir.

Torque isométrico máximo e TPF

Os dados do presente estudo demonstraram um maior pico de torque isométrico (16,7%) de extensão do joelho nas atletas de GA, comparadas às atletas de GR. Estes resultados podem estar associados às diferentes demandas mecânicas entre as duas modalidades. A GA é caracterizada por exercícios de grande complexidade técnica que exigem produção de força muscular, a qual deve ser explorada em suas diversas manifestações (principalmente isométrica e

explosiva). Elliot; Mester *apud* Nunomura et al. (2009) afirmam que o treinamento de força adequado para GA deve ser realizado com cargas adicionais e não somente por movimentos específicos da modalidade ou com o próprio peso do atleta. De maneira contrária, o treinamento da GR enfoca o desenvolvimento da amplitude de movimento e força de resistência, em que são utilizadas cargas baixas ou até mesmo o peso da própria atleta na preparação física (LAFFRANCHI, 2001). Desta forma, atletas de GA, realizam exercícios físicos que enfocam a produção máxima de força, podendo justificar a maior capacidade de produção de torque nesse grupo, em comparação às atletas de GR.

Além disso, foi possível observar que atletas de GA, quando comparadas às de GR, apresentam maiores TPF em todos os tempos avaliados (25ms - 300ms). Estes resultados são de grande importância principalmente para execução de movimentos rápidos e com grande potência muscular em que o padrão do aumento da força no início da contração é fundamental para o desempenho (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; MCGUIGAN; WINCHESTER, 2008). Exercícios de saltos na GA, por exemplo, devem ser realizados com máxima altura e chegada precisa ao solo, necessitando de uma resposta rápida muscular, sincronizada com uma grande produção de força. Ao contrário da GA, a GR necessita maior graciosidade e amplitude de movimento, sem a necessidade de gerar movimentos de grande força muscular. Assim, sugere-se que, semelhante ao observado para o torque, atletas de GA apresentam também maior TPF comparadas às atletas de GR em função da adaptação funcional específica da modalidade.

Integral do sinal Eletromiográfico

Concomitante ao aumento da TPF foi avaliado o valor da integral do sinal EMG, o qual apresentou distintos comportamentos entre as musculaturas avaliadas. As atletas de GA apresentaram maiores valores niEMG do BF a partir de 200ms. Sabe-se que a coativação muscular é influenciada por diversos fatores, dentre eles a quantidade de esforço e o nível de treinamento (BASSA et al., 2002). Além disso, a coativação pode ser uma importante estratégia de controle motor para promover a estabilidade articular em ações fortes e rápidas (BARATTA et al. *apud* AAGAARD et al., 2000; KOMI, 2006). Dessa forma, é possível que os maiores valores de niEMG do BF estejam relacionados ao papel protetor de estabilidade articular em movimentos complexos da GA.

A niEMG do RF foi maior no grupo GA em todos os tempos avaliados, enquanto a niEMG do VL foi maior neste grupo a partir de 50ms. Estes resultados podem estar associados ao importante papel destes músculos na geração de potência em exercícios como saltos e corridas. Salvenberg; Meijer (2003) reportam que músculos biarticulares têm responsabilidade na transmissão e direcionamento da força externa articular durante um movimento, enquanto músculos monoarticulares produzem a força necessária para a ação motora. Zajac *apud* Enoka (2000) sugere que músculos monoarticulares produzem a energia propulsiva para um salto vertical, enquanto músculos biarticulares refinam a coordenação. Assim, a maior ativação do RF e do VL pode ser fundamental para um maior ganho de potência e produção de força máxima.

Em contrapartida, niEMG do VM não apresentou diferenças entre os grupos. Tem sido demonstrado o importante papel do VM para a estabilização patelar, principalmente em atividades que envolvem a extensão máxima articular, fator importante em ambas às modalidades de ginástica (MELLOR; HODGES, 2006). A literatura reporta que a fraqueza ou o déficit de ativação do VM em ações de extensão estão relacionados à presença de tendinopatias na articulação do joelho, as quais são frequentes em atletas de ginástica (NUNOMURA, 2002; ZETARUK et al., 2006). Portanto, a semelhança da ativação do músculo VM entre as duas modalidades sugere que ambas estão realizando um treinamento adequado e que, aparentemente, não parece existir um déficit de ativação nessa musculatura. Entretanto, uma avaliação bilateral necessitaria ser realizada a fim de avaliar possíveis déficits entre os membros dominante e não dominante, o que poderia gerar possíveis riscos para o desenvolvimento de tendinopatias em casos da existência de desequilíbrios bilaterais.

Torque isocinético Máximo, Trabalho Total e Potência

As atletas de GA do presente estudo apresentaram maiores valores de pico de torque isocinético, trabalho mecânico e potência, nas três velocidades avaliadas, comparadas às atletas de GR. Em contrapartida, devido a GR ser caracterizada por movimentos rápidos e contínuos dos membros inferiores, era esperado maior valor para esse grupo na velocidade 180°/s. Entretanto, a literatura ressalta que a velocidade de 180°/s não pode ser considerada uma velocidade rápida, mas sim intermediária (BALZPOULOS; BRODIE, 1989). Além disso, os protocolos

isocinéticos do presente estudo foram realizados em uma amplitude de 70° para todas as ginastas. Assim, a diferença nos valores isocinéticos pode estar associada a distintas características morfológicas musculares entre os dois grupos. De acordo com a relação clássica de força x velocidade, músculos com arquiteturas direcionadas para produção de força apresentam maior capacidade de produção de torque em velocidades mais lentas (LIEBER; FRIDEN, 2000; NARICI; MAGANARIS, 2006). Em adição, Lieber; Friden (2001) ressaltam que músculos com menores comprimentos apresentam maior capacidade de produção de torque em movimentos realizados em um pequeno braço de momento na articulação em ação. Dessa forma, é possível que as atletas de GR apresentem músculos com fascículos mais longos, sendo necessário um maior alongamento da musculatura durante a contração para se atingir o comprimento ótimo de produção de força, ao contrário das atletas de GA.

4.6 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que: 1) atletas de GA apresentam maior pico de torque isométrico e maior taxa de produção de força, comparadas às atletas de GR; 2) atletas de GA demonstram maiores valores de niEMG dos músculos RF e do VL a partir de 100ms, comparadas às atletas de GR; 3) atletas de GA apresentaram maior valor de niEMG do BF, em todos os tempos avaliados, comparadas às atletas de GR; 3) atletas de GA apresentam maior pico de torque isocinético, W e P, comparadas às atletas de GR.

Estes resultados demonstram diferentes respostas adaptativas, que determinam distintas características neuromusculares entre as duas modalidades de ginástica que estão diretamente relacionadas com as demandas mecânicas e funcionais para o correto desempenho esportivo de cada modalidade.

5. DISCUSSÃO

A presente dissertação teve como objetivos investigar parâmetros morfológicos e neurofuncionais da articulação do joelho entre atletas de GR e atletas de GA. A partir dos resultados foi possível identificar distintos comportamentos que estão relacionados à demanda funcional de cada modalidade.

Atletas de GR apresentaram fascículos mais longos, bem como maior EM do músculo VL. Este resultado é semelhante ao encontrado por Kanehisa et al. (2003) em um grupo de nadadores de elite, no qual ambas as modalidades (GR e natação) são caracterizadas por movimentos rápidos e cíclicos dos membros inferiores, exigindo grande capacidade da musculatura em contrair-se em maior velocidade e amplitude de movimento. Além disso, foi demonstrado que o tendão patelar também apresenta características que estão relacionadas à adaptação muscular, visto que um tendão mais comprido nas atletas de GR pode ser necessário para a execução dos movimentos em altas velocidades de contração (KIRKENDALL; GARRETT, 1997; KOMI, 2006; MALLIARAS et al., 2013) e em grandes amplitudes de movimento articular.

Por outro lado, atletas de GA apresentaram uma morfologia muscular e tendínea característica de modalidades que enfocam grande capacidade de produção de força e potência muscular em suas atividades de treinamento e de competição, demonstrado pelo menor CF e maior AP do VL, bem como pela maior AST-TP (FUKUNAGA et al., 1997; O'BRIEN et al., 1997; KANEHISA et al., 2003; KOMI, 2006; KJAER et al., 2009). A GA caracteriza-se por movimentos que envolvem acrobacias, com rotações do corpo no ar e aterrissagens precisas ao solo. De acordo com a literatura, as aterrissagens do salto são os movimentos mais relacionados à prevalência de lesões em ginastas, devido a fatores como chegada imprecisa ao solo, ou por uma incapacidade da articulação de suportar a sobrecarga imposta durante o movimento (NUNOMURA, 2002; NUNOMURA et al., 2009).

Assim, a estrutura muscular e tendínea devem ser capazes de suportar a demanda mecânica, sendo que suas características morfológicas estão diretamente relacionadas ao desempenho esportivo (KUMAGAI et al., 2000; ABE et al., 2001; KANEHISA et al., 2003). Este estudo demonstrou uma contribuição significativa do menor CF e da AST-TP para o desempenho no salto vertical CMJ, o que corrobora com estudos da literatura que ressaltam que a morfologia musculotendínea e articular, mas em especial a tendínea, tem papel fundamental para a eficiência de

gestos motores que envolvem a utilização do CAE (KUBO et al., 1999; KOMI, 2006; MALLIARAS et al., 2013).

Evidenciadas as diferenças morfológicas musculares e tendíneas entre atletas de GR e atletas de GA apresentadas no capítulo I, surgiu uma segunda questão: existem diferenças na capacidade de produção de força, bem como na capacidade de ativação muscular entre atletas de GR e atletas de GA? Qual é a magnitude destas diferenças?

O segundo capítulo da presente dissertação buscou responder as questões acima, em que a dinamometria isocinética e a EMG foram utilizadas para investigar diferenças neurofuncionais entre os dois grupos de ginástica. Foram evidenciados distintos comportamentos na capacidade de geração de força dos extensores do joelho, bem como na ativação muscular.

Atletas de GA apresentaram maior produção de torque isométrico e isocinético, bem como maior TPF, W e P comparadas às atletas de GR. Como seria de se esperar com base no princípio da especificidade do treinamento desportivo, modalidades que enfocam a produção de força máxima e potência muscular apresentam maior capacidade de produção de força, comparadas a outras modalidades (BENCKE et al., 2002; SIQUEIRA et al., 2002). Da mesma forma, a maior TPF é fundamental para o desempenho em atividades de potência, como saltos e corridas (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; MCGUIGAN; WINCHESTER, 2008; AAGAARD et al., 2000). Portanto, os valores mais elevados de torque isométrico e isocinético, bem como maior TPF, W e P são resultado direto das demandas funcionais a que estão submetidas às atletas de GA.

De maneira semelhante, a capacidade de ativação das fibras musculares também se mostrou diferente entre GA e GR, resultado observado por meio dos valores de integral EMG do RF e VL (a partir de 50ms), o que demonstra maior capacidade de produção de torque e ativação muscular no tempo para o grupo GA. A literatura tem demonstrado que a avaliação da TPF, bem como da iEMG é importante na investigação da capacidade de geração de força de maneira muito rápida, sendo importante avaliar essas variáveis em modalidades esportivas caracterizadas por movimentos de potência muscular (ANDERSEN; AAGAARD, 2006).

O fato de a iEMG do músculo VM não apresentar diferenças entre os grupos parece estar relacionado a um treinamento adequado desta musculatura, devido ao

importante papel do VM na estabilidade articular em ambas as modalidades. Além disso, a niEMG do BF foi maior nas atletas de GA a partir de 200ms, resultado que pode estar associado ao papel protetor dessa musculatura no sentido de fornecer estabilidade articular principalmente em ações motoras rápidas e complexas (BASSA et al., 2002; KOMI, 2006). Essa estabilização articular fornecida pelos flexores do joelho é crucial principalmente em exercícios que exigem aterrissagens e que determinam uma grande translação anterior da tíbia, pois esse movimento é o principal causador de sobrecarga mecânica excessiva sobre o ligamento cruzado anterior. Portanto, músculos flexores do joelho fortes são fundamentais para atletas de GA.

Dessa forma, as demandas funcionais de treinamento e competição de uma modalidade esportiva determinam respostas adaptativas distintas em relação à magnitude e frequência dos estímulos mecânicos externos, de modo a adaptar a estrutura (fatores morfológicos) e função (fatores neuromecânicos) para o desempenho esportivo desejado, conforme foi evidenciado na presente dissertação nas comparações entre atletas de GA e atletas de GR.

6. CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho demonstram que: (1) atletas de GR apresentaram maior CF e EM, bem como menor AP do VL, enquanto atletas de GA apresentaram um comportamento oposto ao das atletas de GR para a arquitetura muscular; (2) atletas de GR apresentaram maior CT, enquanto atletas de GA demonstraram maior AST-TP; (3) foi observada uma correlação negativa significativa entre CF e AST-TP em ambos os grupos; (4) foi observado um papel significativo do CF e AST-TP para o desempenho no salto CMJ; (5) atletas de GA apresentaram maior pico de torque isométrico e maior TPF de 15 a 300ms, comparadas às atletas de GA; (6) atletas de GA demonstram maiores valores de niEMG dos músculos RF e do VL (VL a partir de 50ms), comparadas às atletas de GR; (7) A niEMG do VM não apresentou diferenças entre os dois grupos de ginástica; (8) atletas de GA apresentaram maior valor de niEMG do BF, em todos os tempos avaliados, comparadas às atletas de GR; (8) atletas de GA apresentaram maior pico de torque isocinético, W e P, comparadas às atletas de GR.

Estes resultados estão de acordo com as demandas funcionais determinadas pelo treinamento e atividades competitivas de cada modalidade. Além disso, esses resultados podem auxiliar treinadores e técnicos de ginástica na prescrição do treinamento em cada uma das modalidades, uma vez que nosso estudo parece ser um dos primeiros a avaliar de forma sistemática essa plasticidade neuromuscular e esquelética na área da ginástica. O conhecimento sobre a influência da morfologia musculotendínea, bem como sobre a capacidade de geração de força e ativação muscular para o desempenho na ginástica é de grande importância para a organização do treinamento dessas atletas. Nossas evidências, portanto, também servem de base para esses profissionais melhor entenderem os processos adaptativos do sistema de movimento dessas ginastas, e fornecem dados normativos para atletas saudáveis e de nível competitivo em cada modalidade de ginástica. Dessa forma, sugere-se a inserção de exercícios específicos que visem melhorar a capacidade de produção de força das atletas dentro da especificidade observada em cada modalidade, sendo que exercícios rápidos, repetitivos, de longa duração e em grandes amplitudes de movimento articular parecem constituir a base do treinamento da GR, enquanto exercícios de força, potência, com uma elevada TPF e rápida ativação elétrica parecem constituir a base dos exercícios da GA.

7. DIREÇÕES FUTURAS

O principal objetivo deste estudo foi obter informações relevantes em relação às características morfológicas e funcionais que possibilitem subsidiar programas de treinamento de GR e GA. No entanto, informações adicionais podem ser obtidas a partir da identificação das propriedades mecânicas do tendão, como a relação *stress-strain*, que possibilita entender o processo adaptativo dos componentes elásticos musculares, e que pode ter implicações para dados como potência muscular, energia absorvida e rigidez tendínea, os quais são fundamentais para o desempenho esportivo. Portanto, um olhar mais aprofundado sobre as propriedades mecânicas tendíneas é fundamental a fim de que se possa dar mais um passo na compreensão da plasticidade tendínea do tendão patelar nas atletas de ginástica.

Além disso, o presente estudo avaliou somente o Vasto Lateral, devido a sua facilidade de análise e também pela grande quantidade de referências sobre este músculo na literatura. Entretanto, a avaliação da arquitetura dos outros músculos do quadríceps, bem como do grupo antagonista, como o bíceps femoral, também é de grande importância para o entendimento das adaptações musculares que ocorrem na articulação do joelho em decorrência do treinamento.

Por fim, por meio de contrações voluntárias isocinéticas concêntricas e excêntricas, é possível identificar desequilíbrios na relação agonista-antagonista, bem como déficits contralaterais que podem estar relacionados à ocorrência de lesões em atletas de ginástica.

Estas informações proporcionarão uma ampla abordagem sobre as adaptações geradas entre as duas modalidades, auxiliando na prescrição do treinamento, e também na prevenção de lesões, e constituem as direções futuras do presente estudo.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aagaard, P.; et al. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. **Scand. J. Med. Sci. Sports** v. 10, n. 1, p. 58-67, 2000.

Aagaard, P.; et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance. **J. Appl. Physiol.** v. 93, n.1, p. 1318-1326, 2002.

Abe, T.; et al. Fascicle Length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 32, n. 6, p. 1125-1129, 2000.

Abe; et al. Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. **J. Physiol. Anthropol.**, v. 20, n. 2, p. 141-147, 2001.

Abellaneda, S.; et al. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. **J Appl Physiol.** v. 106, n.1, p. 169-177, 2009.

Alegre, L.M.; et al. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. **J. Sports Sci.** v. 24, n. 5, p. 501-508, 2006.

Andersen, L.L; Aagaard, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **Eur J Appl Physiol.** v. 96, n. 1, p. 46-52, 2006.

Aquino, C.F.; et al. A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. **R. Bras. Ci e Mov.** v. 151, n.1, p. 93-100, 2007.

Arampatzis, A.; et al. Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. **Clin Biomech.** v. 19, n.3, p. 277-283, 2004.

Azizi, E.; Roberts, T.J. Muscle performance during frog jumping: influence of elasticity on muscle operating lengths. **Proc. R. Soc. B.** (2010) doi:10.1098/rspb.2009.2051.

Baltzopoulos, V.; Brodie, D.A. Isokinetic Dynamometry. **Sport Med.** v. 8, n. 2, p. 101-116, 1989.

Bassa, H.; et al. Coactivation of knee muscles during isokinetic concentric and eccentric knee extensions and flexions in prepubertal gymnasts. **Isokinet. Exerc. Sci.** v. 10, n. 1, p. 137-144, 2002.

Bencke, J.; et al. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. **Scand. J. Med. Sci. Sports** v. 12, n.1, p. 171-178, 2002.

Blazevich, A.J.; et al. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 35, n. 12, p. 2013-2022, 2003.

Blazevich, A.J.; et al. Intra-and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **J. Anat.** v. 209, n. 1, p. 289-310, 2006.

Bosco, C.; et al. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **Eur. J. Appl. Physiol.** v.50, n.2, p. 273-282, 1983.

Cagno, A.D.; et al. Factors influencing performance of competitive and amateur rhythmic gymnastics-gender differences. **J. Sci. Med. Sport.** v.12, n. 3, p. 1-6, 2008.

Correia, P. P., Mil-Homens, P. (2004). **A eletromiografia no estudo do movimento humano**. Cruz Quebrada. Ed. Faculdade de Motricidade Humana.

Cunha, G.S.; et al. Normalização da força e torque muscular em crianças e adolescentes. **Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum.** v. 13, n. 6, p. 468-476, 2011.

De Ste Croix, M.B.A.; et al. Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. **Sports Med.** v. 33, n.10, p. 727-743, 2003.

Di Cagno, A.; et al. Factors influencing performance of competitive and amateur rhythmic gymnastics – gender differences. **J. Sci. Med. Sports** (2008), doi:10.1016/j.jsams.2008.01.006.

Douda, H.; et al. Long-term training induces specific adaptations on the physique of rhythmic sports and female artistic gymnasts. **Eur. J. Appl. Physiol.** v. 2, n. 3, p. 1-14, 2002.

Douda , H.; et al. Adaptations on physical performance characteristics after a 6-month specific training in rhythmic gymnasts. **Med. Probl. Perform. Art.** v. 22, n.1, p. 10-17, 2007.

Elias, L.J.; et al. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsych.** v.36, n.1, p.37-43. 1998.

Enoka, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

Federação Internacional de Ginástica. **Código de Pontuação de Ginástica Rítmica 2013-2016.** Copyright by FEDERATION INTERNATIONALE DE GYMNASTIQUE, 2013 a.

Federação Internacional de Ginástica. **Código de Puntuación de Gimnasia Artística Femenina 2013.** Copyright by FEDERATION INTERNATIONALE DE GYMNASTIQUE, 2013 b.

Frasson, V.B.; et al. Dorsiflexor and plantarflexor torque-angle and torque-velocity relationships of classical ballet dancers and volleyball players. **Rev. Bras. Biomec.** v. 8, n. 1, p. 31 - 36, 2007.

Fukunaga, T.; et al. Muscle architecture and function in humans. **J. Biomech.** v. 30, n. 5, p. 457-463, 1997.

Galvão, Alessandra Quinteiro. **Os efeitos da imobilização nas propriedades mecânicas e elétricas do músculo esquelético após entorse de tornozelo.** 2007. 109 F. Dissertação de Mestrado (mestrado em Ciências do Movimento humano) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

Gaya, A.; et al. Ciências do Movimento Humano: introdução à metodologia da pesquisa. 1 ed. Porto Alegre: Artmed, 2008.

Goulart, Natália Batista Albuquerque. **Plasticidade Neuromuscular dos Flexores Plantares em Atletas de Ginástica Rítmica e Ginástica Artística.** 2010, 54 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Departamento de Educação Física, UFRGS, Porto Alegre, 2010.

Goulart, N.B.A.; et al. Treinamento pliométrico: métodos de avaliação, benefícios a diferentes modalidades esportivas e comparação com outros tipos de treinamento. **Rev. Arquivos em Movimento**, v.7, n.1, p.86-103, 2011.

Hansen, P.; et al. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. **Clin Biomech.** v. 21, n. 1, p. 54-58, 2006.

Heglund, N.C; Cavagna, G.A. Mechanical work, oxygen consumption, and efficiency in isolated frog and rat muscle. **Am. J. Physiol.** v.253, n.1, p. C22–C29, 1987.

Heinemeier, K.M.; Kjaer, M. In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading. **J. Musculoskelet Neuronal Interact.** v. 11, n. 2, p. 115-123, 2011.

Herzog, W.; Ter Keurs, H.E.D.J. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. **Pflugers Arch.**, v. 411, n. 1, p. 642-647, 1988.

Hume, P.; Marfell-Jones, M. The importance of accurate site location for skinfold measurement. **J. Sports Sci.** v. 26, n. 12, p. 1333-1340, 2008.

Izquierdo, M.; et al. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. **Eur J Appl Physiol.** v. 87, n.1, p. 264-271, 2002.

Jackson, A.S.; et al. Generalized equations for predicting body density of women. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 12, n. 3, p. 175-181, 1980.

Jaric, S. Muscle strength testing. **Sports Med.** v. 32, n. 10, p. 615-631, 2002.

Kanehisa, H.; et al. Fascicle arrangements of vastus lateralis and gastrocnemius muscles in highly trained soccer players and swimmers of both genders. **Int. J. Sports Med.** v. 24, n. 1, p. 90-95, 2003.

Kawakami, Y.; et al. In vivo muscle fibre behavior during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. **J. Physiol.** v. 540, n. 2, p. 635-646, 2002.

Kawakami, Y. The effects of strenght training on muscle architecture in humans. **Int. J. Sport and Health Scien.**, v. 3, n.1, p. 208-217, 2005.

Kioumourtzoglou, E.; et al. Experience with perceptual and motor skills in rhythmic gymnastics. **Percept. Motor Skills** v. 84, n. 1, p. 1363-1372, 1997.

Kirkendall, D.T.; Garrett, W.E. Function and Biomechanics of tendon. **Scand J Med Sci Sports**. v. 7, n. 1, p. 62-66, 1997.

Kirialanis, P.; et al. Occurrence of acute lower limb injuries in artistic gymnasts in relation to event and exercise phase. **Br. J. Sports Med.** v. 37, n. 1, p. 137-139, 2003.

Kjaer, M.; et al. From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. **Scand. J. Med. Sci. Sports** v. 19, n. 1, p. 500-510, 2009.

Knezevic, O.; Mirkov, D. Strength and power of knee extensor muscles. **Phys. Cult.** v. 65, n. 2, p. 5-15, 2011.

Komi, P. V. **Força e potência no esporte**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

Kraemer, W.J.; Hakkinen, K. **Treinamento de Força para o Esporte**. Trad. Jerri Luiz Ribeiro. Porto Alegre: Artmed, 2004.

Kubo, K.; et al. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. **J. Appl. Physiol.** v. 87, n.6, p. 2090-2096, 1999.

Kubo, K; et al. Effects of plyometric and weight on muscle-tendon complex and jump performance. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 39, n. 10, p. 1801-1810, 2007.

Kumagai, K.; et al. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **J. Appl. Physiol.** v. 88, n. 2, p. 811-816, 2000.

Kurowaka, S.; et al. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. **J. Appl. Physiol.** v. 95, n. 1, p. 2306-2314, 2003.

Laffranchi, B. **Treinamento desportivo aplicado à ginástica rítmica**. Londrina: Unopar, 2001.

Lebre, E.; Araújo, C. **Manual de Ginástica Rítmica**. 1 ed. Porto: Porto Editora, 2006.

Lieber, R.L; Friden, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* v. 23, n. 1, p. 1647-1666, 2000.

Lieber, R. L; FRIDEN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture **Clin. Orthop. Relat. Res.** n. 383, p. 140-151, 2001.

Magnusson, S.P.; et al. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. **Scand. J. Med. Sci. Sports** v. 13, n.1, p. 211-223, 2003.

Magnusson, S.P.; et al. Human tendon behavior and adaptation, in vivo. **J Physiol.** v. 586, n. 1, p. 71-81, 2008.

Malliaras, P.; et al. Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. **J. Biomech.** (2013)

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.022i>.

Matsudo, S.M.M.; Matsudo, V.K.R. Validade de auto-avaliação na determinação da maturação sexual. **Rev. Bras. Cienc. Mov.** v. 5, n.2, p. 18-35, 1991.

Mcguigan, M.R.; Winchester, J.B. The relationship between isometric and dynamic strength in college football players. **J. Sports Sci. Med.** v. 7, n. 1, p. 101-105, 2008.

Mellor, R.; Hodges, P.W. Effect of knee joint angle on motor unit synchronization. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** (2008) DOI 10.1002/jor.20161.

Mochizuki, L.; Amadio, A.C. Aplicações de Conceitos da Biomecânica na Ginástica Artística. In: NUNOMURA, M.; PICCOLO, V. L. N. **Compreendendo a ginástica artística.** São Paulo: Phorte, 2005. p. 129-141.

Nunomura, M. Lesões na ginástica artística: principais incidências e medidas preventivas. **Motriz**, v.8, n.1, p.21-29, 2002.

Nunomura, M.; Pires, R.F.; Carrara, P. Análise do treinamento na ginástica artística brasileira. **Rev. Bras. Cienc. Esporte** v. 31, n. 1, p. 25-40, 2009.

O'Brien, M. Structure and metabolism of tendons. **Scand. J. Med. Sci. Sports** v. 7, n. 1, p. 55-61, 1997.

O'Brien, T.D.; et al. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. **J. Biomech.** v. 43, n.1, p. 1190-1195, 2009.

O'Brien, T.D.; et al. Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. **J. Anat.** v. 216, n. 1, p. 631-642, 2010.

Rousanoglou, E.N.; et al. Muscular strength and jumping performance relationships in young women athletes. **J. Strength Cond. Res.** v. 22, n.1, p. 1375–1378, 2008.

Russell, k.W.; et al. Knee muscle strength in elite male gymnasts. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 22, n. 1, p. 10-17, 1995.

Savelberg, H. H. C. M.; Meijer, k. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **J Appl Physiol.** v. 94, n.1, p. 2241–2248, 2003.

Seniam. *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles.* [1999]. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 2013.

Seynnes, O.R.; et al. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **J. Appl. Physiol.** v. 107, n. 1, p. 523-530, 2009.

Shrout P.E.; Fleiss, J.L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. **Psychol Bull.** v. 2, n.1, p. 420-428, 1979.

Siqueira, C.M.; et al. Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper athletes and runner athletes. **Rev. Hosp. Clín. Fac. Med.** v. 57, n.1, p. 19-24, 2002.

Slaughter, M. H.; et al. Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth. **Human Biology.** v. 60, n. 5, p. 709-723, 1988.

Smoleuskiy, V.; Gaverdouskiy, I. **Tratado general de gimnasia artística deportiva.** Barcelona: Paidotribo, 1996.

Theodoropoulou, A.; et al. Delayed but normally progressed puberty is more pronounced in artistic compared with rhythmic elite gymnasts due to the intensity of training. **J. Clin. Endocrinol. Metab.** v. 90, n. 1, p. 6022-6027, 2005.

Ulbrich, A.Z.; et al. Aptidão física em crianças e adolescentes de diferentes estágios maturacionais. **Fit Perf. J.** v.6, n.5, p. 277- 282, 2007.

Vicente-Rodriguez, G.; et al. Artistic versus rhythmic gymnastics: effects on bone and muscle mass in young girls. **Int. J. Sports Med.** v. 28, n. 5, p. 386-393, 2007.

Weber, F.S.; et al. Avaliação isocinética em jogadores de futebol profissional e comparação do desempenho entre as diferentes posições ocupadas no campo. **Rev. Bras. Med. Esporte** v. 16, n.4, p. 264-268, 2010.

Weber, F.S.; et al. Avaliação isocinética em jogadores de futebol profissional e comparação do desempenho entre as diferentes posições ocupadas no campo. **Rev Bras Med Esporte** v. 16, n.4, p. 264-268, 2010.

Weineck, J. **Treinamento Ideal**. 9. ed. São Paulo: Manole, 2003.

Young, W.B. Transfer of Strength and Power Training to Sports Performance. **Int. J. Sports Physiol. Perform.** v. 1, n. 1, p. 74-83, 2006.

Zetaruk, M.N.; et al. Injuries and training recommendations in elite rhythmic gymnastics. **Medicina del' esport**, v. 15 1, n. 1, p. 100–106, 2006.

9. ANEXO 1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é parte 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, 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 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.

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa cujo o objetivo é investigar a capacidade de produção de força e potência muscular, bem como a estrutura muscular e tendínea da articulação do joelho em um grupo de ginastas rítmicas e artísticas de diferentes categorias (juvenil e adulto).

Você realizará os seguintes exames:

Medidas Antropométricas: Referente à medida da composição corporal. Esta avaliação será feita em uma sala reservada, por uma pesquisadora treinada. Será medida a massa corporal total (por meio de uma balança digital), estatura (por meio de um altímetro), comprimento dos segmentos (por meio de uma fita métrica), diâmetro ósseo (por meio de um paquímetro), perimetria ou circunferência da coxa (por meio de uma fita métrica), dobras cutâneas para cálculo do percentual de gordura corporal (por meio de um plicômetro) e amplitude de movimento (por meio de um goniômetro).

Maturação biológica: Referente à medida da idade biológica. Esta avaliação será feita em uma sala reservada, por um avaliador do sexo feminino. Serão apresentados desenhos dos diferentes estágios de desenvolvimento para as duas características sexuais secundárias (no caso das meninas, o desenvolvimento das mamas e presença de pêlos pubianos). A partir da análise dos desenhos, cada participante indicará na folha dos desenhos as suas características físicas que serão utilizadas pelo pesquisador para determinar o estágio maturacional.

Teste de Dominância de Membro Inferior: Referente à avaliação da preferência podal, por meio de um questionário com perguntas específicas sobre a preferência podal para execução de determinadas tarefas.

Ecografia: Referente à avaliação da morfologia dos músculos da coxa e do tendão patelar por meio da ultrasonografia. Nesta avaliação será utilizado um ecógrafo em que será obtida uma imagem da espessura dos músculos do quadríceps (imagem transversa), uma

imagem do músculo vasto lateral, principal extensor do joelho (imagem longitudinal) e do tendão patelar.

Dinamometria Isocinética: Referente à avaliação da capacidade máxima de produção de força. Esta avaliação será feita em um dinamômetro isocinético, em que será avaliada a força dos músculos da articulação do joelho, por meio de testes de força de extensão e flexão de joelho.

Eletromiografia: Referente à avaliação da atividade elétrica gerada pelo músculo durante o esforço máximo. Esta avaliação será feita por meio de adesivos (eletrodos) que serão colados superficialmente à pele em cima do ventre muscular dos principais músculos da coxa.

Testes de saltos verticais: Referente à avaliação da potência muscular dos membros inferiores. Esta avaliação será feita em um tapete de contato por meio da execução de saltos específicos em que é avaliada a capacidade de geração de força explosiva.

Pergunte ao pesquisador como funciona cada um destes exames caso tenha dúvidas. Nenhum destes exames serve para diagnóstico médico, apenas para fins de pesquisa, por isso você não receberá cópias destes exames.

Os testes serão realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX/UFRGS), em duas sessões distintas (dois dias) com 48 horas de intervalo entre cada sessão.

Quanto aos riscos, você poderá ficar com um pouco de dor muscular algumas vezes após os testes ou exercícios máximos, bem como poderá ficar com a pele um pouco vermelha após o exame de eletromiografia ou de antropometria, mas este vermelhidão deverá passar logo. Caso algum destes sintomas não desapareça, ou apareça outro sintoma imprevisto, por favor, avise ao pesquisador. A duração aproximada da avaliação é de duas horas.

Os resultados deste estudo serão utilizados única e exclusivamente para fins de pesquisa, de modo que sua identidade será mantida em sigilo absoluto. Ao final da pesquisa você receberá um resumo dos resultados obtidos. Para isso, coloque o seu e-mail ou telefone no final deste formulário.

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. 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 entrar em

contato com o Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: 3308.5860) ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Fone: 3308.4085)

Assinatura do responsável

Assinatura da ginasta

Data

Telefone ou e-mail do sujeito: _____

Natália Batista Albuquerque Goulart

Mestranda em Ciência do Movimento Humano ESEF/UFRGS

Contato: nataliagoulart.edf@hotmail.com

Tel: 33085859/ 97170611

10. ANEXO 2 PROTOCOLO DE TANNER - MATURAÇÃO

Desenvolvimento Puberal Feminino Critérios de Tanner

Mamas

M1		Fase pré-adolescência (elevação das papilas)
M2		8 - 13 anos
Mamas em fase de botão (elevação da mama e auréola como pequeno montículo)		
M3		10 - 14 anos
Maior aumento da mama, sem separação dos contornos		
M4		11 - 15 anos
Projeção da auréola e das papilas para formar montículo secundário por cima da mama		
M5		13 - 18 anos
Fase adulta, com saliência somente das papilas		

↑
11a 5m
M
E
N
A
R
C
A
↓
15a 6m

Pêlos pubianos

P1		Fase pré-adolescência (não há pelagem)
P2		9 - 14 anos
Presença de pêlos longos, macios, ligeiramente pigmentados, ao longo dos grandes lábios		
P3		10 - 14 1/2 anos
Pêlos mais escuros, ásperos, sobre o púbis		
P4		11 - 15 anos
Pelagem do tipo adulto, mas a área coberta é consideravelmente menor que no adulto		
P5		12 - 16 1/2 anos
Pelagem tipo adulto, cobrindo todo o púbis e a virilha		

11. ANEXO 3 DOMINÂNCIA DE MEMBRO INFERIOR

Obrigado por participar em nosso estudo. Por favor, responda as questões abaixo:

Nome:

Treina ginástica há quanto tempo?

Já teve algum tipo de lesão nos membros inferiores?

Por favor, responda cada questão do inventário de Waterloo, a seguir, da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule Direita Sempre ou Esquerda Sempre. Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule Direita As vezes ou Esquerda As vezes, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma frequência para a atividade descrita, assinale As duas.

Por favor, não simplesmente circule uma resposta, mas imagine a realização da atividade e então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

1. Qual pé você usa para chutar uma bola que está parada na sua frente e alinhada com um alvo também a sua frente?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
2. Se fosse tiver que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
3. Com qual pé você costuma mexer na areia da praia (desenhar ou aplanar a areia)?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
4. Se você tem que subir numa cadeira, qual pé você coloca primeiro em cima dela?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
5. Com qual pé você tenta matar um inseto rápido no chão, como uma barata ou um grilo?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
6. Se você tiver que ficar em pé sobre um trilho de trem, em um pé só, qual pé seria?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
7. Se você tiver que pegar uma bola de gude com os pés, qual pé escolheria?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
8. Se você tem que saltar em um pé só, qual pé seria?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
9. Com qual pé você ajudaria a enterrar uma pá no solo?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
10. Quando estamos em pé, parados, geralmente largamos nosso peso mais sobre uma das pernas. No seu caso, em qual das pernas você apóia mais o peso?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
11. Alguma vez houve alguma razão (uma lesão, por exemplo) que fez você mudar sua preferência para alguma das atividades descritas acima?	Sim ()		Não ()		
12. Alguma vez você treinou uma das pernas em especial para alguma dessas atividades descritas?	Sim ()		Não ()		

Se você respondeu sim para as questões 11 e 12, por favor explique.

Se você treina Ginástica Rítmica, responda estas questões:

13. Que perna você leva à frente nos saltos spocat e cossaco?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
14. Qual a sua perna de apoio nos equilíbrios avião e atitude?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
15. Qual a sua perna de apoio no passet?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
16. Que perna você prefere realizar o spocat?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
17. Com que perna você realiza os arcos para frente e para trás?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes

Se você treina Ginástica Artística, responda estas questões:

13. Que perna você leva à frente nos saltos de vôo e aleijadinho?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
14. Qual a sua perna de apoio no equilíbrio avião?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
15. Qual a sua perna de apoio nos giros?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
16. Que perna você prefere realizar o spocat?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
17. Com que perna você realiza os arcos para frente e para trás?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes
18. Com que perna você realiza o rodante e a parada de mãos?	Direita Sempre	Esquerda Sempre	As duas	Direita As vezes	Esquerda As vezes