

**ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES**

**ANÁLISE DO DESEMPENHO MUSCULAR DO  
QUADRÍCEPS E DOS ISQUIOTIBIAIS EM  
FUNÇÃO DA SÉRIE TEMPORAL E DA  
AMPLITUDE DE MOVIMENTO DE ATLETAS  
AMADORAS DE FUTSAL FEMININO**

***ANALYSIS OF MUSCLE PERFORMANCE OF THE  
QUADRICEPS AND HAMSTRINGS AS A  
FUNCTION OF THE TIME SERIES AND RANGE  
OF MOTION OF AMATEUR FEMALE FUTSAL  
ATHLETES***

**CAMPINAS**

**2013**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues

**ANÁLISE DO DESEMPENHO MUSCULAR DO QUADRÍCEPS E  
DOS ISQUIOTIBIAIS EM FUNÇÃO DA SÉRIE TEMPORAL E  
DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO DE ATLETAS AMADORAS  
DE FUTSAL FEMININO**

***ANALYSIS OF MUSCLE PERFORMANCE OF THE  
QUADRICEPS AND HAMSTRINGS AS A FUNCTION OF THE  
TIME SERIES AND RANGE OF MOTION OF AMATEUR  
FEMALE FUTSAL ATHLETES***

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestra em Educação Física, área de concentração: Biodinâmica do Movimento e do Esporte.

*Dissertation presented to the Post Graduation Programme of the School of Physical Education of State University of Campinas to obtain the Master's degree in Physical Education. Concentration area: Biodynamic Movement and Sport.*

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES E ORIENTADA PELO PROF. DR. SERGIO AUGUSTO CUNHA.



Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha  
Orientador

**Campinas, 2013**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
 DULCE INÊS LEOCÁDIO DOS SANTOS AUGUSTO – CRB8/4991 - BIBLIOTECA “PROF.  
 ASDRUBAL FERREIRA BATISTA”  
 FEF - UNICAMP

R618a Rodrigues, Ana Carolina de Mello Alves, 1985-  
 Análise do desempenho muscular do quadríceps e dos isquiotibiais em função da série temporal e da amplitude de movimento de atletas amadoras de futsal feminino / Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues.--Campinas, SP: [s.n], 2013.

Orientador: Sergio Augusto Cunha.  
 Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.

1. Torque. 2. Séries temporais. 3. Amplitude de movimento articular. 4. Dinamômetro. I. Cunha, Sergio Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Educação Física. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em inglês:** Analysis of muscle performance of the quadriceps and hamstrings as a function of the time series and range of motion of amateur female futsal athletes.

**Varição acadêmica:** Rodrigues, ACMA

**Palavras-chave em inglês:**

Torque

Time series

Range of motion

Dynamometer

**Área de Concentração:** Biodinâmica do Movimento e Esporte

**Titulação:** Mestre em Educação Física.

**Banca Examinadora:**

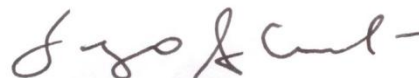
Sergio Augusto Cunha [Orientador]

Marco Aurélio Vaz

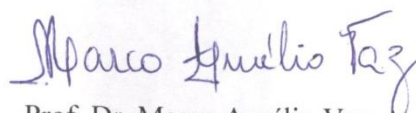
Felipe Arruda Moura

**Data da defesa:** 27-03-2013

**Programa de Pós-Graduação:** Educação Física

**COMISSÃO EXAMINADORA**

Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha  
Orientador



Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz



Prof. Dr. Felipe Arruda Moura

# EPIGRAFE

---

---

*“Somos aquilo que fazemos repetidas vezes, portanto a  
excelência não é uma ação, e sim um hábito”.*

*Aristóteles*

## **AGRADECIMENTOS**

---

---

*Primeiramente gostaria de agradecer aos meus pais por todo o amor e educação que me ofertaram. Especialmente ao meu pai, que mesmo distante sempre foi meu exemplo de sabedoria e de vontade de querer ter maior conhecimento. Agora mesmo ausente, sei que me olha, me protege e me dá conselhos.*

*Não posso deixar de agradecer aos meus avós, minha madrasta Ingrid, e meus irmãos que sempre acreditaram em mim e me deram forças para seguir neste caminho.*

*Ao professor e orientador Prof. Sergio Augusto Cunha, por ter me dado à oportunidade de aprender um pouquinho mais sobre esporte. Pela paciência com uma fisioterapeuta. Sempre trabalhando com esse meu jeito direto e objetivo de falar as coisas.*

*Obrigada aos membros da banca Prof. Dr. Sergio Rocha Piedade, Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, Prof. Dr. Luis Eduardo Barreto Martins e Prof. Dr. Felipe Arruda Moura, pela colaboração ao longo do desenvolvimento deste trabalho.*

*Aos meus colegas de laboratório, Ana Lorena, Juliana Exel, Juliana Paris, Juliana Carmona, Claudio, Jerusa, Amanda, Janaina, Aline, Ana Francisca, Roberta, Natália, Fernanda, que apesar de ser a única a não trabalhar com Cinemetria, sempre obtive a ajuda de todos.*

*Ao meu grande amor, Rodolpho Cesar dos Reis Tinini, que sempre esteve presente em todos os meus projetos, seja como incentivador ou dando ideias, muitas ideias. Obrigada por ser muito mais que um namorado, mas sim um grande parceiro.*

*Obrigada a todos que dê alguma maneira contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.*

RODRIGUES, A. C. M. A. **Análise do desempenho muscular do quadríceps e dos isquiotibiais em função da série temporal e da amplitude de movimento de atletas amadoras de futsal feminino**. 2013. 62f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013.

## RESUMO

---

---

A análise do desempenho muscular por dinamometria isocinética comumente utiliza-se de valores de torque máximo de quadríceps e isquiotibiais. Porém com a utilização dos valores de torque em função da amplitude de movimento, bem como o cálculo da potência e do desequilíbrio muscular desta maneira torna possível observar o comportamento muscular e a capacidade de estabilização do joelho ao longo de toda amplitude de movimento, e possibilita identificar amplitudes que há risco de lesão de LCA. O objetivo deste estudo foi analisar a série temporal da produção de torque do quadríceps e dos isquiotibiais e calcular a potência e o desequilíbrio muscular de atletas de futsal feminino em função do ciclo de movimento de flexão e extensão do joelho no membro dominante. A amostra foi composta de 19 atletas amadoras de futsal feminino, com idade média de  $20 \pm 2,83$  anos. A avaliação consistiu em 2 série de 5 repetições máximas de extensão/flexão do joelho unilateral de forma concêntrica, em 2 velocidades angulares ( $180^\circ \cdot s^{-1}$  e  $210^\circ \cdot s^{-1}$ ) através de um dinamômetro isocinético (Biodex System Pro4). As análises foram baseadas nos valores de torque e potencia do quadríceps e dos isquiotibiais em função da amplitude de movimento, e foram calculadas a razão entre essas musculaturas em função da amplitude de movimento. Foram comparados os valores de torque, potência e razão em função do ângulo do joelho, para ambas as velocidades através da ANOVA e teste de Tukey post hoc. As variáveis foram analisadas em rotinas de ambiente Matlab®, com o valor de significância de 5%. Os valores de torque e potencia do quadríceps apresentaram-se maiores de 40% a 80% do ciclo de movimento nas velocidades de  $180^\circ \cdot s^{-1}$  e  $210^\circ \cdot s^{-1}$  que corresponde aos ângulos de  $50^\circ$  a  $70^\circ$  de flexão do joelho. Os valores do torque dos isquiotibiais foram maiores de 80% a 100 % do ciclo, que corresponde aos ângulos de  $70^\circ$  a  $80^\circ$  de flexão do joelho em ambas as velocidades, enquanto que a potencia dos isquiotibiais foi constate até 70% do ciclo, com menores valores de 70% a 100% do ciclo, que corresponde aos ângulos de  $65^\circ$  a  $80^\circ$  de flexão do joelho. Com relação a razão em função do ciclo de movimento, 6 atletas apresentaram em algum instante do ciclo de movimento valores abaixo de 60% na velocidade de  $180^\circ \cdot s^{-1}$ , e 4 atletas a  $210^\circ \cdot s^{-1}$ . O estudo mostra que análise do torque, potência e razão ao longo do ciclo de movimento caracteriza melhor o desempenho muscular destas atletas e identifica desequilíbrios entre isquiotibiais e quadríceps que poderiam não ser encontrados com o método de análise convencional, além de fornecer informações sobre desempenho em ângulos específicos do movimento de flexão e extensão do joelho que podem ser utilizados no treinamento e reabilitação destes grupos musculares.

**Palavras-Chaves:** razão isquiotibiais/quadríceps, amplitude de movimento, desequilíbrio muscular.

RODRIGUES, A. C. M. A. **Analysis of muscle performance of the quadriceps and hamstrings as a function of the time series and range of motion of amateur female futsal athletes.** 2013. 62f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013.

## **ABSTRACT**

---

---

The analysis of the muscle performance by isokinetic dynamometry is commonly used by peak torque of quadriceps and hamstrings. However, with the use of the torque values as a function of the amplitude of motion, as well as the calculation of the power and muscle imbalance in this way makes it possible to observe the behavior and the ability muscular stabilization of the knee over the entire range of motion, and helps identify amplitudes there is risk of ACL injury. The aim of this study was to analyze the time series of the torque production of the quadriceps and hamstrings and calculate power and muscle imbalance of female soccer athletes due to the cycle of movement of flexion and knee extension limb dominant. The sample consisted of 19 athletes amateur futsal, mean age  $20 \pm 2.83$  years. The evaluation consisted of two series of five repetitions maximum extension / flexion of the knee-sided concentrically in two angular velocities ( $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ ) using an isokinetic dynamometer (Biodex System Pro4) . The analyzes were based on the values of torque and power of the quadriceps and hamstrings due to the range of motion, and we calculated the ratio of these muscles due to the range of motion. We compared the values of torque, power and reason as a function of knee angle for both speeds by ANOVA and Tukey post hoc. The variables were analyzed in Matlab ® routines, with the significance level of 5%. The values of torque and power of the quadriceps were higher than 40% to 80% of the cycle of motion at speeds of  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  and  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  which corresponds to angles of  $50^{\circ}$  to  $70^{\circ}$  of flexion knee. The hamstring torque values were greater than 80% to 100% duty cycle, corresponding to angles of  $70^{\circ}$  to  $80^{\circ}$  of knee flexion at both speeds, whereas the power hamstring muscles were finds up to 70% of the cycle, lower ratios of 70% to 100% duty cycle, corresponding to angles of  $65^{\circ}$  to  $80^{\circ}$  of knee flexion. Regarding the ratio as a function of the movement cycle 6 athletes had at some point in the movement cycle values below 60% at a rate of  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  and athletes 4 at  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . The study shows that analysis of the torque, power and reason throughout the movement cycle is a better muscle performance of athletes identifies imbalances between hamstring and quadriceps that could not be found with the conventional method of analysis, in addition to providing information about performance specific angles of flexion and extension of the knee that can be used in the training and rehabilitation of such muscle groups.

**Keywords:** Ratio hamstring/quadriceps, range of motion, muscle imbalance.



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Exemplo de um dinamômetro isocinético. A = Braço de alavanca; B = localização da célula de carga; C = Unidade de aceitação de força. ....21
- Figura 2.** Esquema de produção de torque pelo quadríceps na articulação do joelho (DVIR, 2002). .... 22
- Figura 3.** Análise espectral dos dados brutos referentes ao Torque ..... 32
- Figura 4.** Histograma da distribuição de frequência dos resíduos obtidos com a frequência de corte de 5 Hz..... 32
- Figura 5.** Histograma da distribuição de frequência dos resíduos obtidos com a frequência de corte de 10 Hz..... 33
- Figura 6.** Filtragem dos dados brutos de torque resultante. A linha vermelha representa os dados brutos, a linha azul representa os dados filtrados. .... 33
- Figura 7.** Valores de torque do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta continua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 36
- Figura 8.** Valores de torque do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta continua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 37
- Figura 9.** Valores de potência do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta continua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 38
- Figura 10.** Valores de potência do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta continua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 38
- Figura 11.** Valores de razão ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta continua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 39

**Figura 12.** Valores de razão ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 18 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa a média e a pontilhada representa o desvio padrão. .... 40

**Figura 13.** Boxplot dos valores da razão ciclo obtidos nos ângulos de  $80^{\circ}$  a  $30^{\circ}$  na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ . A linha pontilhada representa o limite de 60%, em que os valores inferiores aumentam o risco de lesão. .... 44

**Figura 14.** Boxplot dos valores da razão ciclo obtidos nos ângulos de  $80^{\circ}$  a  $30^{\circ}$  na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . A linha pontilhada representa o limite de 60%, em que os valores inferiores aumentam o risco de lesão. .... 44

## **LISTA DE TABELAS**

---

---

- Tabela 1.** Valores de razão ciclo nos ângulos de 30° a 80° da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ . ..... 41
- Tabela 2.** Valores de razão ciclo nos ângulos de 30° a 80° da melhor repetição do membro dominante das 18 atletas nas velocidades de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . ..... 42
- Tabela 3.** Valores de razão pelo torque máximo da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . ..... 43
- Tabela 4.** Valores individuais, médios e desvio padrão de idade, massa corporal e altura, e descrição do membro dominante e posição em quadra das atletas de futsal feminino. .... 61

# SUMÁRIO

---

---

1	INTRODUÇÃO .....	13
2	REVISÃO DA LITERATURA .....	16
2.1	Demandas funcionais do futsal.....	16
2.2	Estabilidade articular do joelho .....	16
2.3	Lesões de joelho .....	18
2.4	Avaliação isocinética .....	19
2.5	Torque .....	21
2.6	Potência.....	23
2.7	Razão isquiotibiais/quadríceps .....	23
2.8	Justificativa.....	26
3	OBJETIVOS .....	27
3.1	Objetivo geral .....	27
3.2	Objetivos específicos .....	27
4	HIPÓTESE.....	28
5	Materiais e métodos.....	29
5.1	Caracterização da amostra.....	29
5.2	Instrumentação.....	29
5.3	Procedimentos .....	30
5.4	Análise dos dados .....	31
5.5	Análise estatística .....	35
6	RESULTADOS.....	36
7	DISCUSSÃO .....	45
8	CONCLUSÃO .....	51

9	REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA .....	52
10	ANEXO A .....	60
11	APÊNDICE A .....	61

## 1 INTRODUÇÃO

O futsal é um esporte que tem atraído cada vez mais adeptos com mais de um milhão de jogadores ao redor do mundo (Barbero-Alvarez et al., 2008; Castagna et al., 2009; Junge e Dvorak, 2010a). No Brasil, atualmente conta com 27 federações estaduais filiadas, com aproximadamente 4 mil clubes e 310 mil atletas registrados, segundo dados da Confederação Brasileira de Futsal (CBFS, 2012).

As competições nacionais de seleções e de clubes ocorrem nas categorias sub-15, sub-17, sub-20 e adulto, tanto no masculino como no feminino. No futsal feminino nota-se um crescimento no número de participantes e equipes nos campeonatos, o que faz com que aumente a qualidade técnica das atletas, o interesse do torcedor, além de potencializar os investimentos neste esporte.

Durante a prática do futsal os atletas executam ações como *sprints*, saltos e chutes ao longo de uma partida. Para a realização dessas ações é necessária produção de força principalmente dos grupos musculares do quadríceps e dos isquiotibiais. Estes grupos musculares estão envolvidos no movimento de extensão e flexão tanto do quadril quanto do joelho para o contato com a bola (Kellis e Katis, 2007).

No membro dominante, o quadríceps desempenha um papel importante na extensão do joelho, o que promove um aumento da força de translação anterior na tíbia. Já os isquiotibiais têm como função estabilizar a articulação do joelho, limitando a extensão brusca e consequente hiperextensão de joelho. Além disso, os isquiotibiais diminuem a sobrecarga no ligamento cruzado anterior que possui um papel fundamental na limitação da anteriorização da tíbia durante a extensão do joelho (Cometti et al. 2001; Coombs e Garbutt, 2002; Kingma, Aalbersberg e Van Dieen, 2004). Portanto, é essencial a sinergia entre o ligamento cruzado anterior e os músculos extensores e flexores do joelho.

No futsal, as lesões de joelho costumam ser decorrentes dos movimentos de aceleração e desaceleração brusca, e mudança de direção que são característicos dos fundamentos dessa modalidade esportiva (Yu e Garrett, 2007; Renstrom et al. 2008). Na prática, é priorizado o grupo muscular do quadríceps em detrimento dos isquiotibiais, o que pode sobrecarregar o LCA com risco de lesão do mesmo (Rosene, Forgaty e Mahaffey, 2001; Coombs e Garbutt, 2002; De Ste Croix, Deighan e Armstrong, 2007; Portes et al. 2007). A existência de um equilíbrio entre as

forças produzidas pelo quadríceps e isquiotibiais se torna importante para que a coativação entre estes grupos musculares promova estabilidade durante os movimentos do joelho.

Ocorre que, em atletas, há um desequilíbrio natural entre musculaturas devido às demandas funcionais a que são submetidas durante a prática esportiva (Mayer et al. 2010; Weber et al., 2010; Blache e Monteil, 2011). No caso do futsal, esse desequilíbrio pode ocorrer entre quadríceps e isquiotibiais sendo que uma variável muito utilizada na investigação deste desequilíbrio é razão antagonista/agonista. Esta razão é a relação entre os valores de torque máximo do grupo muscular antagonista pelo torque máximo do grupo muscular agonista (Aagaard et al., 1998; Welsh et al., 1998; Rosene, Forgy e Mahaffey, 2001; De Ste Croix, Deighan e Armstrong, 2007; Hewett, Myer e Zazulak, 2008). O torque muscular é o efeito de rotação da força aplicada por um músculo ou grupo muscular em relação a uma articulação. O torque máximo tem sido utilizado para que se possa observar a força máxima aplicada pela musculatura agonista e antagonista na articulação para a realização do movimento.

No joelho, a razão entre isquiotibiais e quadríceps menor que 60% têm sido apontadas como um fator de susceptibilidade para lesão desta articulação (Ayala et al., 2012). Assim, caso a razão esteja abaixo desse limite de referência não significa que o atleta terá a lesão de LCA, mas que há um risco de lesão devido o desequilíbrio entre as musculaturas, vindo a prejudicar o sinergismo.

A avaliação do desequilíbrio muscular tem sido frequentemente realizada através dos dinamômetros isocinéticos computadorizados. Estes disponibilizam os valores de torque resultante produzido pela articulação estudada em velocidade constante e em controladas amplitudes de movimento. Diversos estudos apresentam informações acerca de valores de torque isocinético em atletas de diferentes modalidades como basquetebol, voleibol e futebol (Cometti et al., 2001; Devan et al., 2004; Ferreira et al. 2010; Fonseca et a., 2007; Croisier et al., 2008; Gioftsidou et al., 2008; O'Sullivan et al., 2008; Malý, Zahálka e Malá, 2010). Entretanto, existe pouca informação disponível a respeito desta variável em atletas de futsal.

Alguns estudos (Aagaard et al., 1998; Coombs e Garbutt, 2002; Ferreira et al., 2010; Fonseca et al., 2010; Croisier et al. 2008; Gioftsidou et al., 2008; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; O'Sullivan, et al., 2008; Malý, Zahálka e Malá, 2010; Mayer et al., 2010; Silva Neto et al., 2010; Weber et al., 2010) encontrados na literatura utilizam os valores de torque máximo ou pico de torque obtido a partir do dinamômetro isocinético para o cálculo de diversas variáveis, como a

potência e a razão isquiotibiais/quadríceps. Porém, outra forma de analisar estas variáveis pode ser a partir dos valores de torque do quadríceps e dos isquiotibiais na amplitude de movimento estabelecida em função do tempo. Isso permite um detalhamento da produção de torque destas musculaturas nas amplitudes de execução dos fundamentos que pela sucessiva repetição na prática do futsal, pode sobrecarregar e aumentar o risco de lesão de LCA devido sua função primária de limitar a força de translação tibial anterior.

Dessa forma, a análise do torque, da potência e do desequilíbrio entre quadríceps e isquiotibiais ao longo de toda a amplitude de movimento, é importante para o conhecimento do desempenho muscular das atletas de futsal feminino. Com isso, será possível verificar a capacidade de estabilização do joelho em amplitudes próximas as executadas nos fundamentos, e identificar amplitudes em que há risco de lesão de LCA, além de fornecer informações mais detalhadas e mais precisas para os processos de treinamento das atletas e da prevenção de lesões na articulação do joelho.



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Demandas funcionais do futsal**

Na prática do futsal, os membros inferiores são muito solicitados em ações como *sprints*, saltos e chutes. Estas ações envolvem movimentos de aceleração e desaceleração, bem como mudanças bruscas de direção, que podem sobrecarregar a articulação do joelho. Esta sobrecarga pode ser ainda maior caso haja alguma deficiência das estruturas ligamentares e/ou musculares.

Na execução dos fundamentos ocorrem movimentos de aceleração e desaceleração da articulação do joelho, para que haja a mudança de flexão para extensão do joelho, resultando no contato do pé com a bola. Para isso, ambos os membros inferiores, dominante e não dominante, necessitam de força, velocidade e potência muscular dos grupos musculares envolvidos na flexão e extensão do joelho. Estes grupos musculares são o quadríceps que desempenha a função de estender o joelho para o contato do pé com a bola (Kellis e Katis, 2007), e os isquiotibiais de flexionar o joelho e atuar no controle do movimento articular executado, como por exemplo, na limitação do movimento da perna para que não ocorra hiperextensão de joelho (Cometti et al., 2001; Whiting e Zernicke, 2009; Ferreira et al., 2010).

A análise da produção de força e potência destes grupos musculares nas amplitudes de movimento alcançadas durante a prática esportiva (Bryant, Pua e Clark, 2009) importante para o conhecimento do desempenho muscular dos atletas. Fato que é importante para a adequação de treinamento físico desses atletas, além de verificar uma possível sobrecarga na articulação do joelho vindo a acarretar alguma alteração da estabilidade articular.

### **2.2 Estabilidade articular do joelho**

A estabilidade articular do joelho depende da interação entre a sua geometria, a capacidade de restrição dos tecidos moles, as cargas aplicadas consequentes do peso corporal e a ação muscular aplicada. Essa interação faz com que a articulação consiga manter uma posição funcional apropriada em toda a amplitude de movimento, sendo garantida por elementos passivos e ativos (Tookuni et al., 2005; Sacco e Tanaka, 2008).

Dentre os elementos passivos destacamos os ligamentos cruzado anterior e posterior, com importância fundamental por se oporem aos movimentos de flexão e extensão excessivas, por controlarem os deslocamentos anteriores e posteriores do fêmur, bem como as rotações laterais e mediais (Sacco e Tanaka, 2008; Whiting e Zernicke, 2009). O ligamento cruzado anterior (LCA) tem como principal função evitar a anteriorização da tíbia, enquanto que o ligamento cruzado posterior (LCP) evita a posteriorização da tíbia em relação ao fêmur. Ambos apresentam propriedade viscoelástica, que os permite dissipar a energia, ajustar seu comprimento e distribuir a carga aplicada (Sacco e Tanaka, 2008; Whiting e Zernicke, 2009).

Dentre os elementos ativos, podemos destacar os grupos musculares que têm ação sobre a articulação do joelho: quadríceps (composto pelo reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio) e isquiotibiais (composto pelo bíceps femoral, semimembranáceo e semitendíneo). Tanto o quadríceps quanto os isquiotibiais são músculos biarticulares e apresentam função na articulação do quadril e do joelho (Magee, 2005).

O quadríceps é responsável pela flexão do quadril e extensão do joelho e os isquiotibiais são responsáveis pela extensão do quadril, flexão e estabilização do joelho (Magee, 2005). De acordo com Gonçalves e Pinheiro (2005) durante os movimentos de flexão e extensão a articulação do joelho é submetida a forças e momentos resultantes particularmente elevados, dependendo da interação músculo-ligamentar para assegurar a estabilidade funcional.

Durante a extensão do joelho, a ativação do quadríceps causa um deslizamento para frente da tíbia em relação ao fêmur, o qual é limitado pela ação do LCA, que resiste a translação anterior da tíbia. Na flexão do joelho, a ativação dos isquiotibiais causa um deslizamento posterior da tíbia em relação ao fêmur, o qual é limitado pelo LCP, que resiste a translação posterior da tíbia (Safran, Mckiag e Camp, 2002; Kingma, Aalbersberg e Van Dieen, 2004).

O papel dos músculos isquiotibiais durante a extensão do joelho é ajudar a ação do LCA com o aumento da tração posterior, o que diminui a força anterior do quadríceps. Essa diminuição da tração anterior dificulta a ocorrência de hiperextensão de joelho, por desacelerar a perna antes da extensão completa. Dessa forma, os isquiotibiais irão contrabalancear essa translação da tíbia (Coombs e Garbutt, 2002).

Esse sinergismo entre isquiotibiais e LCA é importante para a estabilidade do joelho, principalmente para não sobrecarregar e lesionar o LCA. Para isso, este sinergismo deve ser efetivo a partir de 30° de flexão de joelho, devido à produção de torque dos isquiotibiais ocorrer

de 20° a 30° de flexão do joelho e do LCA ocorrer de 30-45° (Coombs e Garbutt, 2002; Kingma, Aalbersberg e Van Dieen, 2004; Hewett, Myer e Zazulak, 2008).

Assim, de 0° a 45° de flexão do joelho o LCA encontra-se tensionado. Nesta amplitude é o momento em que a produção de torque do quadríceps promove uma importante anteriorização da tíbia (Yu e Garrett, 2007; Sacco e Tanaka, 2008). Isto confirma a necessidade de produção de força dos isquiotibiais para diminuir esta translação anterior causada pela produção de força do quadríceps (Hewett, Myer e Zazulak, 2008). Portanto, a estabilidade dinâmica da articulação do joelho durante os movimentos multiplanares é subordinada à coativação dos isquiotibiais, para não sobrecarregar os ligamentos e ocasionar lesões.

### **2.3 Lesões de joelho**

As lesões de membro inferior são as mais comuns na prática do futsal devido à demanda da extremidade inferior na execução dos fundamentos. (Junge e Dvorak, 2010b), analisaram a incidência de lesões durante o campeonato mundial de futsal de 2000, 2004 e 2008 e observaram que as lesões afetam mais a extremidade inferior (69,7%) e que a articulação predominantemente acometida é o joelho (15,8%), com a verificação de 3 lesões de ligamento cruzado.

A incidência de lesão de LCA é devida a presença de movimentos de desaceleração, aceleração e mudança de direção (Yu e Garrett, 2007; Renstrom et al., 2008); (Bennett et al., 2008; Alentorn-Geli et al., 2009), característicos de esportes como o futsal. Estes movimentos combinados com joelho valgo, rotação interna e aplicação de força de translação anterior pela contração do quadríceps promovem uma significativa tensão principalmente na banda anterior medial do LCA (Lustosa, Fonseca e Andrade, 2007; Renstrom et al., 2008; Alentorn-Geli et al., 2009; Alonso, Greve e Camanho, 2009). Dessa forma, essa tensão sobre o LCA ocorre no final do movimento de extensão do joelho, com aumento da sobrecarga no ligamento.

No gênero feminino, há um aumento da adução e rotação interna do quadril, e uma maior ativação do quadríceps com concomitante diminuição na coativação dos isquiotibiais devido a fatores hormonais, o que leva a um aumento de sobrecarga no LCA com maior suscetibilidade de lesão (Hewett, et al. 2005; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; Park, et al. 2009).

Este desequilíbrio de força muscular entre as musculaturas que envolvem o joelho ocorre de forma comum em atletas de algumas modalidades esportivas como futebol, futsal, voleibol, e taekwondo, em razão das diferentes demandas funcionais a que os mesmos são submetidos durante a prática esportiva (Mayer et al., 2010; Silva Neto et al., 2010; Weber et al., 2010). Esse fenômeno gera adaptações entre músculos antagonistas em torno de uma articulação, que alteram a sobrecarga mecânica que incide sobre os tecidos e estruturas peri-articulares, o que pode ser um dos mecanismos geradores de lesão e degeneração nas articulações envolvidas. No futsal, as exigências de suas ações específicas privilegiam os músculos extensores do joelho em detrimento dos flexores.

A diminuição de força dos isquiotibiais em relação ao quadríceps tem sido descrito como um mecanismo potencial para o aumento de lesões das extremidades dos membros inferiores (Rosene, Fogarty e Mahaffey, 2001; Coombs e Garbutt, 2002; De Ste Croix, Deighan e Armstrong, 2007; Portes et al., 2007; Bennett et al., 2008; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; Blache e Monteil, 2011), principalmente relacionadas aos ligamentos cruzados anterior e posterior.

A avaliação do desempenho muscular mostra-se fundamental para prevenir lesões, através da identificação precoce de desequilíbrio entre músculos de uma articulação ou da diferença de força entre membros, e auxiliar no treinamento e na reabilitação de atletas. Um método comumente utilizado para a identificação do desequilíbrio muscular é a avaliação por dinamometria isocinética.

## **2.4 Avaliação isocinética**

A capacidade de produção de força de um grupo muscular pode ser estimada com a utilização de um dinamômetro. O dinamômetro isocinético faz a mensuração do torque resultante produzido pelos grupos musculares em velocidade angular constante e na amplitude de movimento definida previamente pelo avaliador (Terrerri, Greve e Amatuzzi, 2001; Aquino et al., 2002; Dvir, 2002).

Este equipamento proporciona uma resistência de movimento e inicia a medição do torque quando o segmento alcança a velocidade angular estipulada, dessa forma, teoricamente, o segmento se moverá em velocidade constante (Rothstein, Lamb e Mayhew, 1987; Pua et al., 2008).

O dinamômetro é composto por alguns elementos básicos (Dvir, 2002):

1. Cadeira: serve para posicionar o sujeito e possibilitá-lo de executar estes movimentos. Essa cadeira possui ajustes de altura para alinhar o eixo da articulação do joelho com o eixo do braço de alavanca, além de cintos que são posicionados de maneira a limitar movimentos do tronco.

2. Braço de alavanca: possui um eixo para o encaixe da unidade de aceitação de força e move-se radialmente sobre um eixo fixo. Também possui regulagem de altura.

3. Unidade de aceitação de força: consiste em um acessório metálico em que será posicionada a perna do sujeito. A conexão desta unidade no braço de alavanca ocorre no local onde se encontra a célula de carga.

4. Célula de carga: é responsável por converter o sinal de força em um sinal elétrico. Este sinal elétrico é transmitido ao computador, onde ocorre o processamento desse sinal em valores de torque. Esses valores ficam armazenados no banco de dados do programa.

A figura 1 mostra os componentes de um dinamômetro isocinético.



Figura 1. Exemplo de um dinamômetro isocinético. A = Braço de alavanca; B = localização da célula de carga; C = Unidade de aceitação de força.

## 2.5 Torque

Torque (ou momento de força) é definido como uma grandeza vetorial que quantifica o efeito rotatório produzido por uma força. Essa grandeza depende tanto da intensidade da força quanto da distância perpendicular dessa força ‘em relação’ ao eixo em torno do qual o corpo gira (Enoka, 2000; Sacco e Tanaka, 2008).

Em uma situação isocinética o torque resultante ( $M_k$ ) gerado pelo grupo muscular (quadríceps ou isquiotibiais) seria igual à distância entre a unidade de aceitação da força e o eixo de rotação do joelho ( $d_e$ ), multiplicado pela força registrada pelo sensor de força ( $F_{et}$ ), conforme ilustrado na figura 2.

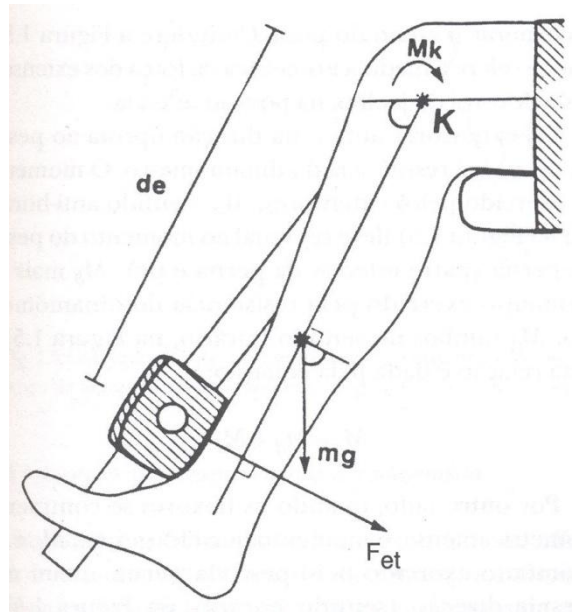


Figura 2. Esquema de produção de torque pelo quadríceps na articulação do joelho (DVIR, 2002).

Dentre os valores de torque resultante obtido, o torque máximo é a variável comumente utilizada para o conhecimento do desempenho muscular e cálculo da razão isquiotibiais/quadríceps pela maioria dos estudos encontrados na literatura (Aagaard et al., 1998; Coombs e Garbutt, 2002; Fonseca et al., 2007; Croisier et al., 2008; Gioftsidou et al., 2008; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; O'sullivan et al., 2008; Ferreira et al., 2010; Malý, Zahálka e Malá, 2010; Mayer et al., 2010; Silva Neto et al., 2010; Weber et al., 2010; Zabka, Valente e Pacheco, 2011).

Como a produção de torque é determinada pela relação força-comprimento, deixar de considerar a amplitude de movimento pode levar a carências de informações a respeito do comportamento muscular em torno da articulação do joelho (Welsch et al., 1998; Rousanoglou e Boudolos, 2008). Esta falta de informações pode interferir no planejamento e tomada de decisões na escolha do tipo de treinamento das atletas.

Outra maneira de se observar o desempenho muscular é através da produção de torque em função do tempo, em que se leva em consideração o torque produzido ao longo da amplitude de movimento (Tsepis et al., 2004; Pua et al., 2008). Dessa maneira, é possível verificar as variações na produção do torque ao longo da amplitude de movimento, facilitando a identificação de alterações do torque muscular em determinados ângulos que possam prejudicar a

estabilidade dinâmica do joelho das atletas e causar algum desequilíbrio muscular com risco de lesão.

## **2.6 Potência**

A capacidade do sistema neuromuscular em alcançar altos níveis de força no menor tempo possível, ressalta a importância da potência muscular para o desempenho do futsal. Segundo Enoka (2000), potência muscular é definida como a taxa de produção de torque resultante pela velocidade angular em uma articulação, o que mostra a capacidade de exercer o máximo de energia em um curto período de tempo.

A potência muscular tem recebido atenção pelos treinadores tanto em modalidades individuais como em coletivas. Uma das formas de se mensurar a potência muscular é através do dinamômetro isocinético (Terreri, Greve e Amatuzzi, 2001), em que através dos valores de torque resultante e da velocidade angular é possível calcular a potência.

Da mesma maneira que é possível observar a produção de torque em função do tempo, também é possível observar a variação da velocidade angular em função do tempo. Apesar da avaliação do desempenho muscular ser em condição isocinética sabe-se que existem variações desta velocidade devido às fases de aceleração e desaceleração que ocorrem no início e no fim do movimento (Iossifidou e Baltzopoulos, 1998).

Assim, o cálculo da potência do quadríceps e dos isquiotibiais em função do tempo deve levar em consideração as variações na produção de torque dos grupos musculares e da velocidade angular. Isto possibilita o conhecimento da variação dos valores de potência destes grupos musculares ao longo da amplitude de movimento, o que contribui no treinamento desta variável. Como por exemplo, a utilização de exercícios pliométricos que estimulem a flexão do joelho, possibilitando o treino de força dos isquiotibiais para prevenir desequilíbrios com risco de lesão.

## **2.7 Razão isquiotibiais/quadríceps**



O desequilíbrio muscular pode ser definido como a falta de equilíbrio na produção de força entre grupos musculares antagonistas, ou seja, um grupo muscular produz mais força que o outro.

Uma das formas de se avaliar o desequilíbrio muscular é através da relação entre os torques máximos de quadríceps e isquiotibiais. Através desta razão é possível analisar a capacidade dos isquiotibiais em neutralizar a translação tibial anterior produzida pelo quadríceps, bem como proporcionar estabilização articular dinâmica durante a extensão ativa do joelho (Aagaard et al., 1998; Silva Neto et al., 2010; Weber et al., 2010). Dessa forma, a análise da razão identifica possíveis desequilíbrios ou déficits de força que podem levar à instabilidade articular do joelho e auxiliar no diagnóstico, prevenção e tratamento das lesões ocasionadas por esses desequilíbrios.

A relação ideal entre o torque máximo dos isquiotibiais e o torque máximo do quadríceps é em média de 60% (Welsch et al., 1998; Coombs e Garbutt, 2002; Fonseca et al., 2007), o que mostra um desequilíbrio natural entre essas musculaturas. Caso esta relação esteja abaixo de 60%, este desequilíbrio poderá comprometer a estabilidade dinâmica e ocasionar lesões. De maneira semelhante, diferenças bilaterais maiores do que 15% correlacionam-se fortemente com lesões de membros inferiores (Dvir, 2002; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; Weber et al., 2010). As atletas de futsal podem apresentar um desequilíbrio muscular maior entre musculaturas e entre membros, decorrente das ações específicas da prática esportiva (Mayer et al., 2010; Weber et al., 2010).

A literatura apresenta maneiras diferentes de analisar a razão entre torques musculares. A primeira delas é chamada de razão convencional, e utiliza o mesmo modo de contração (isométrico, concêntrico ou excêntrico) para a musculatura antagonista e agonista. Um exemplo seria a razão do torque máximo dos isquiotibiais pelo torque máximo do quadríceps em contrações concêntricas. Esta razão utiliza o valor de 0.6 ou 60%. A outra maneira é chamada de razão funcional, e utiliza modos de contração diferentes para os antagonistas e agonistas. Um exemplo seria a razão do torque máximo dos isquiotibiais em contração excêntrica pelo torque máximo do quadríceps em contração concêntrica. Esta razão utiliza o valor de 1 ou 100% (Aagaard et al., 1998; Welsch et al., 1998; Rosene, Fogarty e Mahaffey, 2001; Coombs e Garbutt, 2002; De Ste Croix, Deighan e Armstrong, 2007; Fonseca et al., 2007; Portes et al., 2007). Vale

ressaltar que neste estudo apenas serão revisados trabalhos referentes à análise do desequilíbrio muscular pela razão convencional.

Ao analisar a razão convencional (isquiotibiais/quadríceps) obtido pelo torque máximo concêntrico, encontramos estudos com atletas de futebol feminino e em diferentes velocidades angulares (Silva Neto et al., 2010; Zabka, Valente e Pacheco, 2011). Estes estudos mostram que atletas femininas apresentam valores de razão abaixo do limiar de 60% em ambos os membros quando analisados em baixas velocidades angulares (como  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ) e valores acima de 60% em ambos os membros em altas velocidades (como,  $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ). Entretanto, apesar da verificação de valores abaixo de 60% em baixas velocidades, os autores não relatam a presença de lesão das atletas neste caso.

A princípio, esta razão de 60% utilizado como índice de desequilíbrio muscular e estabilidade dinâmica, sugere um risco de lesão de LCA quando verificado baixos valores dos isquiotibiais que podem comprometer o sinergismo deste com o ligamento. Porém não significa que haverá lesão.

O gênero feminino apresenta maior ativação do quadríceps e menor ativação dos isquiotibiais (Bennett et al., 2008; Renstrom et al., 2008; Alentorn-Geli et al., 2009), o que acaba apresentando um maior risco de lesão, que pode aumentar com a especificidade da modalidade esportiva. No caso do futsal, os fundamentos priorizam o grupo muscular do quadríceps que pode proporcionar maior desequilíbrio muscular, alteração da estabilidade dinâmica, sobrecarga na articulação e conseqüentemente, risco de lesão.

Conforme descrito anteriormente, há variação da produção de torque ao longo da amplitude de movimento. Assim uma alternativa é calcular a razão isquiotibiais/quadríceps em função do tempo para verificar o comportamento muscular na manutenção da estabilidade dinâmica da articulação do joelho ao longo de toda a amplitude de movimento (Welsch et al., 1998). Esse procedimento pode levar a maiores informações acerca dos ângulos em que pode ocorrer o desequilíbrio muscular com prejuízo na estabilidade dinâmica e risco de lesão.

Alguns autores já verificaram a razão ao longo da amplitude de movimento de forma isométrica (Welsch et al., 1998) e isocinética através de modelos matemáticos (Aagaard et al., 1998; Coombs, Garbutt e Cramp, 2002), ou em ângulos específicos (Kellis e Katis, 2007). Como conclusão, estes autores trazem a importância de se verificar o desequilíbrio muscular ao longo da amplitude para o conhecimento do desempenho muscular e estabilidade dinâmica.

Assim, o dinamômetro isocinético tem sido utilizado para avaliar o desequilíbrio muscular em atletas de diferentes modalidades por meio do torque máximo. Contudo, com a obtenção da produção de torque do quadríceps e dos isquiotibiais em função do tempo, há possibilidade de calcular a razão com os valores obtidos na mesma amplitude de movimento, ou seja, a relação entre os valores de quadríceps e isquiotibiais a 30°, por exemplo. Com isso, será possível identificar as amplitudes que ocorre o desequilíbrio muscular e verificar a variação da estabilidade dinâmica ao longo de toda amplitude de movimento. Esse procedimento favorece a especificidade no treino dando ênfase nos ângulos com maior desequilíbrio, com treino de fortalecimento, diminuindo assim o risco de lesão dos atletas.

## **2.8 Justificativa**

A utilização de avaliação isocinética tem sido utilizada por diversos estudos a fim de se conhecer o desempenho muscular dos atletas. Porém não foi encontrado na literatura estudos sobre o desempenho de atletas de futsal feminino, o que é necessário tanto para o treinamento como para reabilitação e prevenção de lesões.

Na prática, estas atletas priorizam o grupo muscular do quadríceps em relação ao grupo muscular dos isquiotibiais ocorrendo um desequilíbrio muscular devido às demandas funcionais destes grupos. Em combinação com maior ativação do quadríceps e diminuição da co-ativação dos isquiotibiais devido a fatores hormonais. Assim, se faz necessário quantificar o desempenho muscular destes grupos musculares pela produção de torque e potência, e observar a presença de desequilíbrio muscular pela razão isquiotibiais/quadríceps. Em média, esta razão deve ser acima de 60% para não sobrecarregar os ligamentos cruzados e gerem risco de lesão.

Na literatura, tanto o desempenho quanto o desequilíbrio muscular costumam ser descritos a partir dos valores de torque máximo. Com esta primeira variável são calculadas a potência máxima e a razão antagonista/agonista. Esta forma de avaliação não se preocupa com as variações na produção do torque ao longo do movimento executado, o que pode levar a falhas nas conclusões sobre desempenho muscular e estabilidade articular.

Assim, o cálculo destas variáveis deve levar em consideração os valores obtidos em função do tempo para verificar a capacidade de produção de torque e potência, e de estabilidade dinâmica destes atletas ao longo de toda a amplitude de movimento.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

Analisar o desempenho muscular do quadríceps e dos isquiotibiais levando em consideração a série de tempo e a amplitude de movimento de atletas amadoras de futsal feminino.

#### **3.2 Objetivos específicos**

- Analisar o torque concêntrico do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento nas velocidades angulares de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ .
- Analisar a potência concêntrica do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento nas velocidades angulares de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ .
- Analisar o equilíbrio muscular de quadríceps e isquiotibiais por meio da razão do torque concêntrico ao longo do ciclo de movimento nas velocidades angulares de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ .
- Comparar a razão pelo pico de torque com a razão convencional por meio do torque concêntrico ao longo do ciclo de movimento nas velocidades angulares de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ .
- Identificar e comparar os valores de razão convencional ao longo do ciclo de movimento nos ângulos de  $80^{\circ}$  a  $30^{\circ}$ .

#### **4 HIPÓTESE**

Os valores de torque e potência do quadríceps serão maiores entre os ângulos de 45° a 90° de flexão do joelho e os valores de torque e potência dos isquiotibiais serão maiores entre os ângulos de 0° a 45° de flexão do joelho.

A razão convencional por meio do torque ao longo do ciclo de movimento serão maiores que o limiar de referência de 60% nos ângulos de 0° a 45° de flexão do joelho.

A razão pelo pico de torque promove uma avaliação errônea quanto à presença de desequilíbrio muscular entre as atletas.

O maior valor da razão convencional por meio do torque ao longo do ciclo de movimento ocorre no ângulo de 30° de flexão do joelho.

## **5 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **5.1 Caracterização da amostra**

Para o desenvolvimento do estudo foram avaliadas 19 atletas amadoras de futsal feminino, com idade de  $20 \pm 2.83$  anos (média  $\pm$  desvio padrão), com massa corporal de  $56.4 \pm 6.1$  kg e com estatura de  $1.60 \pm 0.08$  m (vide APÊNDICE A). As atletas amadoras pertencem a equipes atléticas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) e a equipe do clube Bonfim Recreativo e Social, da cidade de Campinas, São Paulo. O membro dominante foi definido como o membro inferior mais utilizado para a execução dos fundamentos na prática do futsal.

Para a participação no estudo, as atletas deveriam atender aos seguintes critérios de inclusão: a) ausência de lesão de LCA e/ou LCP no membro dominante e b) concordarem em participar da pesquisa. Para confirmar a ausência de lesão de LCA e/ou LCP foram realizados os testes de Lachman (LCA) e Lachman invertido (LCP) (Magee, 2005). O teste é realizado com o sujeito em decúbito dorsal, com  $30^\circ$  de flexão do joelho. O examinador segura a coxa do sujeito com uma das mãos, com o intuito de estabilizá-la, e com a outra mão traciona anteriormente a perna do sujeito, assim irá verificar o deslizamento da tíbia em relação ao fêmur. O Teste é positivo quando há uma movimentação excessiva da tíbia.

As atletas foram devidamente informadas sobre os objetivos da pesquisa e os procedimentos a serem realizados através de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (n°1201/2010-CEP).

### **5.2 Instrumentação**

As medidas antropométricas (altura e massa corporal) foram medidas através de um estadiômetro de madeira com precisão de 1 mm e através de uma balança digital com precisão 0.1 g.

O dinamômetro isocinético do tipo Biodex System 3 (marca Biodex Medical Systems, Nova York, EUA) com frequência de aquisição de 100 Hz, foi utilizado para a obtenção dos dados referentes ao torque produzido em contrações voluntárias máximas.

Estes dados são fornecidos a cada 10 ms, assim como o ângulo em que foi obtido este torque, por exemplo, a 300 ms o valor de torque alcançado foi de 96.4 N·m, a 61° de amplitude de movimento. Todos os dados foram armazenados no computador do próprio dinamômetro e retirados em arquivo de texto no formato.txt para posterior análise.

O modo de contração utilizado no dinamômetro isocinético foi o concêntrico, tanto para a extensão quanto para a flexão de joelho, com velocidade constante pré-determinada de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Essas velocidades foram escolhidas devido estudos mostrarem uma relação entre o torque produzido nesta velocidade e o desempenho do salto (Bryant, Pua e Clark, 2009). Assim que o sujeito atinge a velocidade estabelecida, a resistência encontrada gerada pelo dinamômetro é igual à força produzida pelo sujeito durante toda a amplitude de movimento de extensão e flexão do joelho.

### 5.3 Procedimentos

Os procedimentos desta pesquisa foram realizados nas dependências da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.

Previamente à realização do teste, cada participante realizou um aquecimento de 5 minutos em bicicleta ergométrica (marca *Movement*), em uma cadência de pedalada de preferência.

Em seguida, cada participante foi posicionada sentada na cadeira do dinamômetro, com a perna fixada pelo tornozelo. A região distal da coxa e o tronco foram fixados e estabilizados por meio de cintos de velcro no sentido de prevenir movimentos acessórios. O eixo de rotação do joelho (parte lateral do côndilo femoral) foi alinhado com o braço de alavanca do dinamômetro. Após o posicionamento do sujeito, foram registradas as medidas referentes: a) altura da cadeira; b) encosto; c) posição da cadeira; d) altura do braço de alavanca; e e) posição do dinamômetro, com o intuito de padronizar a posição de teste de cada sujeito individualmente.

Para a correção da gravidade, foi posicionada a perna do sujeito sobre o braço de alavanca numa amplitude de 30°, no qual é medido o torque exercido pelo membro e

automaticamente o software do dinamômetro corrige os valores de torque que serão mensurados. No caso do membro estar fazendo a extensão, contra a gravidade, será adicionado este torque corrigido ao torque mensurado, enquanto na flexão, a favor da gravidade, será subtraído (Fillyaw, Bevins e Fernandez, 1986).

A calibração do dinamômetro foi realizada de acordo com as especificações contida no manual do fabricante. A ação da musculatura de quadríceps e isquiotibiais foram avaliadas com o movimento da articulação do joelho na amplitude de movimento limitada entre 90° de flexão e 0° de extensão (0° de extensão foi considerado extensão completa). Foi utilizado o modo concêntrico-concêntrico, em que tanto o quadríceps quanto os isquiotibiais contraíam concentricamente durante os movimentos de flexão e extensão.

Para a familiarização das participantes ao dinamômetro, foi realizada uma série de cinco repetições submáximas de extensão e flexão do joelho na velocidade de  $150^{\circ}\cdot s^{-1}$ , seguido por um período de recuperação de 90 segundos entre cada repetição.

A avaliação foi realizada em duas séries de cinco repetições de flexão/extensão do joelho no modo concêntrico-concêntrico, sendo uma na velocidade angular de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a outra na velocidade angular de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , somente no membro dominante. Entre as séries foi realizada uma pausa com a duração de 60 segundos para evitar fadiga.

Todas as participantes receberam estímulo auditivo para desenvolver torque máximo a cada repetição.

#### **5.4 Análise dos dados**

A análise dos dados brutos em formato.txt extraído do dinamômetro isocinético foi realizada a partir de rotinas específicas desenvolvidas de ambiente *Matlab*<sup>®</sup>.

A partir destes dados brutos, foi realizada uma análise espectral utilizando-se a Transformada de Fourier. Ao aplicar a análise espectral, os dados de torque resultante que se encontram em função do tempo, passam a ser visualizados em função da frequência (Figura 3). Este procedimento foi feito para observar em que frequência os dados se encontravam para a escolha da frequência de corte do filtro digital mais adequado.



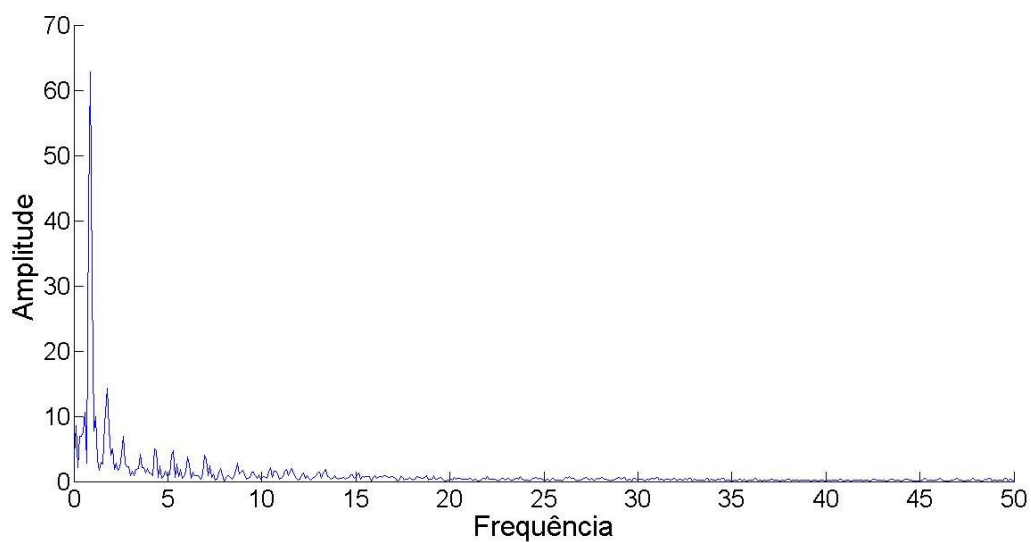


Figura 3. Análise espectral dos dados brutos referentes ao Torque

Como havia dúvidas entre as frequências de 5 Hz e de 10Hz, foram analisados os resíduos obtidos pelo filtro em ambas as frequências para visualizar se a frequência dos resíduos estão próximas das frequências esperadas em uma distribuição normal, conforme ilustrado as figuras 4 e 5.

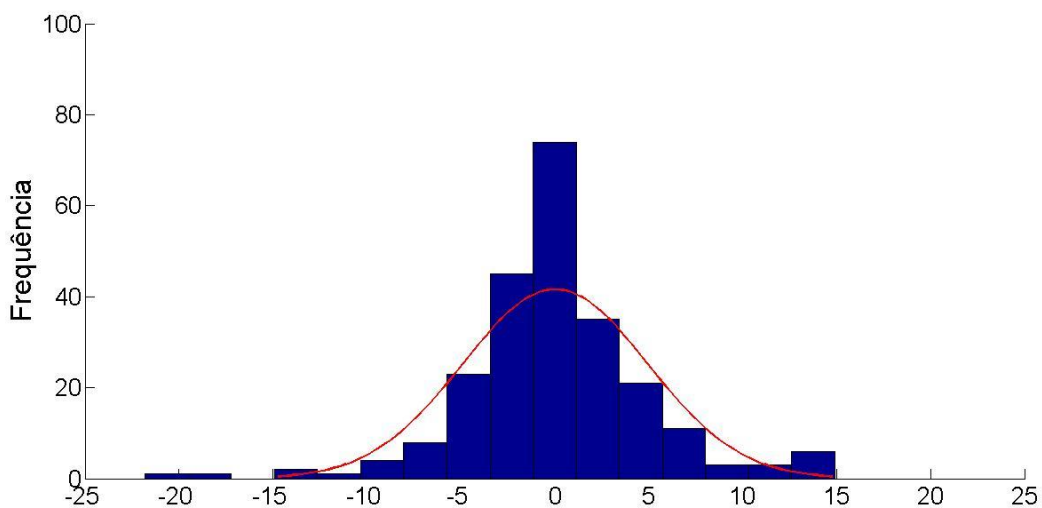


Figura 4. Histograma da distribuição de frequência dos resíduos obtidos com a frequência de corte de 5 Hz.

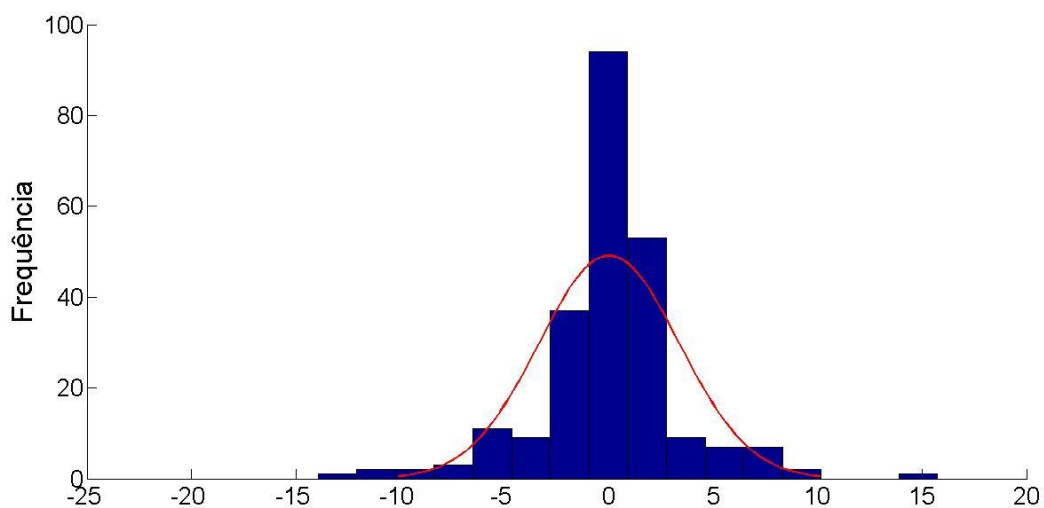


Figura 5. Histograma da distribuição de frequência dos resíduos obtidos com a frequência de corte de 10 Hz.

Assim, para a filtragem dos dados brutos, foi utilizado um filtro digital Butterworth passa-baixa de 3<sup>a</sup> ordem, em uma frequência de corte de 5 Hz. Essa filtragem ocorreu apenas nas variáveis, torque resultante e velocidade angular em ambas as séries coletadas, para eliminação do ruído proveniente do sistema, como observado na figura 6.

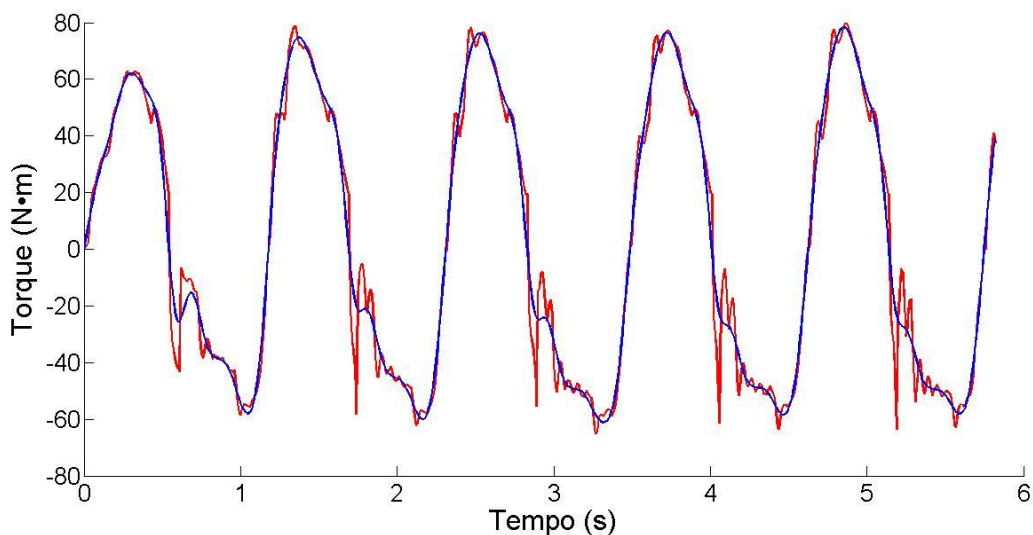


Figura 6. Filtragem dos dados brutos de torque resultante. A linha vermelha representa os dados brutos, a linha azul representa os dados filtrados.

Após a filtragem, foram obtidos os dados referentes ao tempo (segundos), torque resultante ( $\text{N}\cdot\text{m}$ ), ângulo ( $^\circ$ ) e velocidade angular ( $^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ ) separados em movimentos de flexão e

extensão para cada uma das 5 repetições, a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  no membro dominante. Todas as repetições foram analisadas, devido os maiores valores de torque de quadríceps e isquiotibiais nem sempre ocorrerem na mesma repetição.

Com o intuito de se analisar os dados isocinéticos, foram considerados os valores de torque obtidos a 70% das velocidades angulares ( $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ ) consideradas neste estudo. No caso da velocidade a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ , somente os valores obtidos a partir da velocidade  $54^{\circ}\cdot s^{-1}$  e, no caso da velocidade a  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , os valores obtidos a partir de  $63^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Este procedimento resulta no desprezo das fases de aceleração e desaceleração que acontecem no início e fim do movimento de flexão e extensão do joelho, como descrito por Iossifidou e Baltzopoulos (1998), o que elimina os torques que não foram gerados de forma isocinética.

Com a identificação destes valores isocinéticos a cada repetição, foi possível determinar o comportamento muscular durante o movimento de flexão e extensão do joelho, por meio da produção de torque do quadríceps e dos isquiotibiais em função do tempo. Esta eliminação dos valores abaixo de 70% das velocidades angulares faz com que sejam excluídos o início e o fim de cada repetição, existindo uma perda dos ângulos do início e final da amplitude de movimento.

Porém para garantir as mesmas amplitudes de movimento para todas as atletas foi limitado o ângulo de  $30^{\circ}$  de flexão do joelho como sendo o início do ciclo de movimento (0% do ciclo de movimento) e o ângulo de  $80^{\circ}$  como o final do ciclo de movimento (100% do ciclo de movimento). Este procedimento facilita a interpretação dos dados e possibilita visualizar as 5 repetições de cada atleta e a melhor repetição das 19 atletas graficamente.

Dessa maneira, a partir desses valores de torque, foi calculada a potência angular destes grupos musculares em função do ciclo de movimento. O cálculo da potência angular (W) foi determinado pela equação (1).

$$P = \text{torque (N.m)} \times \text{velocidade angular } (^{\circ}.s^{-1})$$

Equação (1)

Também foram calculadas 2 variáveis da razão isquiotibiais/quadríceps no membro dominante. A razão máxima por meio do torque máximo (equação 2a), e a razão ciclo por meio dos valores de torque em função do ciclo de movimento (equação 2b).

Para o cálculo da razão ciclo foram utilizados os valores de torque de quadríceps e isquiotibiais produzidos no mesmo ângulo. Por exemplo, os valores de quadríceps e isquiotibiais obtidos a 30°. No caso desta razão ciclo, o ângulo de 30° representa 0% e 80° representam 100% do ciclo de movimento.

Estas variáveis serão apresentadas em porcentagem (%).

$$\text{razão máxima (\%)} = \frac{\text{torque máximo isquiotibiais}}{\text{torque máximo quadríceps}} * 100$$

Equação (2a)

$$\text{razão ciclo (\%)} = \frac{\text{torque isquiotibiais}}{\text{torque quadríceps}} * 100$$

Equação (2b)

Posteriormente, foi calculada a razão ciclo de 80° a 30° a cada 10° para ambas as velocidades.

## 5.5 Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade de Lilliefors ( $p < 0.05$ ) para a verificação da sua normalidade. Como apresentaram distribuição normal ( $p = 0.05$ ), foi realizado o teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) para a comparação da razão ciclo entre os ângulos no membro dominante em ambas as velocidades angulares. O teste *post hoc* de Tukey, para comparações múltiplas, foi empregado para identificar diferenças significativas da razão ciclo entre os ângulos.

O nível de significância adotado foi de  $p < 0.05$  (95% de significância).

## 6 RESULTADOS

Para o conhecimento do desempenho muscular do grupo, primeiramente foram analisados somente os valores do torque do quadríceps e dos isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição de cada atleta, conforme apresentado nas figuras 7 e 8 na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  respectivamente.

A média dos valores de torque do quadríceps a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  foi maior em aproximadamente 40% a 80% do ciclo de movimento, o que corresponde aos ângulos de  $50^{\circ}$  a  $70^{\circ}$  de flexão do joelho, em relação ao início (0% a 40%) e o final do ciclo (80% a 100%). Estes resultados foram semelhantes na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Enquanto que a média dos valores de torque dos isquiotibiais apresenta-se maior ao final do ciclo de movimento em aproximadamente 80% a 100%, o que equivale aos ângulos de  $70^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de flexão do joelho, em relação ao início e meio do ciclo (0% a 80%) em ambas as velocidades. Além disso, é possível observar que os valores do torque dos isquiotibiais foram menores que os valores do quadríceps.

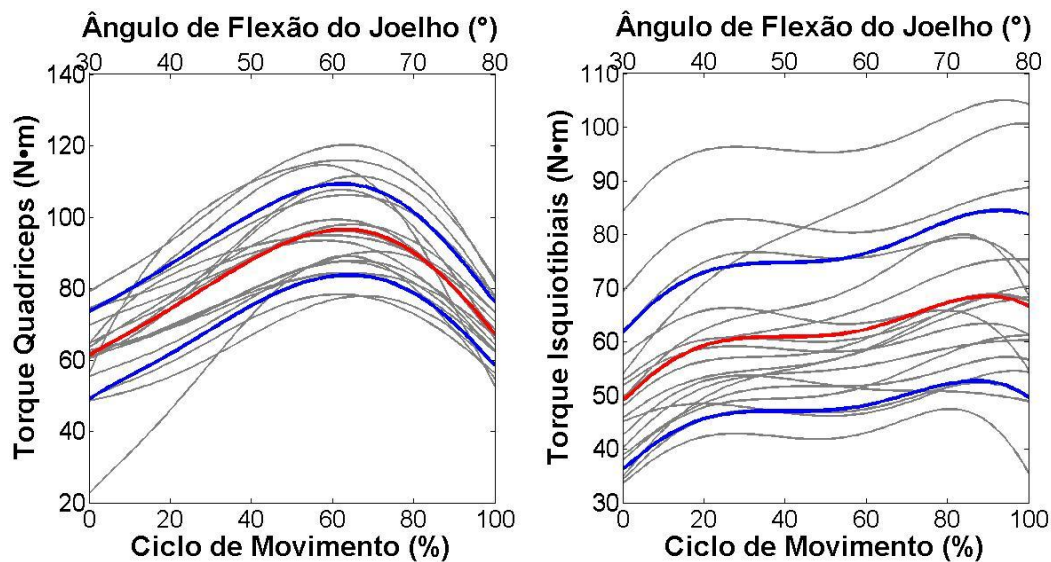


Figura 7. Valores de torque do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão.

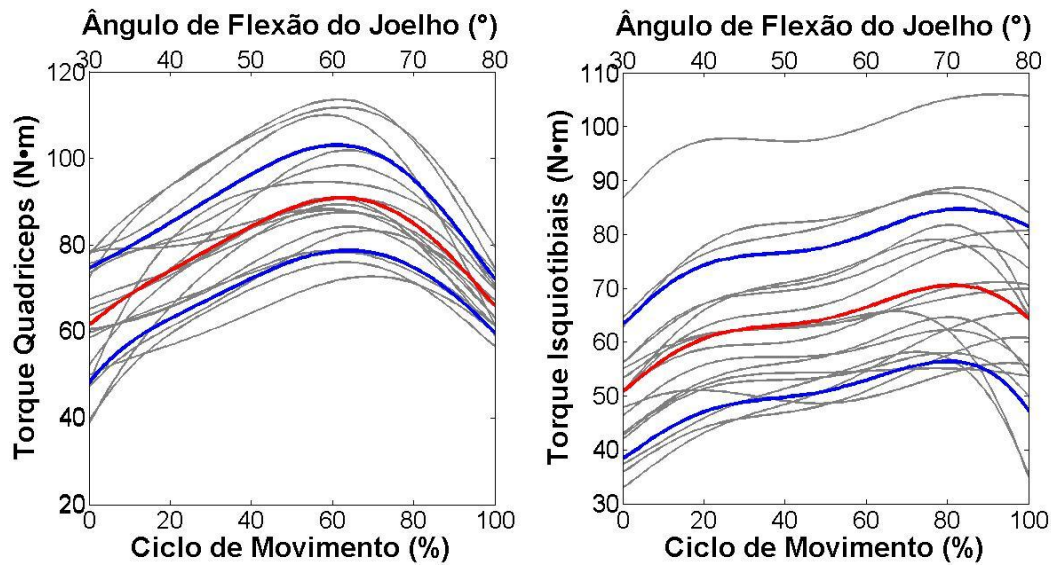


Figura 8. Valores de torque do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão.

As figuras 9 e 10 mostram os valores de potência do quadríceps e dos isquiotibiais em função do ciclo de movimento nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  respectivamente. Como observado anteriormente nos valores de torque do quadríceps, a média da potência do quadríceps também foi maior de 40% a 80% do ciclo em relação ao início (0% a 40%) e fim do ciclo (80% a 100%), o que equivale aos ângulos de  $50^{\circ}$  a  $70^{\circ}$  de flexão do joelho. Já a média da potência dos isquiotibiais foi constante de 0% a 70% do ciclo, que corresponde aos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $65^{\circ}$ , e a partir de aproximadamente 70% apresenta uma queda até o final do ciclo de movimento (100%), em ambas as velocidades.

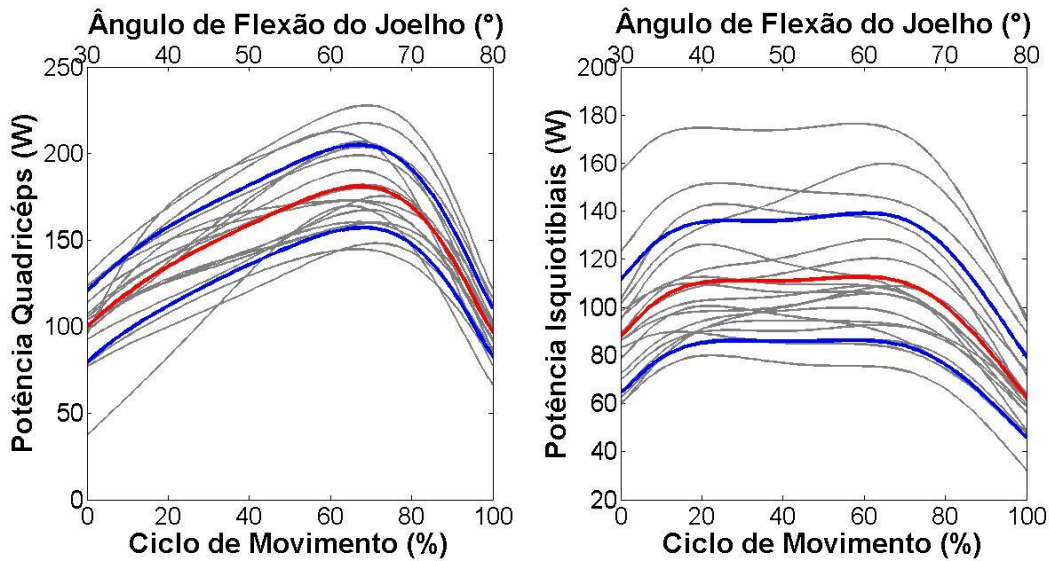


Figura 9. Valores de potência do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão.

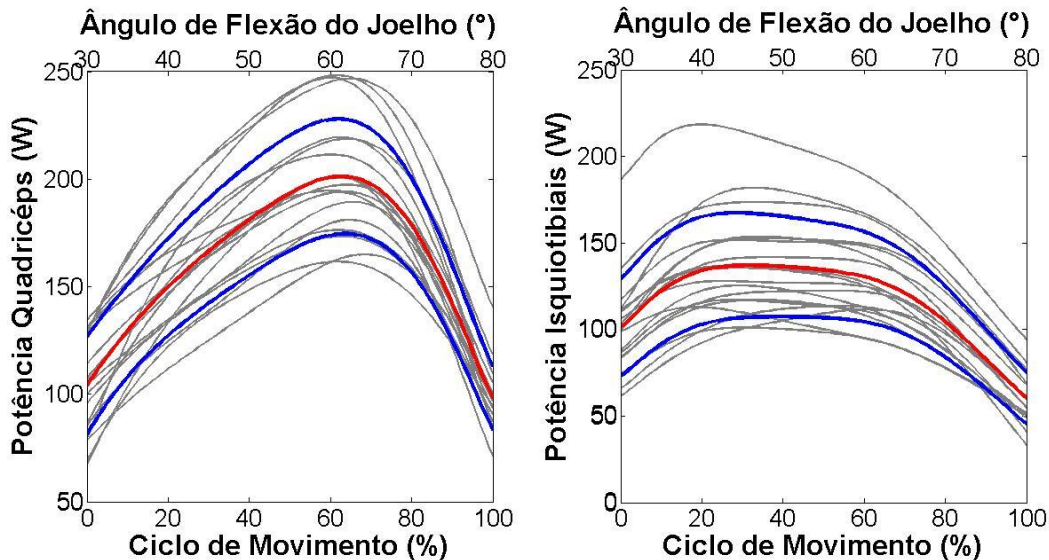


Figura 10. Valores de potência do quadríceps e isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão.

As figuras 11 e 12 mostram os valores de razão isquiotibiais/quadríceps ao longo do ciclo de movimento nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  respectivamente. Em média, a razão varia ao longo de todo o ciclo nas duas velocidades, com valores mais baixos no meio do ciclo (aproximadamente de 40% a 70% do ciclo) equivalente aos ângulos de  $50^{\circ}$  a  $65^{\circ}$  de flexão do

joelho, e valores mais elevados no início e final do ciclo (aproximadamente de 0% a 40% e de 70% a 100%) equivalente aos ângulos de 30° a 50° e de 65° a 80° de flexão do joelho.

Na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  são apenas 18 atletas por que 1 das atletas (sujeito 17) apresentava no início do ciclo de movimento que corresponde ao ângulo de 30° de flexão do joelho baixos valores de quadríceps, que por influenciar o cálculo da razão mostra resultado equivocados neste ângulos. Assim, alterava a curva de média e desvio padrão do grupo.

Com relação ao limite de 60% referente ao desequilíbrio muscular com risco de lesão, os valores médios estavam acima deste limite nas duas velocidades. Porém na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ , o desvio padrão mostra uma faixa abaixo do limite de 60%, em aproximadamente de 40% a 80% do ciclo de movimento, o que indica que entre os ângulos de 50° a 70° de flexão do joelho há um maior risco de lesão dessas atletas.

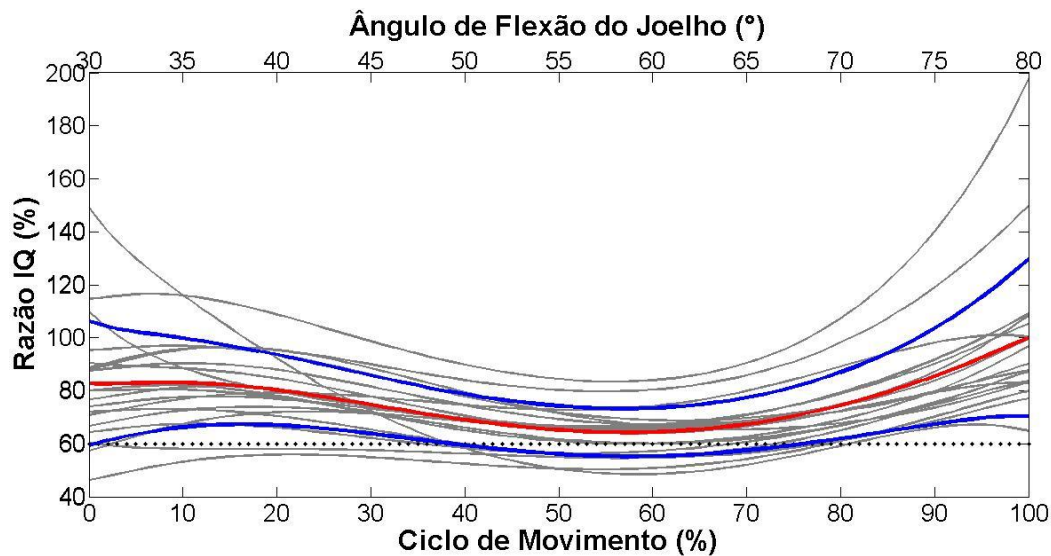


Figura 11. Valores de razão ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa a média e a pontilhada representa o desvio padrão.



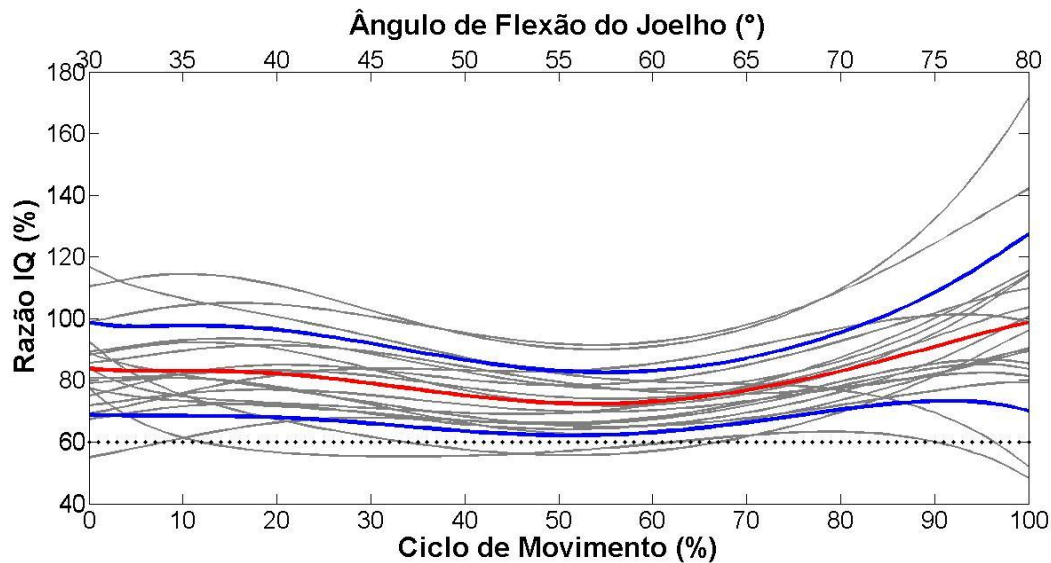


Figura 12. Valores de razão ao longo do ciclo de movimento da melhor repetição do membro dominante das 18 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  e a média e desvio padrão do grupo. As linhas cinza representam os valores de torque, a linha preta contínua representa à média e a pontilhada representa o desvio padrão.

A tabela 1 e 2 mostram os valores pontuais de razão ciclo produzidos nos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  respectivamente. Ao longo destas amplitudes foram encontradas 6 atletas com valores de razão abaixo do limite de 60% na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e 4 atletas com valores abaixo na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Por outro lado, ao verificar o valores da razão máxima pelo torque máximo, em que não se leva em consideração o mesmo ângulo em que foi obtido o torque, identificou-se apenas 2 atletas com valores de razão abaixo de 60% na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e nenhuma atleta com valores de razão abaixo de 60% na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , como pode ser observado na tabela 3.

Ao observar os valores pontuais de razão ciclo produzidos nos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de cada atleta, verificou-se que as 2 atletas que apresentavam valores abaixo de 60% pela razão máxima somente a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ , mantinham estes valores abaixo de 60% em algum dos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$ , porém em ambas as velocidades. Além disso, as outras atletas que apresentaram em algum dos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  valores de razão ciclo abaixo de 60%, pelo cálculo da razão máxima estas mesmas atletas apresentavam valores entre 60% e 75%.

Quando observados os valores de razão ciclo e razão máxima obtidos nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  é possível notar que há um aumento nos valores de razão quanto maior a velocidade angular executada.

Tabela 1. Valores de razão ciclo nos ângulos de 30° a 80° da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas nas velocidades de 180°·s<sup>-1</sup>.

Participantes	Razão Ciclo (%)					
	30°	40°	50°	60°	70°	80°
<b>S1</b>	78.60	79.99	69.16	63.12	75.82	102.81
<b>S2</b>	74.60	80.17	74.59	72.62	84.00	100.54
<b>S3</b>	49.79	57.29	52.95	50.53	58.25	74.76
<b>S4</b>	93.87	96.48	84.16	79.14	93.76	143.61
<b>S5</b>	81.55	79.05	66.27	59.53	65.69	90.19
<b>S6</b>	67.65	67.07	59.20	56.12	62.94	82.54
<b>S7</b>	77.56	78.20	69.36	66.05	76.05	106.09
<b>S8</b>	98.23	95.18	79.85	69.12	71.62	94.06
<b>S9</b>	73.09	71.34	61.23	55.11	61.57	82.68
<b>S10</b>	62.83	74.53	68.80	66.71	76.26	102.33
<b>S11</b>	66.16	58.79	56.37	54.60	59.83	75.57
<b>S12</b>	82.63	78.73	67.35	60.20	64.59	79.23
<b>S13</b>	92.39	95.01	81.19	67.27	66.94	78.82
<b>S14</b>	117.24	111.11	91.83	83.26	99.67	172.12
<b>S15</b>	125.02	82.35	70.54	65.51	70.23	81.87
<b>S16</b>	173.20	97.99	59.26	47.82	56.52	65.46
<b>S17</b>	95.47	86.66	72.00	63.92	69.99	77.04
<b>S18</b>	91.43	89.53	76.12	67.33	71.99	100.18
<b>S19</b>	68.36	73.69	68.58	65.52	70.60	88.39
<b>Média ± Desvio Padrão</b>	87.88 ± 27.64	81.75 ± 13.71	69.94 ± 9.93	63.87 ± 8.96	71.39 ± 11.36	94.65 ± 25.43

Tabela 2. Valores de razão ciclo nos ângulos de 30° a 80° da melhor repetição do membro dominante das 18 atletas nas velocidades de 210°·s<sup>-1</sup>.

Participantes	Razão Ciclo (%)					
	30°	40°	50°	60°	70°	80°
<b>S1</b>	96.82	73.40	68.82	69.01	82.72	112.34
<b>S2</b>	74.87	81.22	82.69	82.71	93.79	99.61
<b>S3</b>	57.52	66.83	67.10	66.63	76.15	80.51
<b>S4</b>	100.63	104.34	94.71	90.68	104.96	133.21
<b>S5</b>	92.29	89.99	76.55	70.75	79.49	105.87
<b>S6</b>	69.82	72.10	66.21	63.61	71.68	94.12
<b>S7</b>	90.57	92.21	83.79	76.05	81.76	107.29
<b>S8</b>	126.70	101.04	88.93	78.58	79.97	50.85
<b>S9</b>	80.17	78.40	67.01	62.11	69.57	88.54
<b>S10</b>	79.14	83.98	79.97	77.61	88.44	107.15
<b>S11</b>	87.86	56.76	55.20	58.11	63.37	45.74
<b>S12</b>	90.87	75.75	68.29	64.05	70.14	75.15
<b>S13</b>	89.67	90.09	83.20	76.03	77.38	87.83
<b>S14</b>	112.61	111.63	95.29	89.44	106.45	161.59
<b>S15</b>	84.71	72.84	66.87	65.91	76.41	80.85
<b>S16</b>	94.74	66.39	57.01	54.77	65.30	93.27
<b>S18</b>	82.81	81.33	77.50	73.23	82.18	95.31
<b>S19</b>	75.51	76.75	72.00	69.15	74.90	77.41
<b>Média ± Desvio Padrão</b>	88.18 ± 15.69	81.95 ± 14.19	75.06 ± 11.65	71.58 ± 9.94	80.26 ± 11.95	94.48 ± 26.97

Tabela 3. Valores de razão pelo torque máximo da melhor repetição do membro dominante das 19 atletas nas velocidades de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ .

Participantes	Razão máxima (%)	
	$180^{\circ}\cdot s^{-1}$	$210^{\circ}\cdot s^{-1}$
S1	78.10	86.01
S2	83.30	89.49
S3	55.97	73.29
S4	93.52	97.51
S5	67.63	79.31
S6	64.92	72.29
S7	79.87	83.07
S8	77.96	78.96
S9	64.76	71.36
S10	77.94	88.86
S11	60.22	61.52
S12	64.72	68.49
S13	68.94	75.85
S14	91.66	96.33
S15	68.53	73.07
S16	53.24	68.14
S17	66.72	67.10
S18	73.94	77.18
S19	71.60	74.02
<b>Média ± Desvio padrão</b>	<b>71.77 ± 10.89</b>	<b>77.99 ± 9.95</b>

As figuras 13 e 14 mostram a comparação das médias dos valores de razão isquiotibiais/quadríceps ao longo do ciclo de movimento nos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de flexão do joelho. Foi utilizado o Boxplot não como forma estatística, mas com o intuito de melhor visualização dos dados. Na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ , a média do valor da razão ciclo foi significativamente menor de  $50^{\circ}$  a  $70^{\circ}$  quando comparados aos ângulos de  $30^{\circ}$  e  $80^{\circ}$  de flexão do joelho, e sem diferença significativa entre os valores da razão ciclo entre os ângulos de  $30^{\circ}$ ,  $40^{\circ}$  e  $80^{\circ}$  ( $p < 0,01$ ). Um resultado semelhante foi observado na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , em que a média da razão ciclo foi significativamente menor nos ângulos de  $70^{\circ}$  a  $40^{\circ}$  de flexão do joelho quando comparado aos ângulos de  $30^{\circ}$  e  $80^{\circ}$  ( $p < 0,01$ ). Porém não há diferença significativa entre a média da razão obtida a  $30^{\circ}$  e a  $80^{\circ}$ .

É importante ressaltar que os ângulos em que há valores de razão obtidos abaixo da razão limiar de 60% foram observados entre os ângulos de 70° a 40° de flexão do joelho na velocidade de  $180^\circ \cdot s^{-1}$  e, nos ângulos de 80° e de 60° a 30° na velocidade de  $210^\circ \cdot s^{-1}$ .

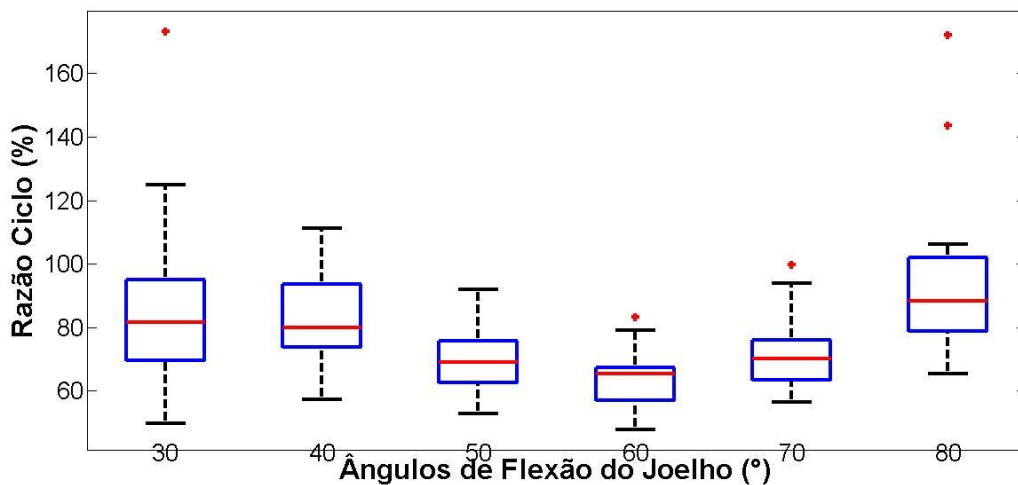


Figura 13. Boxplot dos valores da razão ciclo obtidos nos ângulos de 80° a 30° na velocidade de  $180^\circ \cdot s^{-1}$ . A linha pontilhada representa o limite de 60%, em que os valores inferiores aumentam o risco de lesão.

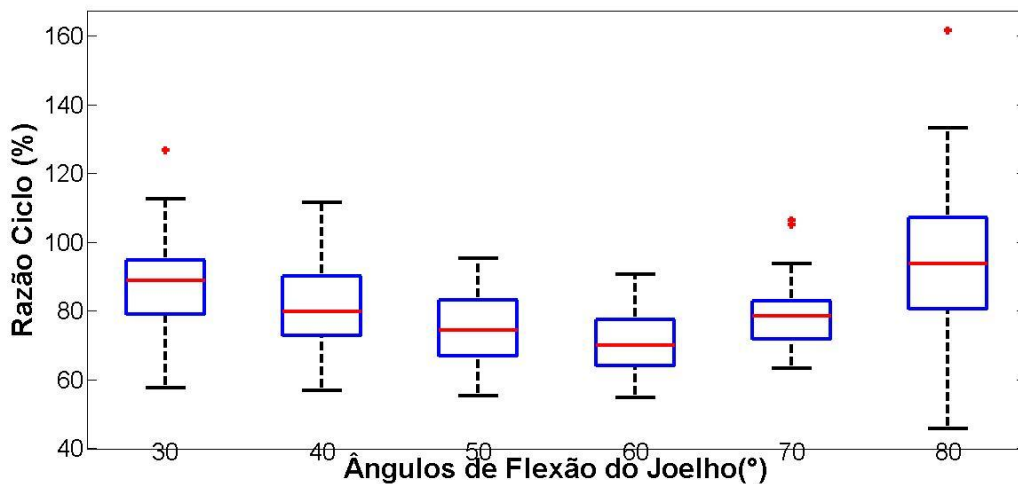


Figura 14. Boxplot dos valores da razão ciclo obtidos nos ângulos de 80° a 30° na velocidade de  $210^\circ \cdot s^{-1}$ . A linha pontilhada representa o limite de 60%, em que os valores inferiores aumentam o risco de lesão.

## 7 DISCUSSÃO

Através da análise das variáveis torque e potência do quadríceps e dos isquiotibiais, e da razão isquiotibiais/quadríceps foi possível observar o desempenho muscular das atletas de futsal ao longo da amplitude de movimento de flexão e extensão do joelho executadas na prática esportiva. Estes resultados mostram que há uma variação do torque, potência e razão ao longo do ciclo de movimento de flexão e extensão do joelho das atletas de futsal. Isso permite diferenciar atletas com desequilíbrio muscular que possa prejudicar a estabilidade dinâmica do joelho em pontos específicos do ciclo de movimento.

Em ambas as velocidades analisadas, de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , os valores de torque do quadríceps foram maiores na faixa de 40% a 80% do ciclo de movimento, o que corresponde aos ângulos de  $50^{\circ}$  a  $70^{\circ}$  de flexão do joelho, corroborando com os resultados encontrados na literatura, em situações isométricas (Coombs e Garbutt, 2002; Rousanoglou, Karteroliotis e Boudolos, 2006) e em situações isocinéticas (Coombs, Garbutt e Cramp, 2002; Kellis e Katis, 2007).

Ao contrário da expectativa de valores maiores dentre os ângulos de  $20^{\circ}$  e  $40^{\circ}$  (Coombs e Garbutt, 2002; Kellis e Katis, 2007), o torque dos isquiotibiais apresentou maiores valores de 80% a 100% do ciclo de movimento, que corresponde aos ângulos de  $70^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de flexão do joelho. Como a contração do quadríceps produz uma translação anterior da tíbia, que deve ser limitada pelo sinergismo entre os isquiotibiais e LCA, o resultado encontrado de torque dos isquiotibiais pode estar associado a uma deficiência neste sinergismo, sobrecarregando o LCA e potencializar os mecanismos de lesão (Rosene, Fogarty e Mahaffey, 2001; Alentorn-Geli et al., 2009).

Além disso, a variação do torque dos isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento não foi semelhante a do quadríceps em que é possível verificar um pico de produção de força. Esses resultados são condizentes com a arquitetura desses grupos musculares, em que o quadríceps é caracterizado por ter um elevado ângulo de penação, uma grande área de secção transversa e fibras curtas, sendo adequado para geração de força. Por outro lado, os isquiotibiais apresentam um menor ângulo de penação com as fibras mais paralelas em relação ao eixo de produção de força (eixo formado ao conectar a origem com a inserção do músculo), e fibras

longas que permite mais sarcômeros em série e maior velocidade de contração (Lieber e Bodine-Fowler, 1993; Ward et al., 2009).

Com relação aos valores de potência, a variação do quadríceps também foi maior de 40% a 80% do ciclo, nos ângulos de 50° a 70° de flexão do joelho em ambas as velocidades. Isso ocorre devido à potência muscular estar diretamente relacionada com a produção de torque do mesmo ao longo do ciclo e da velocidade de contração. Já a potência dos isquiotibiais foi constante de 0% a 70% do ciclo, que corresponde aos ângulos de 30° a 65° de flexão do joelho, e a partir de aproximadamente 70% apresenta uma queda até o final do ciclo de movimento (100%), nos ângulos de 65° a 80°. Essa queda nos valores de potência dos isquiotibiais no final do ciclo pode ter ocorrido nestas amplitudes devido o menor comprimento muscular. Portanto, os isquiotibiais estão em desvantagem mecânica e não conseguem aumentar a velocidade de contração (Lieber e Bodine-Fowler, 1993, Ward et al. 2009).

Como as atletas de futsal necessitam de potência muscular principalmente dos membros inferiores para as demandas funcionais da prática é importante saber o comportamento dessa variável ao longo da amplitude de movimento de flexão e extensão do joelho. Tanto no treinamento, quanto na reabilitação dessas atletas pode-se preconizar o ganho de força e velocidade levando em consideração os ângulos em que há maior produção de torque do quadríceps e dos isquiotibiais (Coombs e Garbutt, 2002; Kellis e Katis, 2007) e exercícios que estimulem a maior produção de força no menor período de tempo, como por exemplo, o salto pliométrico e tiros (Weineck, 2003). Para que haja um melhor desempenho desses grupos musculares e manutenção da estabilidade dinâmica sem prejuízo de lesão.

Outra variável que foi analisada para verificar o desempenho muscular das atletas foi à razão entre os torques de musculaturas antagonistas, que é frequentemente usada como um índice para avaliar a eficiência estabilizadora dos grupos musculares na articulação do joelho.

Neste estudo, a razão variou ao longo do ciclo nas duas velocidades analisadas, com valores mais baixos no meio do ciclo (aproximadamente de 40% a 70% do ciclo), e valores mais elevados no início e final (aproximadamente de 0% a 40% e de 70% a 100%). Os valores elevados nas extremidades do ciclo deve-se a baixa produção de torque do quadríceps como resultado da relação força-comprimento e da desvantagem mecânica na completa extensão do joelho (Kellis e Katis, 2007). Portanto, o quadríceps no início do ciclo está muito alongado e no final do ciclo está muito encurtado para gerar força (Lieber e Bodine-Fowler, 1993, Ward et al.

2009). Com isso, apesar dos valores de torque dos isquiotibiais terem sido menores que os valores do torque do quadríceps, os valores obtidos na razão mostram uma capacidade de estabilização dinâmica do joelho por parte dos isquiotibiais nas amplitudes em que o LCA esta em tensão.

Esta variação da razão revela a presença de desequilíbrios musculares em determinadas amplitudes ao longo do ciclo de movimento, ao utilizar o limite de 60% como referência. Este limite de 60% vem sendo utilizado principalmente como parâmetro para liberação médica dos atletas ao retorno do esporte pós-lesão de LCA (Aagaard, et al. 1998; Grygorowicz, et al. 2010; Daneshjoo, et al. 2012). No caso do futsal, esses desequilíbrios podem se traduzir em uma maior probabilidade de lesões, especialmente considerando a natureza altamente repetitiva dos movimentos de flexão e extensão do joelho na execução dos fundamentos durante os treinos e a competição (Rahnama, Reilly e Lees, 2002).

Estes resultados são particularmente relevantes, se atentar para os valores obtidos abaixo do limite de 60%, que ocorre em aproximadamente de 40% a 80% do ciclo de movimento, correspondendo aos ângulos de 50° a 70° de flexão do joelho. Esses ângulos que correspondem à alta produção de torque do quadríceps resultando no aumento da força de translação anterior da tibia, exigindo que o LCA evite a anteriorização da tibia. Como a razão é utilizada como um índice de risco de lesão da articulação do joelho e do LCA, esta deve ser observada não apenas na amplitude em que ocorre alta tensão do LCA (de 45° a 0°), mas também nas amplitudes que pode ocorrer sobrecarga do ligamento pela força de translação anterior.

Bernard et al (2012), encontraram uma baixa reprodutibilidade no ângulo da articulação quando o pico de torque alcançado, indicando que nem sempre o pico de torque ocorre no mesmo ângulo. Então quando se calcula a razão levando em conta somente o pico de torque dos grupos musculares, deixa-se de obter informações a cerca da estabilidade dinâmica ao longo da amplitude de movimento. Dessa maneira, a análise de todo o ciclo de movimento de flexão e extensão do joelho oferece informação detalhada da produção de torque, e assim da potência muscular e da razão. Com isso há uma maior capacidade para detectar ângulos específicos de desequilíbrio que pode ser usada para projetar planos de exercício que visam reforçar os grupos musculares em ângulos específicos, minimizando o risco de lesões, além de otimização do treinamento e reabilitação dessas atletas.



Alguns autores (Welsch et al., 1998; Rousanoglou, Karateroliotis e Boudolos, 2006) analisaram a razão isquiotibiais/quadríceps de 0° a 90° de flexão do joelho em condições isométricas. Apesar de a condição isométrica diferir do que acontece na dinâmica do esporte, descobriu-se que a produção de torque dos grupos musculares varia significativamente ao longo da amplitude de movimento, ou seja, os valores de razão são altamente dependentes do ângulo testado. Dessa maneira, é conveniente observar a presença de desequilíbrio muscular, bem como a produção de torque e potência em toda a amplitude de movimento.

Já Coombs et al. (2002), descreveram matematicamente a razão isquiotibiais/quadríceps no modo concêntrico ao longo da amplitude de movimento de 90° a 60°·s<sup>-1</sup>. Este modelo é derivado do modelo pré-descrito para razão funcional descrito por Aagaard et al. (1998) que leva em conta alguns ângulos (30° 40° e 50°) da articulação do joelho em que foram produzidas os torques, comparando o pico de torque do quadríceps com o dos isquiotibiais. Com este método eles verificaram a relação entre a razão e a amplitude articular e encontram um coeficiente de determinação de  $r^2 = 0.998$  ( $p < 0.05$ ). Isso mostra a importância de se verificar a razão ao longo da amplitude de movimento como forma de analisar a articulação do joelho e a função muscular, conforme realizado neste trabalho.

Kellis & Katis (2007) verificaram a razão funcional e a ativação muscular em ângulos específicos da articulação do joelho na amplitude de 0° a 90° dividida em 9 intervalos iguais nas velocidades de 60°·s<sup>-1</sup> e 180°·s<sup>-1</sup>. Apesar de analisarem a razão funcional diferente do presente estudo, os autores mostram que a razão entre os grupos musculares antagonistas é altamente dependente da amplitude de movimento.

No entanto, a análise da razão descrita na literatura ainda se utiliza dos valores de pico de torque para mostrar o desempenho muscular e a existência de desequilíbrios musculares em atletas profissionais e amadores de diferentes modalidades esportivas (Aagaard et al., 1998; Rosene, Fogarty e Mahaffey, 2001; Coombs e Garbutt, 2002; Croisier et al., 2008; Hewett, Myer e Zazulak, 2008; O'sullivan et al., 2008; Lehance et al., 2009; Malý, Zahálka e Malá, 2010). Esta abordagem de calcular a razão com base em apenas uma medida - pico de torque - pode, contudo, subestimar a presença de desequilíbrios musculares em atletas.

Por exemplo, no presente estudo, a análise da razão máxima (razão a partir dos picos de torque) mostrou que apenas duas atletas apresentavam valores abaixo do limite de 60% na velocidade de 180°·s<sup>-1</sup>, e nenhuma atleta a 210°·s<sup>-1</sup>. No entanto, a razão ciclo (razão ao longo do

ciclo de movimento) mostrou seis atletas com valores abaixo do limite de 60% a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e quatro atletas a  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$  em alguma parte do ciclo de movimento. Isto mostra que avaliar o desequilíbrio muscular pela razão a partir dos valores de pico de torque negligencia a relação força-comprimento, em que diferentes amplitudes de movimento produzem diferentes valores de torque (Welsch et al., 1998; Rousanoglou e Boudolos, 2008; Rousanoglou, Herzog e Boudolos, 2010). Com isso pode não ser identificada a mudança na estabilidade dinâmica ao longo da amplitude de movimento que possam vir a sobrecarregar o LCA.

Algumas atletas que apresentavam valores acima de 60% pela razão máxima, ao observar os valores pontuais da razão ao longo do ciclo de movimento foi visualizado ângulos em que o valor da razão se encontrava abaixo de 60%, mostrando novamente que verificar o equilíbrio muscular somente pelos valores de pico de torque que nem sempre ocorrem no mesmo ângulo e na mesma repetição, não evidencia o que está ocorrendo de fato ao longo da amplitude de movimento em que os grupos musculares estão sendo exigidos.

Na prática clínica, por ser o índice de razão utilizado como parâmetro de alta médica pós-lesão, o atleta pode ser liberado para o esporte com déficit de torque das musculaturas antagonistas e com isso, vir a apresentar lesões da articulação do joelho ou até mesmo do LCA no treinamento ou durante a competição. A análise da razão ciclo leva em consideração todo o ciclo de movimento, apresentando uma maior relação com o esporte, uma vez que ambos os grupos musculares devem produzir torque na mesma amplitude de movimento para garantir a estabilidade dinâmica. Além disso, a identificação dos ângulos que apresentam desequilíbrio muscular favorece os educadores físicos e fisioterapeutas na melhoria das sessões de treinamento e procedimentos de reabilitação, com o intuito de evitar lesões e possíveis afastamentos de atletas da prática esportiva.

Quando comparados os valores de razão ciclo obtidos nos ângulos de  $30^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de flexão do joelho, os maiores valores de razão foram encontrados nos ângulos de  $30^{\circ}$  e  $80^{\circ}$  em ambas as velocidades e de  $40^{\circ}$  a  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  refletindo a desvantagem mecânica na produção de torque do quadríceps e o sinergismo dos isquiotibiais com o LCA sem índice de risco de lesão. Diferentemente dos valores encontrados nos ângulos de  $40^{\circ}$  a  $70^{\circ}$  de flexão do joelho, que em alguns casos mostram atletas com valores de razão abaixo de 60%, refletindo uma susceptibilidade de lesão principalmente no ângulo de  $40^{\circ}$  em que há uma maior sobrecarga no LCA devido à força de translação tibial anterior. Como este ângulo está relacionado com maior

produção de torque dos isquiotibiais pela vantagem mecânica, que proporciona maior geração de força, ao se planejar a sessão de treino e reabilitação deve-se preconizar estes ângulos para o treinamento de força.

Com relação à diferença entre as velocidades angulares analisadas, apesar do estudo não preconizar a comparação entre  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , nota-se tanto na razão ciclo quanto na razão máxima um aumento nos valores de razão quanto maior a velocidade angular executada (Rosene; Hewett, Myer e Zzazulak, 2008; Lehance et al., 2009; Malý, Zahálka e Malá, 2010; Zabka, Valente e Pacheco, 2011; Ayala et al., 2011). Assim a relação diretamente proporcional da velocidade angular com a razão, independe do modo com a razão é calculada, seja pelo pico de torque ou ao longo de toda a amplitude de movimento.

Em resumo, a análise do torque e potência do quadríceps e dos isquiotibiais e da razão entre esses grupos musculares ao longo do ciclo de movimento permitem avaliar o desempenho muscular dos atletas nas amplitudes que são desenvolvidas na prática, bem como identificar a variação do equilíbrio muscular nestas amplitudes, o que não seria possível com as análises comumente utilizadas. Ao determinar os ângulos específicos em que ocorrem valores de razão abaixo do limite de 60%, o método proposto mostrou ser uma medida mais sensível do risco de lesões nesses atletas.

## 8 CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar o desempenho muscular do quadríceps e dos isquiotibiais levando em consideração a série de tempo e a amplitude de movimento de atletas amadoras de futsal feminino. Desse modo, os resultados permitem as seguintes conclusões:

Os valores de torque e potência do quadríceps ao longo do ciclo de movimento foram maiores de 50° a 70° de flexão do joelho.

Os valores de torque e potência dos isquiotibiais ao longo do ciclo de movimento não foram maiores de 0° a 45°, mas nos ângulos de 70° a 80° de flexão do joelho.

Os valores de razão foram maiores no início e final do ciclo, nos ângulos de 30° a 50° e de 65° a 80° de flexão do joelho.

A razão máxima pelo pico de torque apenas mostra 3 atletas com valores de razão abaixo de 60% na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ , enquanto que a razão ciclo mostra 6 atletas na velocidade de  $180^{\circ}\cdot s^{-1}$  e 4 atletas na velocidade de  $210^{\circ}\cdot s^{-1}$ , mostrando a razão ciclo mais sensível para verificar a estabilidade dinâmica e a susceptibilidade a lesão ao utilizar o limite de 60% como parâmetro.

A razão ciclo obtida no ângulo de 30° de flexão do joelho é maior que os valores obtidos nos ângulos de 40° a 80° de flexão do joelho, mostrando o sinergismo dos isquiotibiais com o LCA no ângulo de maior tensão sobre o ligamento.

## 9 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Aagaard, P., et al. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. American Journal of Sports Medicine, v.26, n.2, mar-apr, p.231-7. 1998.

Alentorn-Geli, E., et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v.17, n.7, jul, p.705-29. 2009.

Alonso, A. C., Greve, J. M. E, Camanho, G. L. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. Clinics (São Paulo), v.64, n.3, p.163-70. 2009.

Aquino, M. A., et al. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. Revista do Hospital das Clinicas da Faculdade de Medicina de São Paulo, v.57, n.4, jul-aug, p.131-4. 2002.

Ayala, F., et al. Fiabilidad absoluta de los índices convencional y funcional y momento máximo de fuerza isocinética de la flexión y extensión de rodilla. Apunts Medical Esport, 2011.

Ayala, F., et al. Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. Apunts Medical Esport, 2012.

Barbero-Alvarez, J. C., et al. Match analysis and heart rate of futsal players during competition. Journal of Sports Science, v.26, n.1, jan 1, p.63-73. 2008.

Bennett, D. R., et al. The relationship between anterior tibial shear force during a jump landing task and quadriceps and hamstring strength. Clinical Biomechanics, v.23, n.9, nov, p.1165-71. 2008.

Bernard, P. L., et al. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, v.55, n.4, may, p.241-51. 2012.

Blache, Y. E., Monteil, K. Contralateral strength imbalance between dominant and non-dominant lower limb in soccer players. Science & Sports. 2011.

Bryant, A. L., Pua, Y. H. E., Clark, R. A. Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.91, n.6, jun, p.1424-31. 2009.

Castagna, C., et al. Match demands of professional futsal: a case study. Journal of Science and Medicine in Sport, v.12, n.4, jul, p.490-4. 2009.

CBFS (Confederação Brasileira de Futsal). Origem e Histórico do Futsal. Disponível em: <<http://www.futsaldobrasil.com.br/2009/cbfs/index.php>>. Acesso em: 24/10/2012.

Cometti, G., et al. Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur french soccer players. International Journal of Sports Medicine, v.22, n.1, jan, p.45-51. 2001.

Coombs, R. E., Garbutt, G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. Journal of Sports Science and Medicine, v.1, p.56-62. 2002.

Coombs, R., Garbutt, G. E., Cramp, M. Comparison of conventional and functional hamstring-quadriceps moment ratios through a 90° range of leg motion. Journal of Sports Sciences, v.20. 2002.

Croisier, J. L., et al. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. The American Journal of Sports Medicine, v.36, n.8, aug, p.1469-75. 2008.

Daneshjoo, A., et al. The effects of injury preventive warm-up programs on knee strength ratio in young male professional soccer players. Plos One, v.7, n.12, dec, 2012.

De Ste Croix, M., Deighan, M. E., Armstrong, N. Functional eccentric-concentric ratio of knee extensors and flexors in pre-pubertal children, teenagers and adult males and females. International Journal Sports Medicine, v.28, n.9, sep, p.768-72. 2007.

Devan, M. R., et al. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. Journal of Athletic Training, v.39, n.3, p.263-67. 2004.

Dvir, Z. Isocinética: Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações. Barueri: Manole. 2002.

Enoka, R. M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São paulo: Manole. 2000.

Ferreira, A. P., et al. Avaliação do desempenho isocinético da musculatura extensora e flexora do joelho de atletas de futsal em membro dominante e não dominante. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, v.23, n.1, p.229-243. 2010.

Fillyaw, M., Bevins, T. E., Fernandez, I. Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratios. Physical Therapy, v.66, n.1, jan, p.23-31. 1986.

Fonseca, S. T., et al. Caracterização da performance em atletas profissionais de futebol. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.13, n.31, p.143-147. 2007.

Gioftsidou, A., et al. Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. Sport Sciences for Health, v.2, p.101-105. 2008.

Gonçalves, R. S. E., Pinheiro, J. P. Co-ativação dos músculos flexores e extensores da articulação do joelho em condições isocinéticas. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, v.5, n.2, p.215-223. 2005.

Grygorowicz, M., et al. Selected isokinetic tests in knee injury prevention. Biology of Sport, v.27, 2010.

Hewett, T. E., et al. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. British Journal of Sports Medicine, v.39, p.347-50. 2005.

Hewett, T. E., Myer, G. D. E., Zazulak, B. T. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. Journal of Science and Medicine in Sports, v.11, n.5, sep, p.452-9. 2008.

Iossifidou, A. N. E., Baltzopoulos, V. Inertial effects on the assessment of performance in isokinetic dynamometry. International Journal Sports Medical, v.19, n.8, nov, p.567-73. 1998.

Junge, A. E., Dvorak, J. Injury risk of playing football in futsal world cups. British Journal of Sports Medicine, v.44, n.15, dec, p.1089-92. 2010a.

Junge, A. E., Dvorak, J. Injury risk of playing football in futsal world cups. British Journal of Sports Medicine, v.44, n.15, dec, p.1089-92. 2010b.

Kellis, E. E., Katis, A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. Journal of Athletic Training, v.42, n.4, oct-dec, p.477-85. 2007.

Kingma, I., Aalbersberg, S. E., Van Dieen, J. H. Are hamstrings activated to counteract shear forces during isometric knee extension efforts in healthy subjects? Journal of Electromyography and Kinesiology, v.14, n.3, jun, p.307-15. 2004.



Lehance, C., et al. Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, v.19, n.2, apr, p.243-51. 2009.

Lieber, R. L., Bodine-Fowler, S. C. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. Physical Therapy, v.73, n.12, dec, p.844-56. 1993.

Lustosa, L. P., Fonseca, S. T. E., Andrade, M. A. P. Reconstrução do ligamento cruzado anterior: impacto do desempenho muscular e funcional no retorno ao mesmo nível de atividade pré-lesão. Acta Ortopédica Brasileira, v.15, n.5, p.280-284. 2007.

Magee, D. J. Avaliação musculoesquelética. Barueri: Manole. 2005.

Malý, T., Zahálka, F. E., Malá, I. Isokinetic strength, ipsilateral and bilateral ratio of peak muscle torque in knee flexors and extensors in elite young soccer players. Acta Kinesiologia, v.2, p.17-23. 2010.

Mayer, A., et al. Desequilíbrios musculares entre flexores dorsais e plantares do tornozelo após tratamento conservador e acelerado da ruptura do tendão calcâneo. Fisioterapia e Pesquisa, v.17, n.2, p.108-113. 2010.

O'Sullivan, K., et al. The relationship between previous hamstring injury and the concentric isokinetic knee muscle strength of irish gaelic footballers. Bmc Musculoskeletal Disorders, v.9, p.30. 2008.

Park, S. K., et al. Relationship between knee joint laxity and knee joint mechanics during the menstrual cycle. British Journal of Sports Medicine, v.43, p.174-79. 2009.

Portes, P. M., et al. Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity. Clinics (São Paulo), v.62, n.2, apr, p.127-32. 2007.

Pua, Y. H., et al. Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction. Annals Academy of Medicine Singapore, v.37, n.4, apr, p.330-40. 2008.

Rahnama, N., Reilly, T. E., Lees, A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. British Journal of Sports Medicine, v.36, n.5, oct, p.354-9. 2002.

Renstrom, P., et al. Non-contact acl injuries in female athletes: an international olympic committee current concepts statement. British Journal of Sports Medicine, v.42, n.6, jun, p.394-412. 2008.

Rosene, J. M., Fogarty, T. D. E., Mahaffey, B. L. Isokinetic hamstrings:quadriceps ratios in intercollegiate athletes. Journal of Athletic Training, v.36, n.4, dec, p.378-383. 2001.

Rothstein, J. M., Lamb, R. L. E., Mayhew, T. P. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. Physical Therapy, v.67, n.12, dec, p.1840-4. 1987.

Rousanoglou, E. N., Karteroliotis, K. E., Boudolos, K. D. A principal component analysis of sport-specific isometric evaluation. Isokinetic and Exercise Science, v.14, n.3, p.261-267. 2006.

Rousanoglou, E. N., Boudolos, K. D. Angle specificity of the knee extensor age-related profile in young female athletes. International Journal Sports Medical, v.29, n.1, jan, p.66-9. 2008.

Rousanoglou, E. N., Herzog, W. E., Boudolos, K. D. Moment-angle relations in the initial time of contraction. International Journal Sports Medical, v.31, n.9, sep, p.651-5. 2010.

Sacco, I. C. N. E; Tanaka, C. Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2008

Safran, M. R., Mckiag, D. B. E., Camp, S. P. V. Manual de medicina esportiva. São Paulo: Manole. 2002

Silva Neto, M., et al. Avaliação isocinética de força muscular em atletas profissionais de futebol feminino. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.16, n.1, p.33-35. 2010.

Terreri, A. S. A. P., Greve, J. M. D. E, Amatuzzi, M. M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.7, n.5, p.170-174. 2001.

Tookuni, K. S., et al. Comparative analysis of postural control in individuals with and without injuries on knee anterior cruciate ligament. Acta Ortopédica Brasileira, v.13, n.3, p.115-119. 2005.

Tsepis, E., et al. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between acl deficient and healthy knee. Journal of Biomechanics, v.37, n.6, jun, p.857-64. 2004.

Ward, S. R., et al. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.467,p.1074-82. 2009.

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

Welsch, M. A., et al. Quantification of full-range-of-motion unilateral and bilateral knee flexion and extension torque ratios. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.79, n.8, aug, p.971-8. 1998.

Weineck, J. Treinamento ideal: instruções técnicas sobre o desempenho fisiológico incluindo considerações específicas de treinamento infantil e juvenil. 9 ed. São Paulo: Manoel. 2003.

Whiting, W. C. E, Zernicke, R. F. Biomecânica funcional e das lesões musculoesqueléticas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2009

Yu, B. E, Garrett, W. E. Mechanisms of non-contact acl injuries. British Journal of Sports Medicine, v.41 suppl 1, aug, p.i47-51. 2007.

Zabka, F. F., Valente, H. G. E, Pacheco, A. M. Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.17, n.3, p.189-192. 2011.

## 10 ANEXO A

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Eu, \_\_\_\_\_, portador do RG nº \_\_\_\_\_, residente \_\_\_\_\_, n° \_\_\_\_\_, bairro \_\_\_\_\_ cidade \_\_\_\_\_, Estado \_\_\_\_\_, Telefone nº \_\_\_\_\_, **declaro que aceitei participar da pesquisa intitulada “Análise do Torque e da Potência muscular em atletas de futsal feminino utilizando dinamômetro isocinético”, que tem como objetivo geral analisar a razão entre flexores e extensores de joelho pela medida de torque máximo e calcular os valores de potência máxima através do dinamômetro isocinético em atletas de futsal feminino, desenvolvida pela Fisioterapeuta Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues CREFITO3 39516-LTF, no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação do professor doutor Sergio Augusto Cunha.**

Para a coleta dos dados, será realizado primeiro um aquecimento da musculatura da coxa em uma bicicleta ergométrica por 5 minutos. Após o aquecimento, o voluntário sentará em uma cadeira e realizará 3 séries de 5 repetições de flexão e extensão do joelho direito e esquerdo a uma velocidade constante, totalizando 30 repetições. Entre as séries haverá uma pausa de 60 segundos.

Nesta unidade fui devidamente informado sobre o procedimento que será realizado, e que:

1. Que contribuirei para a coleta adequada dos meus dados, estando ciente dos trajes a serem utilizados durante a pesquisa, mesmo que segmentos corporais apresentem-se expostos;
2. Que os dados da coleta serão exclusivamente utilizadas para análise e tratamento dos dados, pela própria pesquisadora com finalidade científica, sendo posteriormente eliminadas;
3. Que a pesquisa é de caráter voluntário e poderei, a qualquer momento, retirar-me da pesquisa, sem que com isso venha ser prejudicado nos demais serviços realizados UNICAMP.
4. Que receberei uma cópia deste termo de consentimento.

Campinas, SP, \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
*Ana Carolina M. A. Rodrigues*

\_\_\_\_\_  
*Voluntário*

**Ana Carolina de M. A. Rodrigues:**

**(19) 3395-8117**

**Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha:**

**(19) 3521 6626**

Comitê de Ética em Pesquisa  
FCM/UNICAMP

Tel:(19)32518936

**cep@head.fcm.unicamp.br**

Caixa Postal 6111 – CEP: 13083-970 –  
Campinas,SP.

## 11 APÊNDICE A

Tabela 4. Valores individuais, médios e desvio padrão de idade, massa corporal e altura, e descrição do membro dominante e posição em quadra das atletas de futsal feminino.

Participantes	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Altura (m)	Membro dominante	Posição em quadra
S1	20	55.0	1.70	Esquerdo	Ala
S2	26	61.5	1.60	Direito	Fixa
S3	21	57.0	1.63	Direito	Goleira
S4	19	52.0	1.53	Direito	Ala
S5	20	52.0	1.55	Esquerdo	Ala/pivô
S6	20	62.0	1.77	Esquerdo	Ala
S7	24	63.0	1.65	Direito	Ala
S8	24	56.0	1.56	Direito	Ala
S9	19	54.0	1.59	Direito	Ala
S10	18	56.0	1.64	Direito	Pivô
S11	21	65.0	1.75	Direito	Pivô
S12	16	44.0	1.50	Direito	Ala/pivô
S13	16	48.0	1.60	Direito	Ala/pivô
S14	20	53.0	1.62	Direito	Fixo
S15	17	50.0	1.63	Direito	Pivô
S16	21	48.0	1.57	Direito	Ala/pivô
S17	17	63.0	1.70	Direito	Ala
S18	16	52.0	1.70	Direito	Fixo
S19	18	55.0	1.65	Esquerdo	Ala/fixo
x	20	55.1	1.63		
$\sigma$	2.83	5.78	0.07		

x = média,  $\sigma$  = desvio padrão.