



RELAÇÃO TORQUE ISOCINÉTICO vs. ÂNGULO DE ABDUÇÃO E ADUÇÃO  
DO QUADRIL EM PATINADORES DE VELOCIDADE

Lyon Valente Aragão

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

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo  
Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro  
Junho de 2014

RELAÇÃO TORQUE vs. ÂNGULO DE ABDUÇÃO E ADUÇÃO DO QUADRIL  
EM PATINADORES DE VELOCIDADE

Lyon Valente Aragão

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

Examinada por:

---

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc

---

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2014

Aragão, Lyon Valente

Relação Torque Isocinético vs. Ângulo de Abdução e Adução do Quadril em Patinadores de Velocidade/ Lyon Valente Aragão – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XIII, 57 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 48-56.

1. Relação força-comprimento. 2. Patinação de velocidade. 3. Torque isocinético. 4. Abdução e adução de quadril. I. Menegaldo, Luciano Luporini *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Dedicatória

Dedico esta dissertação as mulheres da minha vida. Minha mãe, que me ensinou os valores da vida e me orientou que as escolhas devem ser feitas não só com a razão, mas com sentimento; e minha esposa, que ajudou a formar os meus objetivos de vida, fazendo com que a felicidade seja o foco final.

# Agradecimentos

O primeiro agradecimento segue para toda energia extra física, que colaboraram com os passos desse sonho, em momentos de fraqueza e desânimo. Obrigado a Deus e suas ferramentas de poder.

Agradeço aos meus pais pela formação do meu caráter e orientação quanto a minha educação, permitindo que minha mente se abrisse aos desejos do coração.

Juntamente agradeço a toda minha família que me apoiou durante esse período, em especial meus irmãos e minha esposa, Lídia, que suportou os altos e baixos dessa fase importante e complexa da vida.

Agradeço ainda aos meus colegas do PEB, nos momentos de estudo, animação e de sofrimento pelos instantes de dificuldade. André, Cecília, Japonês, Luigi, Mário e Thaís, que me aturaram e apoiaram em momentos diversos nesses anos. Carol, Débora, Felipe, Márcio Vivi, e mais outros colegas de laboratório que fizeram os dias seguirem mais felizes, pela animação e ajuda que me proporcionaram.

Não poderia deixar de citar os professores que me transmitiram o valioso conhecimento durante esses anos, em especial meus orientadores Luciano e Liliam, que me deram palavras certas em momentos certos, para eu seguir entusiasmado com a finalização do estudo. Também agradeço ao professor Taian que participou ativamente de momentos singulares de meu aprendizado específico.

Também aos companheiros do dia-dia, não posso deixar de agradecer: Bandeira, Caldeira, Douglas, Gisele, Júlio, Rafael, Washington e outros que colaboraram de alguma forma para a concretização desse sonho.

Agradeço muito aos amigos da patinação, que torceram por mim nesse período afastado da maioria das atividades sobre as rodinhas. Em especial a Equipe Rio Inline Velocidade, onde muitos contribuíram diretamente se voluntariando para realizar os testes da pesquisa. Não vou nomear estes agradecimentos, pois certamente serei injusto e esquecerei alguém, pois muitos colaboraram de alguma forma para este sucesso.

Finalmente agradeço à CAPES, CNPq, FAPERJ e FINEP pelo apoio financeiro.

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

RELAÇÃO TORQUE ISOCINÉTICO vs. ÂNGULO DE ABDUÇÃO E ADUÇÃO  
DO QUADRIL EM PATINADORES DE VELOCIDADE

Lyon Valente Aragão

junho/2014

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo  
Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

A patinação de velocidade é um esporte cíclico, que tem por característica o uso constante dos três eixos de movimento do quadril. Este estudo teve como objetivo a identificação das diferenças de torque isocinético de abdução e adução de quadril entre 10 patinadores de velocidade e 10 indivíduos do grupo controle, com velocidade angular de 20°/s concêntrico-concêntrico em amplitude articular de 0° a 45°. Foi medida também a atividade eletromiográfica dos músculos glúteo médio e tensor da fáscia lata, como representativa do grupo abductor, e adutor longo e adutor magno, para os adutores. As curvas de torque isocinético foram significativamente diferentes entre os grupos. Verificou-se uma diferença no ângulo articular dos picos de torque de abdução e adução entre os grupos. A integral da curva torque vs. ângulo indicou uma maior geração de trabalho mecânico pelos patinadores, em especial devido à sustentação do torque elevado em ângulos maiores. Estes resultados apontam para a ocorrência de alterações biomecânicas musculares advindas da prática esportiva, já que os padrões eletromiográficos foram estatisticamente iguais entre os grupos. Tal modificação poderia ser explicada por alterações da curva força-comprimento dos músculos abdutores e adutores de quadril, músculos que são excentricamente recrutados no ciclo de movimento na patinação de velocidade, principalmente no estilo técnico *double-push*.

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

HIP ISOKINETIC TORQUES vs. ABDUCTION AND ADDUCTION ANGLES IN  
SPEED SKATERS.

Lyon Valente Aragão

June/2014

Advisors: Luciano Luporini Menegaldo  
Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Speed skating is a cyclic sport that involves the three hip axes of motion. This study aimed at identifying differences in hip abduction and adduction isokinetic torque between a group of 10 speed skaters and 10 subjects in the control group, with an angular velocity of 20°/s concentric-concentric and 0° to 45° range of motion. Electromyography of gluteus medius, tensor fascia lata as representative muscles of the abductors and adductor longus and adductor magnus for the adductors was measured. Isokinetic torque curve were significantly different between the groups. Peak torque angle and the integral of the torque x angle curve were greater in the skaters, which can sustain higher torque values at greater joint angles. The results suggest that muscle biomechanical changes are likely to be caused by the skating practice, since statistically equivalent electromyography signals were observed between the groups. Such a training-induced biomechanical alteration could be explained by changes in the force-length curve of the abductor and adductor muscles of the hip. Curve changes are likely to occur due to practice of eccentric contractions, which are inherent to speed skating, especially on the double-push technical style.

# Sumário

1.	Introdução .....	1
2.	Objetivos.....	3
2.1.	Objetivo Geral .....	3
2.2.	Objetivos Específicos .....	3
3.	Revisão da Literatura.....	4
3.1.	Anatomia e Cinesiologia .....	4
3.2.	Biomecânica Muscular .....	8
3.3.	Eletromiografia.....	11
3.4.	Dinamometria .....	14
3.5.	Patinação de Velocidade.....	19
4.	Materiais e Métodos .....	22
4.1.	Amostra .....	22
4.2.	Procedimentos e Instrumentação .....	23
4.3.	Processamento dos sinais.....	26
4.3.1.	Torque .....	26
4.3.2.	EMG .....	27
4.4.	Análise estatística .....	28
5.	Resultados.....	30
5.1.	Torque.....	30
5.2.	EMG .....	39
6.	Discussão .....	43
7.	Conclusão .....	47
8.	Referências .....	48
	Apêndice 1 .....	57



# Lista de Tabelas

Tabela 1 – Ação, origem, inserção e inervação dos músculos do quadril (HUGHES; HSU; MATAVA, 2002).....	6
Tabela 2 - Braços de momento nos 3 planos dos músculos abdutores e adutores de quadril (DOSTAL; SODERBERG; ANDREWS, 1986) .....	7
Tabela 3 - Protocolo de colocação de eletrodos (LYONS <i>et al.</i> , 1983).....	14

# Lista de Figuras

Figura 1 – Movimentos da articulação do quadril (HAMILL, 1999).....	4
Figura 2 – Ossos da articulação do quadril, a esquerda o íliaco e a direita o fêmur (FATTINI; DANGELO, 2002) .....	5
Figura 3 – Visão superficial dos músculos do quadril, esquerda vista lateral e direita vista frontal (FATTINI; DANGELO, 2002) .....	5
Figura 4 – Visualização dos músculos ALONGO, AMAGNO, GMED e TFL (FATTINI; DANGELO, 2002; GOTTSCHALK; KOUROSH; <i>et al.</i> , 1989; HARTY, 1984)..	8
Figura 5 - Momento dos músculos adutores de quadril pela amplitude articular de 0° a 45° de abdução (DELP <i>et al.</i> , 2007).....	10
Figura 6 - Momento dos músculos abdutores de quadril pela amplitude articular de 0° a 45° de abdução (DELP <i>et al.</i> , 2007).....	10
Figura 7 – Imagem da propagação do sinal eletromiográfico com o uso do eletrodo matriz (eletrodo seco) (KEENAN <i>et al.</i> , 2012).....	12
Figura 8 – Criação de protocolo de colocação de eletrodos por dissecação de cadáver do músculo adutor longo (PASSOS; CERQUEIRO, 2003).....	13
Figura 9 - Criação de protocolo de colocação de eletrodos por ultrassom do músculo adutor longo e adutor magno (WATANABE <i>et al.</i> , 2009). .....	13
Figura 10 - Curva de torque de abdução de quadril (média e DP) pela amplitude da articulação em percentual vezes 10 (DA SILVA; CADORE; <i>et al.</i> , 2007). .....	17
Figura 11 - Curva de torque de abdução de quadril. Curva sólida que representa o valor calculado do torque isocinético e os pontos que representam o pico de torque isométrico em cada ângulo (DELP; MALONEY, 1993). .....	18
Figura 12 - Curva de torque de adução de quadril. Curva sólida que representa o valor calculado do torque isocinético e os pontos que representam o pico de torque isométrico em cada ângulo (DELP; MALONEY, 1993). .....	18
Figura 13 - Técnica de patinação simétrica na reta (à direita) e assimétrica na curva (à esquerda) (LUGEA, 2005). .....	19
Figura 14 - Estilos de patinação, de cima para baixo. Clássico, pendular e double-push (LUGEA, 2005).....	20

Figura 15 - Identificação da zona de inervação.....	24
Figura 16 - Aplicação dos eletrodos passivos. ....	24
Figura 17 – Alinhamento do eixo equipamento / voluntário e fixação perna contralateral.....	25
Figura 18 - Curvas isocinéticas cortadas em 45° .....	26
Figura 19 - Torque normalizado de Abdução em percentual x Amostras até 45° de amplitude articular.....	27
Figura 20 - EMG x Tempo(s), de cima para baixo (TFL, GMED, ALONGO, AMAGNO).....	27
Figura 21 - EMG (TFL, GMED) % valor máximo X graus.....	28
Figura 22 - Curva de torque abdutor - % do máximo de torque x ângulo.....	30
Figura 23 - Curva de torque adutor - % do máximo de torque x ângulo.....	31
Figura 24 - ANG -Valor do ângulo onde o torque de abdução é máximo. ....	32
Figura 25 - ANG – Valor do ângulo onde o torque de adução é máximo.....	32
Figura 26 - INCL-PRE -Inclinação pré-pico da curva de torque de abdução .....	33
Figura 27 - INCL-POS - Inclinação pós-pico da curva de torque de abdução.....	34
Figura 28 - INCL-PRE - Inclinação pré-pico da curva de torque de adução .....	34
Figura 29 - INCL-POS- Inclinação pós-pico da curva de torque de adução.....	35
Figura 30 - INT - Integral global da curva de torque de abdução .....	36
Figura 31 - INT-PRE - Integral pré-pico da curva de torque de abdução .....	36
Figura 32 - INT-POS - Integral pós-pico da curva de torque de abdução.....	37
Figura 33 - INT - Integral global da curva de torque de adução .....	37
Figura 34 - INT-PRE - Integral pré-pico da curva de torque de adução .....	38
Figura 35 - INT-POS - Integral pós-pico da curva de torque de adução.....	38
Figura 36 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo TFL. ....	39
Figura 37 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo GMED.....	40
Figura 38 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo ALONGO.....	40

Figura 39 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo AMAGNO.....	41
Figura 40 - Médias das 3 partes de EMG dos músculos Abdutores de quadril, TFL (azul) e GMED (vermelho), P -patinadores e C - controle. Valor p = 0,65511.....	42
Figura 41 - Médias das 3 partes de EMG dos músculos Adutores de quadril, ALONGO (azul) e AMAGNO (vermelho), P -patinadores e C - controle. Valor p = 0,40560.....	42
Figura 42 - Duas curvas de torque de abdução de dois atletas que dominam o estilo double-push.....	45

# Lista de Abreviaturas

ALONGO – Músculo Adutor Longo

AMAGNO – Músculo Adutor Magno

CG – Centro de Gravidade

ECG - Eletrocardiografia

EEG – Eletroencefalografia

EMG – Eletromiografia

GMED – Músculo Glúteo Médio

MUAP – Potencial de Ação da Unidade Motora

TFL – Músculo Tensor da Fáscia Lata

TIT – Trato Iliotibial

## 1. Introdução

A patinação de velocidade é uma modalidade desportiva bem conhecida no mundo, principalmente pela sua origem do gelo e dos jogos olímpicos de inverno. Contudo, apesar de estar presente em mais de 50 países, nos cinco continentes e integrar os esportes finalistas para o ingresso no quadro olímpico nas últimas duas etapas, ainda assim é pouco conhecida no Brasil. Nos jogos Pan-Americanos no Rio de Janeiro o país pode conhecer um pouco da modalidade que é coordenada no Brasil pela Confederação Brasileira de Hóquei e Patinação – CBHP e no mundo pela *Federation International Rolling Sports – FIRS*.

De acordo com LUGEA (2005), a patinação de velocidade possui em seus estilos, a característica de esporte cíclico com atuação constante dos músculos do quadril nos três planos de movimento, diferente de atividades cíclicas mais estudadas como corrida e ciclismo, permitindo assim análises em outros aspectos do movimento.

Trabalhos que analisam a abdução e adução do quadril são ainda escassos no ambiente acadêmico, principalmente em relação a pesquisas junto à patinação. Contudo, os meios para se avaliar estes movimentos são encontrados em diversos laboratórios de biomecânica. Uma das formas de avaliação seria através das medidas mesuradas de coletas de torques, por meio de dinamômetros, buscando comparativamente avaliar o desempenho ou característica da função muscular. Ou então, com a utilização de aparelhos eletromiográficos, com o intuito de verificar ou mesmo quantificar a ativação muscular, pelo padrão ou forma dos sinais eletromiográficos.

A avaliação desses parâmetros entre patinadores de velocidade e grupo controle pode representar diferenças significativas em suas curvas de torque abdutor e adutor. Estudos que compreendem atividades esportivas que possuem características únicas podem surpreender com resultados pouco comuns, como a alteração da curva força-comprimento, que aparece em estudos relativos a ativações musculares excêntricas (BROCKETT; MORGAN; *et al.*, 2001; BUTTERFIELD; LEONARD; *et al.*, 2005; MORGAN; TALBOT, 2002; PRASARTWUTH *et al.*, 2006; WHITEHEAD *et al.*, 2001). Tal alteração seria uma hipótese razoável para uma possível diferença do perfil de torque isocinético de abdução e adução de quadril dos patinados de velocidade.

LONDOÑO e MORENO (2011) identificam que a patinação de velocidade possui características similares à corrida a pé, no que tange ao ciclo excêntrico-concêntrico. Comentam ainda que o músculo, ao ser alongado durante uma contração, produz uma força elástica maior. Isso está associado à aplicação de um estilo técnico específico da modalidade. Fato que também é continuamente comentado por LUGEA (2005) quanto à ativação constante dos músculos abdutores que exercem uma ação excêntrica em uma das fases do movimento da patinação.

Este estudo busca analisar as características de trabalho abductor e adutor de quadril na patinação de velocidade, com a utilização do dinamômetro isocinético. Foi medida ainda a eletromiografia dos músculos agonistas e antagonistas do movimento. Desse modo, será possível responder a três perguntas: existem diferenças nas curvas de torque x ângulo de abdução e adução do quadril entre patinadores e não patinadores? Se existirem, as alterações estão relacionadas a diferentes padrões de ativação muscular ou a alterações das biomecânicas advindas da prática esportiva?

## **2. Objetivos**

### **2.1. Objetivo Geral**

Identificar possíveis diferenças do perfil de torque abdutor e adutor de quadril entre patinadores de velocidade e grupo controle.

### **2.2. Objetivos Específicos**

- Comparar padrões eletromiográficos dos músculos abdutores e adutores de quadril entre grupo controle e patinadores de velocidade.
- Identificar a relação da curva força-comprimento dos músculos abdutores e adutores de quadril.



### 3. Revisão da Literatura

#### 3.1. Anatomia e Cinesiologia

O movimento do corpo humano é dependente do sistema nervoso central – SNC, o qual envia comandos por meio de impulsos nervosos para o sistema muscular esquelético. Os tendões, junto com outras estruturas que fazem parte de uma articulação, transmitem aos ossos a força que promove a movimentação angular da região solicitada (SHADMEHR; KRAKAUER, 2008). Desta forma, a conexão entre o sistema esquelético e o SNC acontece pela intermediação dos músculos e tendões (ZAJAC, 1993).

Os ossos são a estrutura base do sistema esquelético, responsáveis pela sustentação e proteção dos órgãos. Os tendões são responsáveis pela ligação dos músculos aos ossos (MORSE *et al.*, 2005). Já os músculos são os elementos ativos da locomoção, os quais ao serem ativadas pelo SNC promovem movimento junto ao sistema esquelético.

O estudo do movimento do corpo humano acontece pela divisão de três planos: sagital, que divide em lado esquerdo e direito; coronal, dividindo em anterior e posterior; e transversal, divisão da parte superior e inferior. Na articulação do quadril, por exemplo, os movimentos são classificados como: Flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa, respectivamente aos planos (Figura 1). Essa articulação, por possuir a movimentação nos três planos, é classificada como triaxial (HAMILL, 1999).

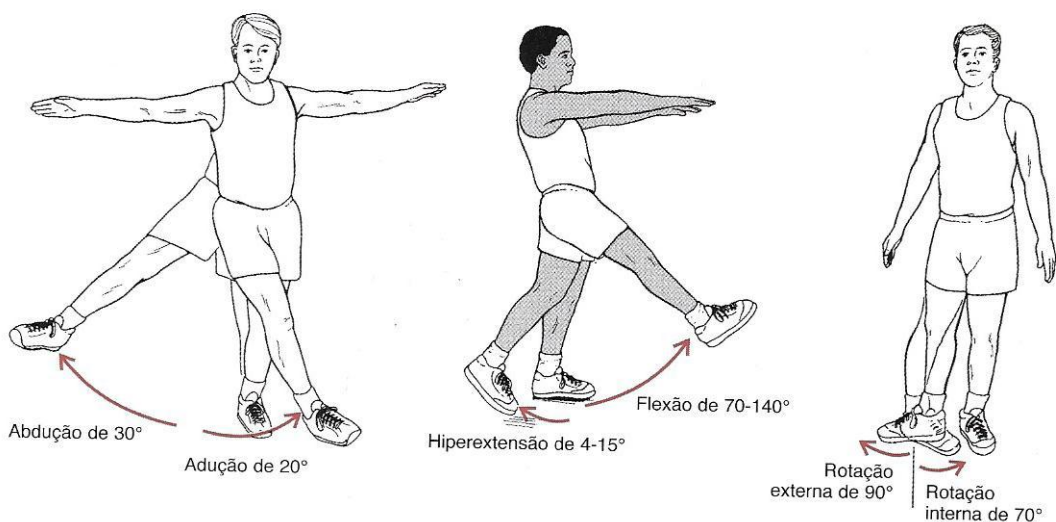
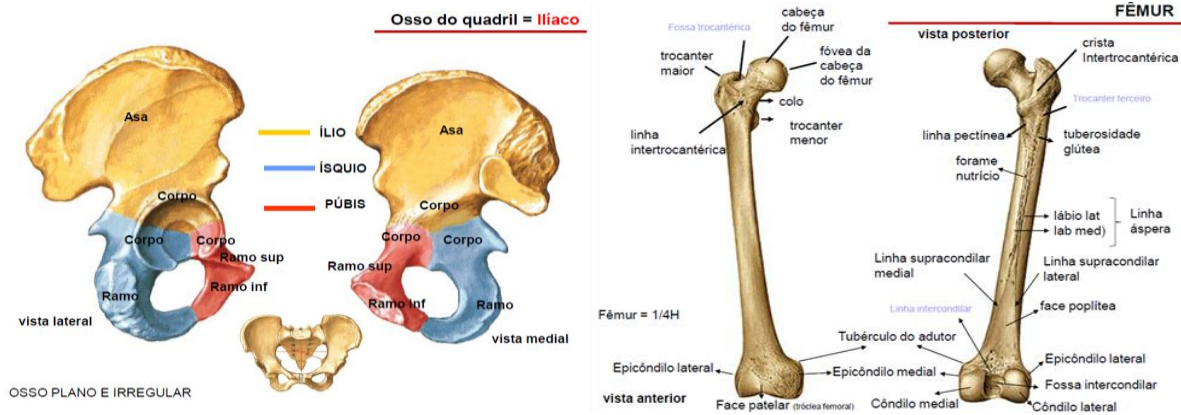


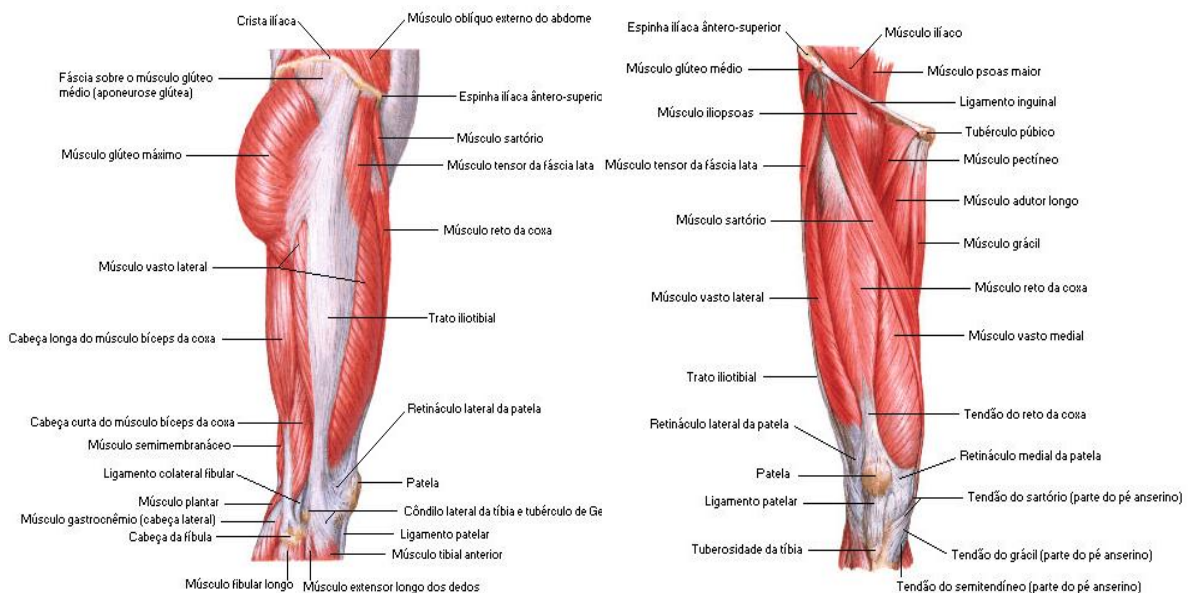
Figura 1 – Movimentos da articulação do quadril (HAMILL, 1999)

As estruturas ósseas que envolvem o movimento da articulação do quadril são: O fêmur e o íliaco, formado pela junção do ílio, ísquio e púbis (Figura 2).



**Figura 2 – Ossos da articulação do quadril, a esquerda o íliaco e a direita o fêmur (FATTINI; DANGELO, 2002)**

Para gerar o movimento entre esses componentes ósseos, os músculos atuam especificadamente em suas atividades, seja para movimento como mostrado na Figura 1, ou para estabilização e postura. A articulação do quadril tem uma importante ação na locomoção. Os músculos que a compõe estão mostrados na Figura 3.



**Figura 3 – Visão superficial dos músculos do quadril, esquerda vista lateral e direita vista frontal (FATTINI; DANGELO, 2002)**

HUGHES, HSU, *et al.* (2002) mostram em seus estudos (Tabela 1) a descrição da origem e inserção dos músculos atuantes no quadril, juntamente com o nervo que conduz o potencial elétrico do SNC até o músculo. Também apresentam a classificação de ação principal dos músculos, visto que a grande maioria deles atua em mais de uma articulação, como mostrado pelos braços de momento na Tabela 2, apresentado por DOSTAL, SODERBERG, ANDREWS (1986).

**Tabela 1 – Ação, origem, inserção e inervação dos músculos do quadril (HUGHES; HSU; *et al.*, 2002)**

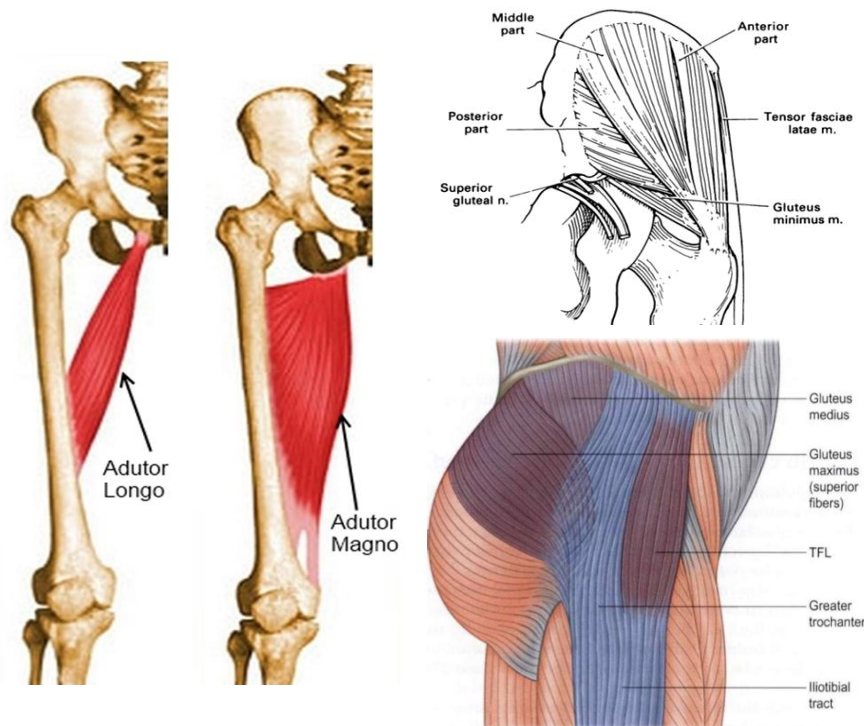
Action	Muscle	Origin	Insertion	Innervation
Flexion	Iliopsoas (iliacus, psoas major, psoas minor)	T12–L5 transverse processes, iliac crest, and sacrum	Lesser trochanter	Femoral nerve
	Rectus femoris	AHS and anterosuperior acetabulum	Superior patella	Femoral nerve (L2–L4)
	Tensor fascia latae	ASIS and iliac crest	Iliotibial tract	Superior gluteal nerve (L4, L5)
Extension	Sartorius	ASIS	Anteromedial tibial plateau	Femoral nerve (L2, L3)
	Gluteus maximus	Outer cortex of ilium, posterior sacrum and coccyx	Posterior iliotibial tract and gluteal tuberosity	Inferior gluteal nerve (L5, S1, S2)
	Biceps femoris	Ischial tuberosity	Fibular head and posterolateral tibial plateau	Tibial branch of sciatic nerve (L5, S1, S2)
	Semimembranosus	Ischial tuberosity	Posteromedial tibial plateau	Tibial branch of sciatic nerve (L5, S1, S2)
Abduction	Semitendinosus	Ischial tuberosity	Anteromedial tibial plateau	Tibial branch of sciatic nerve (L5, S1, S2)
	Gluteus medius	Anterior gluteal line	Lateral surface of greater trochanter	Superior gluteal nerve (L4, L5, S1)
	Gluteus minimus	Outer cortex of ilium	Anterior surface of greater trochanter	Superior gluteal nerve (L5, S1)
Adduction	Tensor fascia latae	ASIS and iliac crest	Iliotibial tract	Superior gluteal nerve (L4, L5)
	Adductor magnus	Inferior pubic ramus, ischial tuberosity	Gluteal tuberosity and adductor tubercle of medial femur	Obturator nerve (L2, L3) and sciatic nerve (L2–L4)
	Adductor longus	Body of pubis	Middle third of linea aspera	Obturator nerve (L2–L4)
	Adductor brevis	Inferior ramus and body of pubis	Proximal linea aspera and pectineal line	Obturator nerve (L2–L4)
Internal rotation	Gluteus medius	Anterior gluteal line	Lateral surface of greater trochanter	Superior gluteal nerve (L4, L5, S1)
	Gluteus minimus	Outer cortex of ilium	Anterior surface of greater trochanter	Superior gluteal nerve (L5, S1)
	Tensor fascia latae	ASIS and iliac crest	Iliotibial tract	Superior gluteal nerve (L4, L5)
External rotation	Obturator internus	Inner surface of obturator membrane	Medial greater trochanter	Nerve to obturator internus (L5, S1)
	Obturator externus	Outer surface of obturator membrane, pubic ramus, and ischium	Trochanteric fossa	Obturator nerve (L3, L4)
	Superior gemellus	Ischial spine	Posterior greater trochanter	Nerve to obturator internus (L5, S1)
	Inferior gemellus	Ischial tuberosity	Posterior greater trochanter	Nerve to quadratus femoris
	Piriformis	Anterior surface of sacrum and sacrotuberous ligament	Posterosuperior greater trochanter	Ventral rami of S1 and S2
	Quadratus femoris	Lateral border of ischial tuberosity	Quadratus tubercle	Nerve to quadratus femoris

**Tabela 2- Braços de momento em centímetros nos três planos dos músculos abdutores e adutores de quadril (DOSTAL; SODERBERG; *et al.*, 1986)**

Muscles	Abbreviation	Planes of Motion*		
		Frontal	Sagittal	Transverse
Sartorius	SAR	-3.7	-4.0	-0.3
Rectus femoris	RF	-2.3	-4.3	-0.2
Gracilis	GRA	7.1	-1.3	-0.3
Pectineus	PEC	3.2	-3.6	1.0
Adductor longus	ADL	7.1	-4.1	0.7
Adductor brevis	ADB	7.6	-2.1	0.5
Adductor minimus	AD MI	7.6	-0.9	0.0
Adductor magnus (middle)	AD MID	6.2	3.9	-0.3
Adductor magnus (posterior)	AD POST	3.4	5.8	0.4
Gluteus maximus	G MAX	0.7	4.6	-2.1
Gluteus medius (anterior)	G MED ANT	-6.7	0.8	2.3
Gluteus medius (middle)	G MED MID	-6.0	1.4	0.1
Gluteus medius (posterior)	G MED POST	-4.3	1.9	-2.4
Gluteus minimus (anterior)	G MIN ANT	-5.8	-1.0	1.7
Gluteus minimus (middle)	G MIN MID	-5.3	-0.2	-0.3
Gluteus minimus (posterior)	G MIN POST	-3.9	0.3	-1.4
Tensor fasciae latae	TFL	-5.2	-3.9	0.0
Piriformis	PIR	-2.1	0.1	-3.1
Obturator internus	OB IN	0.7	0.3	-3.2
Gemellus superior	GEM SUP	-0.1	0.3	-3.1
Gemellus inferior	GEM INF	0.9	0.4	-3.3
Quadratus femoris	QUAD FEM	4.4	0.2	-3.4
Obturator externus	OB EX	2.4	-0.7	-0.4
Biceps femoris	BI FEM	1.9	5.4	-0.6
Semitendinosus	SEM TEN	0.9	5.6	0.5
Semimembranosus	SEM MEM	0.4	4.6	0.3
Iliopsoas	PM/I	-0.7	-1.8	0.5

\* Frontal plane: + = adduction, - = abduction. Sagittal plane: + = extension, - = flexion. Transverse plane: + = internal rotation, - = external rotation.

A Figura 4 apresenta alguns músculos abdutores e adutores de quadril, como o Tensor da Fáscia Lata - TFL, Glúteo Médio - GMED, Adutor Longo - ALONGO e Adutor Magno - AMAGNO. Os adutores apresentam grande parte de seu corpo internamente na musculatura da coxa, exceto por suas porções proximais, que são mais superficiais. O GMED é apresentado em três partes, acrescentando às porções anterior e posterior a função de rotação de quadril. O TFL faz parte do Trato Iliotibial - TIT, juntamente com o GMED e o glúteo máximo (EVANS, 1979), sendo uma estrutura que vai desde a porção superior do quadril até a porção inferior do joelho (TERRY; HUGHSTON; *et al.*, 1986a).



**Figura 4 – Visualização dos músculos ALONGO, AMAGNO, GMED e TFL (Da esquerda para a direita e de cima para Baixo. FATTINI; DANGELO, 2002; GOTTSCHALK; KOUROSH; *et al.*, 1989; HARTY, 1984).**

### **3.2. Biomecânica Muscular**

A contração muscular pode ser classificada em três tipos: isométrica, concêntrica e excêntrica (HAMILL, 1999). Na contração isométrica o músculo se contrai produzindo força, porém não altera seu comprimento. Essa atividade geralmente consiste em equilibrar forças para o esforço requerido, impedindo a alteração da posição articular. A contração concêntrica ocorre com a redução do comprimento muscular. Já a contração excêntrica é definida pela ativação do músculo aliado ao aumento do comprimento muscular, como na ação contra-gravidade ou contra a ação concêntrica de músculos antagonistas (NEUMANN, 2010).

Cada um dos tipos de contração possui suas singularidades, contudo a excêntrica integra muitas propriedades incomuns em relação aos outros dois tipos, sendo capaz de produzir adaptações únicas no músculo esquelético (LASTAYO *et al.*, 1999). Estas adaptações acontecem pela necessidade de proteger o músculo contra lesões, por isso existe o

envolvimento do sistema nervoso central e periférico (MCHUGH, 2003). Ainda que a contração muscular excêntrica danifique o tecido muscular, devido a lesões por estiramento, o treinamento de força controlado, que possa modificar a estrutura do músculo, pode trazer benefícios como redução da ocorrência dessas lesões (ASKLING; KARLSSON; *et al.*, 2003).

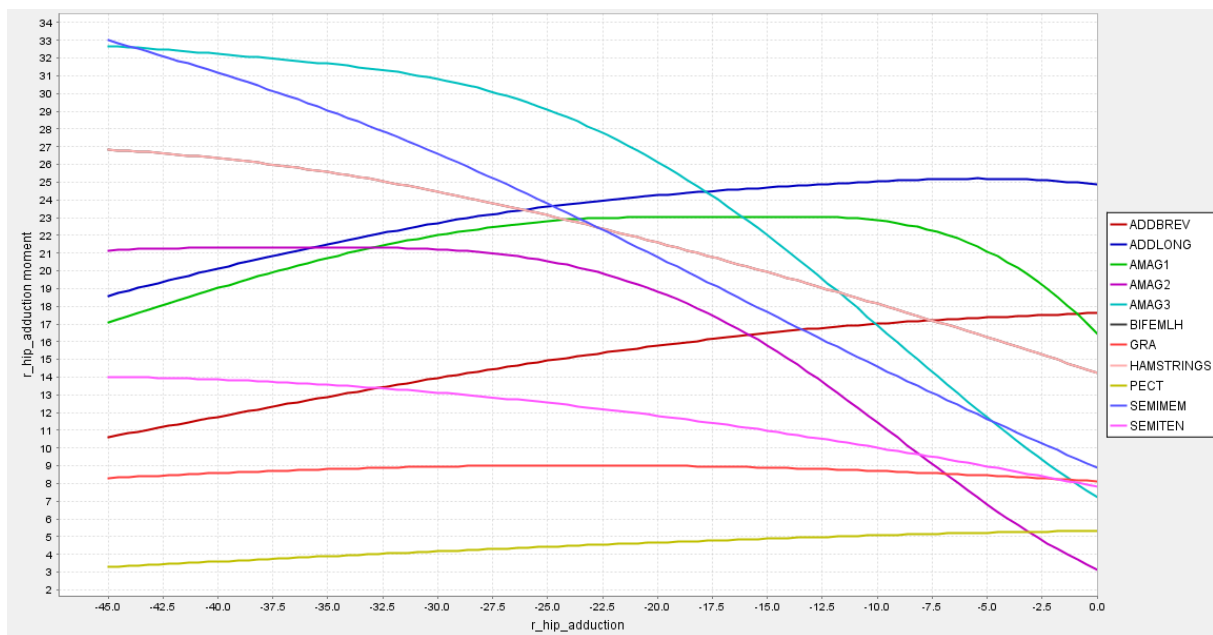
A plasticidade é uma das propriedades do tecido muscular, haja vista as adaptações que o mesmo sofre pelas demandas impostas com propósito de aperfeiçoar seu desempenho (BALDWIN; HADDAD, 2002). Por esse entendimento, de que as características das contrações musculares são modificadas pela necessidade de um maior desempenho, o uso desse conhecimento pode ser aplicado para otimizar o rendimento da prática esportiva, prevenir e tratar de lesões musculares associadas (DINIZ; DE BARROS, 2009).

Um treino muscular excêntrico gera alterações musculares quanto à rigidez, alterando a propriedade elástica do músculo, tornando-o mais rígido (REICH *et al.*, 2000). Essa alteração parece se originar na mudança da estrutura da proteína cito esquelética titina (LASTAYO *et al.*, 1999; LINDSTEDT; LASTAYO; *et al.*, 2001; REICH *et al.*, 2000).

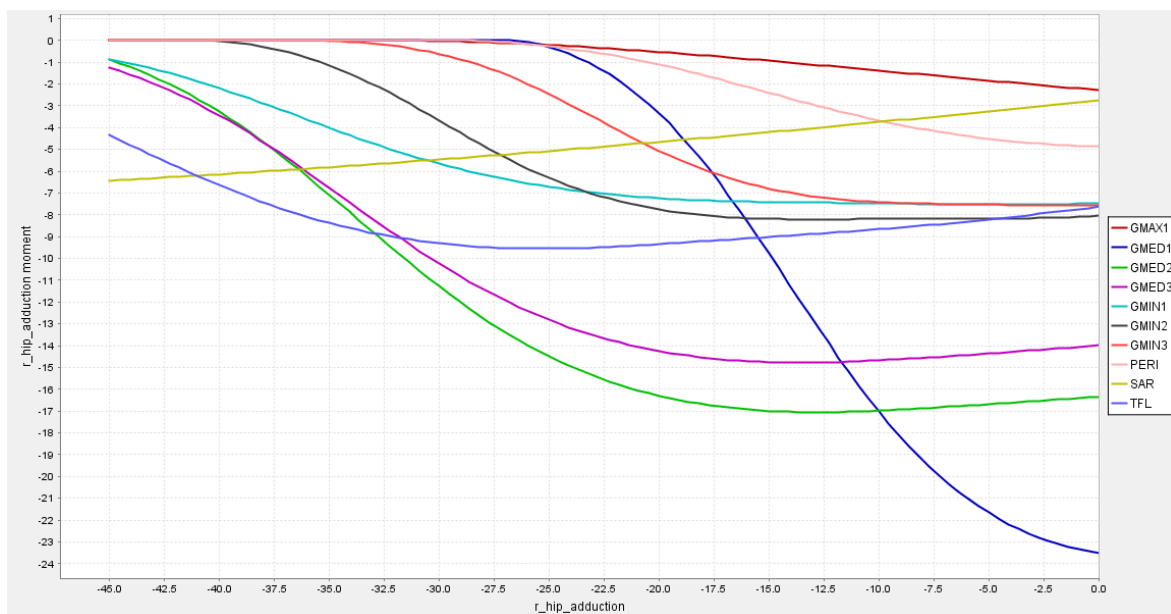
A relação força-comprimento indica a força que este pode desenvolver em função do seu comprimento. Nessa relação existe um ponto máximo de força correspondente ao seu comprimento ótimo, o qual representa o melhor posicionamento das fibras de actina e miosina (GORDON; HUXLEY; *et al.*, 1966), formando um maior número de pontes cruzadas (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

Alguns estudos apontam que a relação força-comprimento pode ser alterada por treinos de atividade excêntrica (BROCKETT; MORGAN; *et al.*, 2001; BUTTERFIELD; LEONARD; *et al.*, 2005; MORGAN; TALBOT, 2002; PRASARTWUTH *et al.*, 2006; WHITEHEAD *et al.*, 2001). Essas alterações acontecem pela modificação de força máxima em comprimentos diferentes do ótimo (DINIZ; DE BARROS, 2009). A relação força-comprimento pode ser inferida de um ponto de vista mais funcional, a partir da curva torque vs. ângulo. As Figura 5 e Figura 6 mostram tais relações, para um modelo genérico do membro inferior, calculadas com o software OpenSim (DELP *et al.*, 2007),





**Figura 5 - Momento dos músculos adutores de quadril pela amplitude articular de 0° a 45° de abdução, simulados com o aplicativo OpenSim (DELP *et al.*, 2007).**



**Figura 6 - Momento dos músculos abdutores de quadril pela amplitude articular de 0° a 45° de abdução, simulados com o aplicativo OpenSim (DELP *et al.*, 2007).**

### 3.3. Eletromiografia

A eletromiografia de superfície – EMGs é definida pela aquisição de potenciais elétricos dos músculos, por meio de coleta sem a necessidade de métodos invasivos, com o propósito de avaliar a atividade muscular esquelética (MERLETTI; PARKER, 2004). Estas avaliações permitem mensurar a intensidade e a duração da contração muscular, como também a fadiga, além de outras ocorrências neurais que possam ser identificadas pelo recrutamento motor, (FARINA; MERLETTI, 2000; HOGREL, 2003; MACISAAC; PARKER; *et al.*, 2001; RAU; SCHULTE; *et al.*, 2004; STASHUK, 2001).

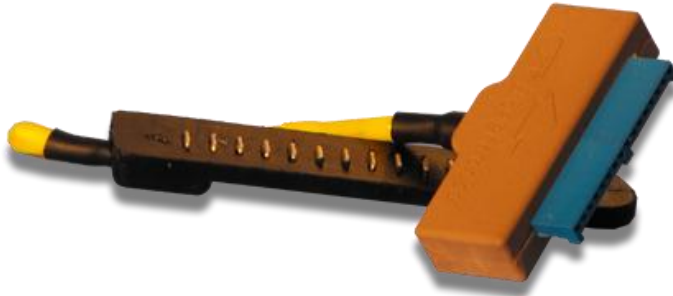
Devido às características do sinal de eletromiografia bruto não apresentarem um formato de aplicação direto aos estudos fisiológicos, esses sinais passam por uma série de processamentos para sua utilização específica, que resgatam informações associadas a diversos processos fisiológicos (DE SÁ FERREIRA; GUIMARÃES; *et al.*, 2010). A quantificação desses elementos se torna possível por meio de técnicas matemáticas, que sendo aplicadas ao sinal permitem a interpretação e extração da informação útil (LJUNG, 1998).

Existem métodos diferenciados para a coleta dos sinais eletromiográficos de superfície, como monopolar, bipolar e matrizes, porém suas utilizações variam de acordo com o objetivo e aplicação, sendo mais comumente utilizado o método bipolar, que consiste na diferença de potencial elétrico entre dois pontos musculares (NAGAI *et al.*, 2011). Contudo, para ter o entendimento de suas aplicações, é necessário compreender a origem e o fluxo do sinal elétrico. Após a emissão dos pulsos no músculo, estes se propagam em dois feixes distintos, na mesma direção e sentidos opostos (DE LUCA, 1997). Isso possibilita o seguimento desse fluxo elétrico, devido a uma sequência cronológica típica (MERLETTI; PARKER, 2004).

Existem cuidados que são recomendados para a aplicação dos eletrodos bipolares, devido a efeitos indesejados como o *cross-talk*, que seria a captação dos sinais de um segundo músculo, que se localize próximo ou mais profundo do músculo analisado. Esse efeito indesejado pode ser minimizado pela distância entre os eletrodos, que não deve ser superior a 2 cm. Outro importante efeito indesejado acontece devido à utilização dos eletrodos ao redor da zona de inervação, onde o sinal é rebatido para os dois sentidos, tendendo a se anular pela diferença de potencial dos eletrodos (HERMENS *et al.*, 1999; MERLETTI; PARKER, 2004). Para evitar este efeito utiliza-se um eletrodo de gabarito (eletrodo seco), geralmente composto



por 16 terminais monopolares em linha (Figura 7), conhecido como vetor, para identificar a zona de inervação.



**Figura 7 – Eletrodo vetor (eletrodo seco) (OTBioLab).**

Para evitar os problemas relacionados à colocação dos eletrodos, existem protocolos que surgiram de estudos que facilitam esse passo, como o SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999), que é uma das enciclopédia de protocolos de colocação de eletrodos mais utilizadas por pesquisadores da área. Contudo, esta ainda não é completa no que se refere a músculos do corpo humano, por isso outras fontes ainda são de ampla utilização.

Como exemplos de músculos que não estão no SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999) temos o adutor longo e adutor magno. Para isso, a utilização de formas alternativas para encontrar o melhor local de aquisição de sinal eletromiográfico faz-se necessário. A utilização de aparelhos de ultrassom e dissecações de cadáveres são alternativas usadas também para este fim. Por exemplo, PASSOS, CERQUEIRO (2003) buscaram formas de encontrar a melhor região para coleta dos sinais do músculo adutor longo, como na Figura 8.

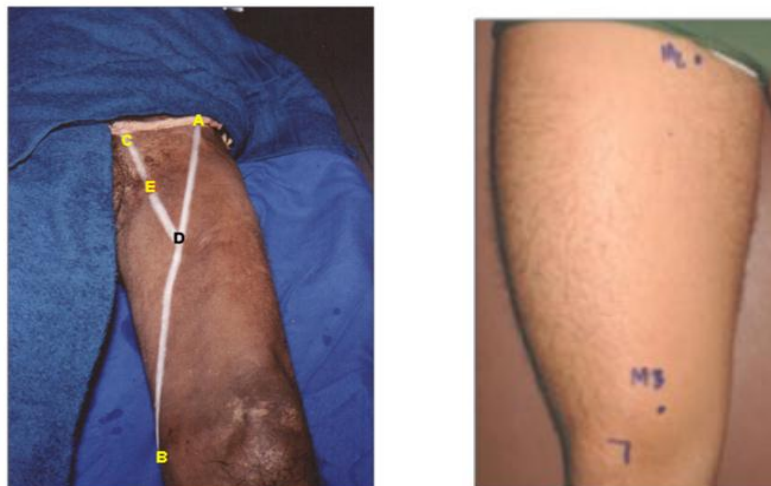


Figura 8 – Criação de protocolo de colocação de eletrodos por dissecação de cadáver do músculo adutor longo (PASSOS; CERQUEIRO, 2003).

Outra forma ainda mais adequada de analisar o melhor local na pele para a colocação dos eletrodos seria por meio de aparelhos de ultrassom, como fizeram WATANABE, *et al.* (2009), exemplificado pela Figura 9. LYONS, *et al.* (1983), por sua vez, apresenta uma tabela com protocolos de colocação de eletrodos de agulha (Tabela 3).

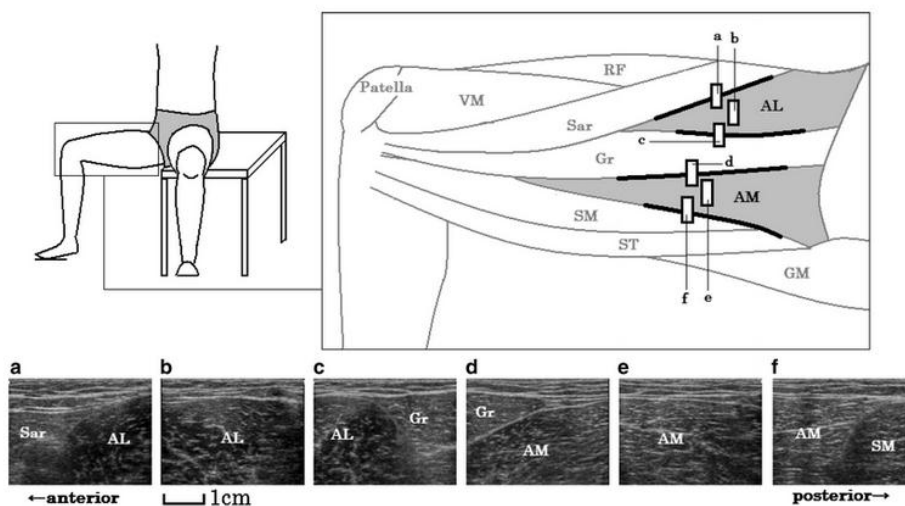


Figura 9 - Criação de protocolo de colocação de eletrodos por ultrassom do músculo adutor longo e adutor magno (WATANABE, *et al.*, 2009).

Tabela 3 - Protocolo de colocação de eletrodos (LYONS, *et al.*, 1983)

Muscle	Sites
Tensor fasciae latae	Two fingerbreadths distal to ASIS and two fingerbreadths medial to greater trochanter
Gluteus medius	Midway between the ASIS and PSIS, approximately two inches inferior to the crest of the ilium
Upper portion of gluteus maximus	Superior and lateral to a line drawn between the PSIS and the posterior greater trochanter
Lower portion of gluteus maximus	Inferior and medial to a line drawn between the PSIS and the posterior greater trochanter
Semimembranosus	One fingerbreadth medial to the medial edge of the semitendinosus muscle at the level of the mid thigh
Long head biceps femoris	Lateral to semitendinosus muscle at the level of mid thigh on a line drawn between the ischial tuberosity and the distal tendon of the muscle
Adductor magnus	Three inches inferior and one to two inches medial to the ischial tuberosity, inserting towards the center of the circumference of the thigh

Protocolo de colocação de eletrodo agulha para o músculo Adutor Magnus. 7,5 cm inferior e 2,5 a 5,0 cm medialmente da tuberosidade isquiática.

A análise de EMG da atuação no GMED na marcha e corrida tem sido estudada com mais frequência. Porém, estudos mais antigos já citavam sua importância para estabilização pélvica nestas atividades (GOTTSCHALK; KOUROSH; *et al.*, 1989; KREBS *et al.*, 1991; LYONS *et al.*, 1983). Juntamente com o GMED, é dada alguma atenção para o ALONGO em atividades de equilíbrio estático (HENRY; FUNG; *et al.*, 1998) e na compensação de peso durante o levantamento de cargas (KREBS *et al.*, 1991; NEUMANN, 1999; NEUMANN; COOK, 1985). O ALONGO também é estudado em trabalhos que relacionam lesões dos adutores (MORRISSEY *et al.*, 2012), como por exemplo em jogadores de futebol. A eletromiografia do TFL aparece em estudos dos movimentos de abdução e adução, seja por equilíbrio ou atividades isoladas (GOTTSCHALK; KOUROSH; *et al.*, 1989; HENRY; FUNG; *et al.*, 1998). Já o AMAGNO aparece com menor frequência na literatura (LYONS *et al.*, 1983).

### 3.4. Dinamometria

A dinamometria isocinética é utilizada para analisar o desempenho de músculos atuantes nas articulações do corpo humano (MÓ *et al.*, 2007). A medição do torque

articular pode demonstrar relações importantes entre os músculos agonistas e antagonistas (CALMELS *et al.*, 1997) e sua aplicação pode colaborar para estudo da locomoção e postura (MÓ *et al.*, 2007), fato que tem sido observado nos artigos mais atuais.

Há cerca de 30 anos a dinamometria isocinética foi iniciada na prática clínica, e sua modernização tornou-a uma ferramenta valiosa para a mensuração de desempenho muscular (DVIR; MACHADO, 2002). O dinamômetro isocinético é um instrumento eletromecânico que tem por característica sua versatilidade de regimes de funcionamento, permitindo a realização de atividades com velocidade angular fixa e delimitação de amplitude angular de movimento (ROTHSTEIN; LAMB; MAYHEW, 1987). Outras aplicações têm o propósito de reabilitação e fortalecimento muscular.

Dentre todas as articulações do corpo humano, o quadril é uma das menos estudadas, fato que se prova pela quantidade modesta de trabalhos representativos relacionados à articulação, principalmente no que se refere a movimentos de abdução e adução (DE BRITO VIEIRA; COSTA, 2006). Para medir o torque isocinético de uma articulação, faz-se necessário fixar uma das extremidades da articulação enquanto a outra realiza os movimentos. Um dos problemas relacionados à medição dos torques de abdução e adução de quadril pode estar relacionado à dificuldade de estabilizar a pelve durante a utilização dos dinamômetros, visto que a orientação dos manuais de uso, preconizados pelos fabricantes dos dinamômetros, indicam a fixação do membro contralateral.

Alguns autores estudaram o quadril com o emprego do dinamômetro, com diferentes objetivos: pacientes com osteoartrite (AROKOSKI *et al.*, 2002), próteses (RYSER; ERICKSON; *et al.*, 1988), crianças e adultos saudáveis (BURNETT; BETTS; *et al.*, 1990; EMERY; MAITLAND; *et al.*, 1999; MARKHEDE; GRIMBY, 1979), atletas (IHARA; CEVALES; *et al.*, 2000; KEA *et al.*, 2001) e homens com retardo mental (SUOMI; SURBURG; *et al.*, 1993).

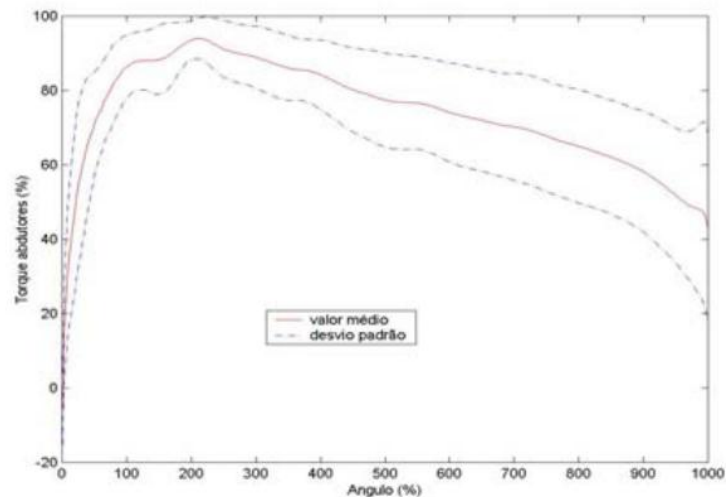
As análises de torque isocinético de abdução e adução de quadril são realizadas em diversas velocidades. KELLIS, BALZPOULOS (1995) encontraram resultados de torque sem diferenças significativas para diversas velocidades angulares entre 0°/s e 60°/s. Eles perceberam ainda que as velocidades acima de 60°/s produziram um declínio de torque nas atividades concêntricas, dado também encontrado no estudo de DE BRITO VIEIRA, DA COSTA (2006).

Os protocolos de teste dos artigos que envolvem medição do torque isocinético de abdução e adução de quadril são diversos, fazendo desde alterações de velocidade angular até amplitude articular. DVIR, MACHADO (2002) aplicaram em seus testes a velocidade angular de 30°/s e julgaram esta suficiente para demonstrar valores de torque reprodutíveis em abdução e adução. Já CLAIBORNE, TIMMONS, *et al.* (2009) utilizaram a velocidade de 60°/s em seus testes com amplitude de 30° de abdução e 10° de adução de quadril. KREBS *et al.* (1991) mediram o torque isocinético em duas velocidades diferentes: 30°/s e 90°/s, buscando estimar a pressão articular na cavidade acetabular.

MÓ *et al.* (2007) avaliaram o equilíbrio entre os músculos agonistas e antagonistas do trato iliotibial - TIT, em ambos os lados, apresentando como resultado picos de torque normalizados pelo peso corporal dos voluntários. Seu protocolo de avaliação isocinética constou de três séries de três repetições, com intervalos de 10 s de descanso. Das três repetições, duas que não tivessem problemas de identificação de início e/ou fim de contração eram selecionadas. IHARA, CEVALES, *et al.*, (2000) realizaram pesquisa com grupo de nadadores, de nível competitivo nacional, estilo peito. Utilizaram protocolos com série de cinco repetições e velocidade angular de 30°/s. O resultado de torque em N/m foi convertido para percentual pela divisão do peso corporal e a multiplicação por 100. Já JOHNSON *et al.* (2004) mostraram a relação do torque adutor e abdutor de quadril entre jovens e idosos. Trabalharam com três velocidades angulares diferentes, 30°/s, 60°/s e 90°/s. Seus estudos incluíram contrações isométricas e isocinéticas, visando compará-las entre os dois grupos de trabalho. Eles concluíram que, conforme a velocidade angular do teste isocinético é reduzida, maior é a aproximação dos dados com os valores isométricos.

DA SILVA, CADORE, LOSS (2007) analisaram as curvas de torque abdutor e adutor de quadril versus a amplitude articular de cada um dos voluntários, transformando-as em percentagem. Estes utilizaram protocolos de cinco repetições, com exclusão da primeira e última, com propósito de evitar problemas relacionados à inércia e fadiga. Em seguida, calcularam a média das três curvas e normalizaram pelo pico de torque, calculando também médias do grupo e seu desvio padrão, para as curvas de abdução e adução de quadril. Pode ser observado o resultado obtido pelos autores na Figura 10, que mostra a curva de abdução de quadril (média e DP) em função de um percentual da amplitude articular vezes 10. Segundo

eles, o achado corresponde à produção de força segundo a teoria das pontes cruzadas, pois os músculos em posição alongada produzem maiores forças.



**Figura 10 - Curva de torque de abdução de quadril (média e DP) pela amplitude da articulação em percentual vezes 10 (DA SILVA; CADORE; LOSS, 2007).**

DELP, MALONEY (1993) calcularam através de um modelo biomecânico o torque isométrico em variados ângulos articulares e a curva de torque isocinético. A Figura 11 mostra o torque de abdução, sendo a curva sólida o valor calculado do torque isocinético. Os pontos que representam o pico de torque isométrico nas demais angulações estão também mostrados (DELP; MALONEY, 1993). A Figura 12 mostra a curva de torque de adução. A curva sólida que é o valor calculado do torque isocinético medido por CAHALAN *et al.* (1989) e os pontos e triângulos os picos de torque isométrico nas demais angulações representadas DELP, MALONEY (1993).

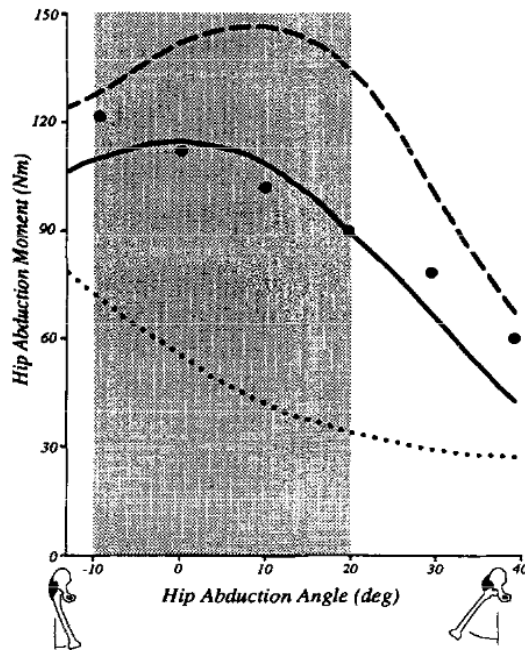


Figura 11 - Curva de torque isocinético concêntrico de abdução de quadril. Curva sólida que representa o valor calculado do torque isocinético, os pontos que representam o pico de torque isométrico em cada ângulo, As linhas pontilhadas representam curvas de torque isocinético com desvio do centro de rotação por parte do dinamômetro. (DELP; MALONEY, 1993).

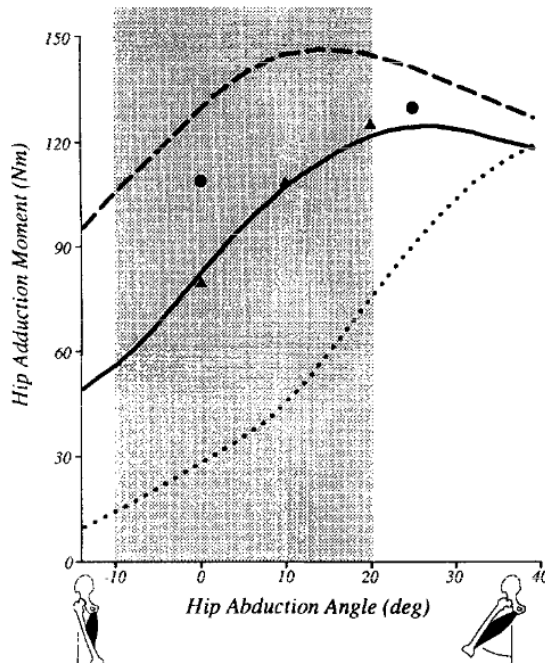


Figura 12 - Curva de torque isocinético concêntrico de adução de quadril. Curva sólida que representa o valor calculado do torque isocinético, os pontos que representam o pico de torque isométrico em cada ângulo e As linhas pontilhadas representam curvas de torque isocinético com desvio do centro de rotação por parte do dinamômetro. (DELP; MALONEY, 1993).

### 3.5. Patinação de Velocidade

A patinação de velocidade tem por característica ser um esporte de movimentos cíclicos, compostos de fases que se repetem em um determinado período de tempo (LUGEA, 2005). A modalidade tem por objetivo percorrer distâncias no menor tempo possível, assim como outras modalidades atléticas que possuem propósitos de competição por velocidade. Sua característica de impulsão é similar a outras atividades, como correr e saltar, pois sua aplicação de força se dá no sentido oposto ao deslocamento do Centro de Gravidade - CG. A maioria das atividades cíclicas são realizadas principalmente por músculos flexores e extensores, como acontece no ciclismo e corrida, sendo que na patinação de velocidade o impulso é oblíquo, utilizando também músculos abdutores e adutores (LUGEA, 2005).

A direção do impulso do patinador pode variar ligeiramente, sendo dependente da velocidade e do ângulo de inclinação da superfície. De forma geral, o impulso deve ser realizado lateralmente, ocorrendo extensão de quadril e joelho associada à rotação lateral e abdução de quadril (GARCÍA LONDOÑO; BOLIVAR MORENO, 2011).

Os movimentos da patinação de velocidade podem ser classificados como simétricos, nas retas, e assimétricos, nas curvas. Caracterizado principalmente pela diferença de geração de impulso de uma das pernas, que atua em adução e rotação medial conforme visualizado na Figura 13.



Figura 13 - Técnica de patinação simétrica na reta (à direita) e assimétrica na curva (à esquerda).



LUGEA (2005), definiu 3 estilos de técnica para patinação de velocidade em reta: clássica, pendular e *double-push*, representados pela Figura 14.



**Figura 14 - Estilos de patinação, de cima para baixo. Clássico, pendular e double-push (LUGEA, 2005)**

Os ciclos de movimento do patinador são divididos em fases. Cada uma destas define a natureza do movimento durante esse determinado tempo. Os três estilos possuem similaridade em praticamente todas as etapas, contudo as fases iniciais que representam o contato dos patins no solo são ligeiramente diferentes. No estilo clássico a perna é colocada na linha vertical do quadril e seu impulso percorre um trajeto normal lateral. No estilo pendular o contato é realizado de forma desalinhada medialmente, sendo mantido em poucos instantes, devido à projeção vertical do CG estar fora da base de apoio. Em seguida, o impulso segue da mesma forma que o clássico, porém com maior trajeto, diminuindo a frequência de passadas para um mesmo objetivo. Já no estilo *double-push*, o mais evoluído dos três, o contato inicial acontece com o patins alinhado ao quadril e é adicionado um impulso medial com extensão de joelho, abdução e rotação medial de quadril. O restante do

percurso acontece como no estilo pendular, tornando a passada ainda mais eficiente (LUGEA, 2005).

No início da movimentação de todos os estilos os músculos que atuam nos três eixos de movimento do quadril são solicitados: os abdutores, rotadores externos e extensores, como agonistas do movimento (DE KONING; DE GROOT; *et al.*, 1991; HOUDIJK *et al.*, 2000), e no estilo *double-push* também os adutores. Na fase de voo, quando o patinador retorna o pé de impulso para junto da linha média do corpo, este realiza uma adução, flexão e rotação medial do quadril (LUGEA, 2005).

Alguns artigos sugerem que o ciclo de movimentação do patinar tenha o padrão similar ao da corrida, no que se refere ao ciclo excêntrico-concêntrico. GARCÍA LONDOÑO, BOLIVAR MORENO (2011) comentaram que um músculo, ao ser alongado em contração, produz uma força elástica maior que em situação normal. Os mesmos sugerem que este fato deva acontecer na aplicação da técnica do *double-push*, quando a força dos abdutores no impulso são influenciados pela ação adutora da técnica mencionada, em conformidade com LUGEA (2005), que menciona a ativação excêntrica prolongada dos abdutores antes do impulso.

HOUDIJK *et al.* (2000) analisaram a cinemática da movimentação dos patinadores de velocidade, utilizando um sistema de cinemetria, com demarcação nas principais articulações do patinador. Sugerem a ação excêntrica dos músculos do quadril também em flexão e extensão.

## 4. Materiais e Métodos

O estudo foi realizado com dois grupos de voluntários: atletas de patinação de velocidade e não atletas da modalidade. Todos passaram por procedimentos similares para a coleta de torque abdutor e adutor de quadril e coleta eletromiográfica dos músculos Tensor da Fáscia Lata - TFL, Glúteo Médio - GMED, Adutor Longo - ALONGO, Adutor Magno - AMAGNO, selecionados por serem os maiores contribuintes de momento abdutor e adutor (DELP *et al.*, 2007) do quadril. Além disso, a escolha dos músculos foi condicionada de modo a evitar aqueles com dificuldade de aquisição de sinal EMG, seja pela profundidade de sua localização ou pela baixa produção de potencial elétrico de superfície.

Os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica - PEB, do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia - COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ. Este projeto foi aprovado pelo comitê de ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - HUCFF/ UFRJ, segundo parecer número 519.230, fazendo parte de um projeto que engloba outras atividades relacionadas, além das que se aplicam neste projeto.

### 4.1. Amostra

Participaram do teste 20 indivíduos, sendo 10 atletas amadores de patinação de velocidade, competidores a nível nacional e 10 indivíduos não patinadores, praticantes ou não de atividades físicas regulares. Divididos igualmente entre homens e mulheres. Nenhum dos voluntários possui histórico de patologias relacionadas à articulação do quadril.

Dos patinadores:

Idade =  $34,1 \pm 8,8$  anos; Peso =  $64,1 \pm 8,3$  Kg; Altura de  $167,9 \pm 7,3$  cm.

Do grupo controle:

Idade =  $26,6 \pm 10,8$  anos; Peso =  $71,1 \pm 10,1$  Kg; Altura =  $170,1 \pm 10,1$  cm.

Todos estão representados na tabela que se encontra no Apêndice 1.

## 4.2. Procedimentos e Instrumentação

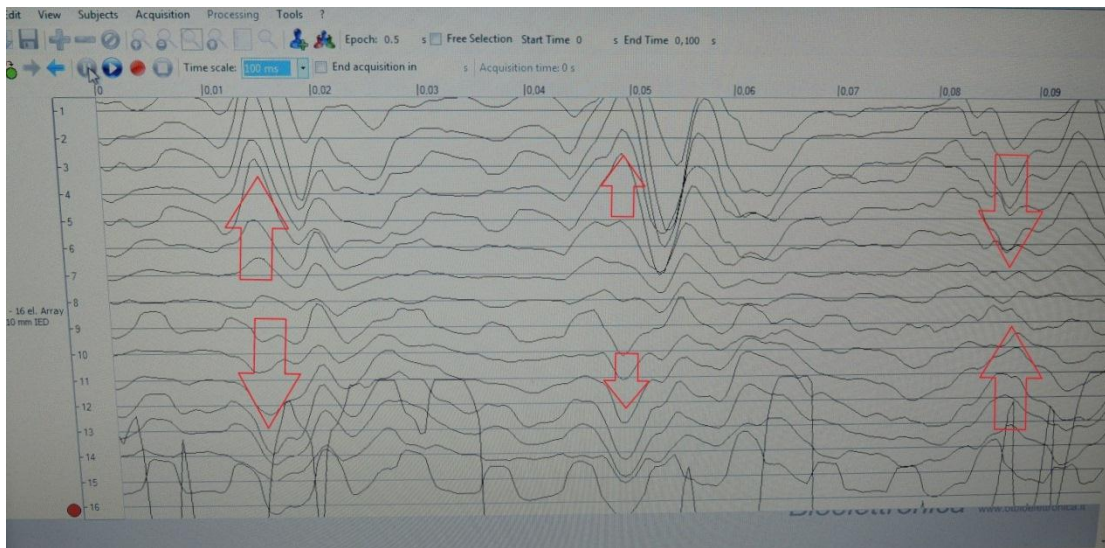
Ao chegar ao laboratório o voluntário recebia orientação de forma detalhada da realização do teste, em seguida foi feita uma anamnese, mensuração de peso e altura, além da entrega do termo de consentimento livre esclarecido - TCLE, para leitura e assinatura.

Com o intuito de evitar lesões, o instrumentista orienta um aquecimento com mobilidade articular semelhante à atividade de execução, que consta de 50 movimentos de abdução e adução de quadril em ambos os lados, simultaneamente, a partir da posição anatômica em pé e sem ligação aos equipamentos, movimento que se assemelha a atividade testada.

Após o procedimento de aquecimento os voluntários são posicionados junto ao equipamento para o início da preparação das regiões de colocação de eletrodos. Os locais de colocação de eletrodos passam pelos procedimentos de tricotomia e limpeza (STEGEMAN; HERMENS, 2007) realizados com lâmina descartável e gaze úmida, para redução de impedância do tecido e aumento da diferença de potencial - DDP captada pelo eletrodo. Após a preparação do tecido epitelial se iniciam as demarcações, sugeridas pelos protocolos de colocação dos eletrodos (LYONS *et al.*, 1983; PASSOS; CERQUEIRO, 2003; WATANABE *et al.*, 2009).

Os testes foram realizados com o equipamento de eletromiografia (EMG-USB2, OTBioeletronica, Itália) , amplificador multicanal para EMG. O primeiro deles foi realizado para os quatro músculos buscando identificar as zonas de inervação, pela utilização do eletrodo tipo matriz de 16 canais (eletrodo seco), com sua região central disposta na demarcação orientada pelos protocolos de colocação de eletrodos.

O teste acontece em abdução para os músculos TFL e GMED e adução para os músculos ALONGO e AMAGNO. Simultaneamente, são analisados os pulsos eletromiográficos com tempo de janela de 100 ms, observando a possível existência de zonas de inervação no intervalo dos 16 canais do eletrodo seco, conforme a Figura 15. Pode-se observar picos de sinais em sentidos opostos, como assinalado pelas setas vermelhas, indicando em sua região central a localização da zona de inervação. Caso a zona de inervação se localize próxima à orientação de colocação dos eletrodos, estes são colocados acima ou abaixo da região de inervação, de acordo com a melhor localização.



**Figura 15 - Identificação da zona de inervação**

Após a procura das zonas de inervação dos quatro músculos testados, são colocados os eletrodos adesivos passivos, sendo estes dispostos em pares e fixados no direção da fibra muscular, para aplicação do sistema bipolar de coleta eletromiográfica (Figura 16).



**Figura 16 - Aplicação dos eletrodos passivos.**

Finalizado este procedimento o voluntário é posicionado em decúbito lateral, com a face anterior voltada para o dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 4, New York, EUA). É realizado o alinhamento do eixo ântero-posterior da articulação do quadril com o eixo de rotação do dinamômetro e a coxa contralateral é firmada à cadeira com a faixa de fixação, representado na Figura 17.



**Figura 17 – Alinhamento do eixo equipamento / voluntário e fixação perna contralateral.**

Finalizando esses procedimentos o voluntário está pronto para iniciar o teste principal, este consta de 7 ciclos máximos de movimentos de abdução e adução concêntrico/concêntrico com velocidade angular de  $20^\circ/s$ , sendo a amplitude de movimento sempre maior que  $45^\circ$ , porém menor que  $50^\circ$ , para que não haja esforço desnecessário, já que os dados são processados até  $45^\circ$ . O teste é realizado somente com a perna direita.

Após limitar a movimentação articular, pesar o membro e cumprir outros protocolos que o software do dinamômetro solicita, o voluntário é orientado a abduzir e aduzir sua perna cinco vezes, com o intuito de familiarizar-se com a velocidade angular e a amplitude articular que o equipamento limita.

Em seguida inicia-se o teste com o incentivo verbal realizado pelo instrumentista. Caso o teste possua falhas de contrações contínuas por parte do voluntário, este é solicitado a realizar mais uma vez o teste, após um intervalo de 5 minutos de descanso.

### 4.3. Processamento dos sinais

#### 4.3.1. Torque

O tratamento do sinal inicia-se com a exclusão dos dados acima dos 45° de amplitude, para padronizar o tamanho das amostras e facilitar a comparação, o que é representado na Figura 18, que mostra as barras horizontais como dados excluídos (valores positivos como abdução e os negativos como adução). O próximo passo foi a separação da curva isocinética em adução e abdução e o isolamento dos 7 ciclos para a identificação de possíveis irregularidades nas curvas, como pausas na contração ou um retardo do início do esforço elevado em determinado ciclo, por exemplo.

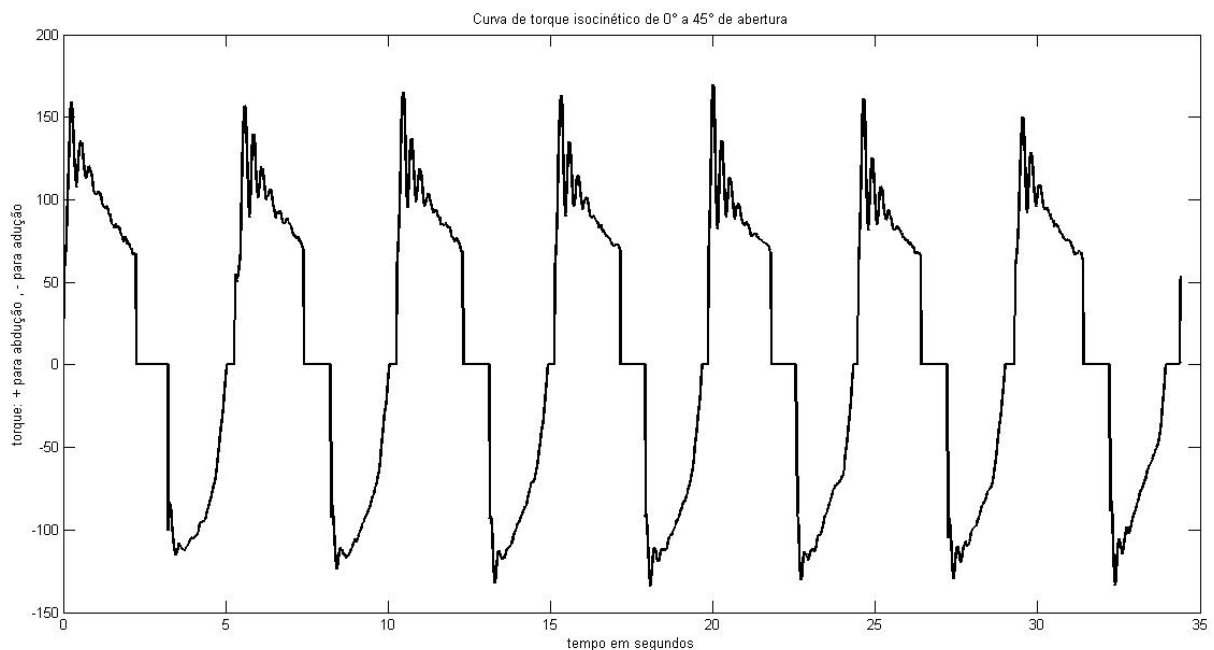


Figura 18 - Curvas isocinéticas cortadas em 45°

As três primeiras curvas que estiverem sem falhas de contração pela atividade do voluntário são separadas para processamento. Cada uma delas é normalizada pelo seu valor máximo como no Figura 19. Em seguida são calculadas as suas médias, para utilização nas análises finais com médias coerentes e desvio padrão de todos os indivíduos por grupo, em curvas de abdução e adução.



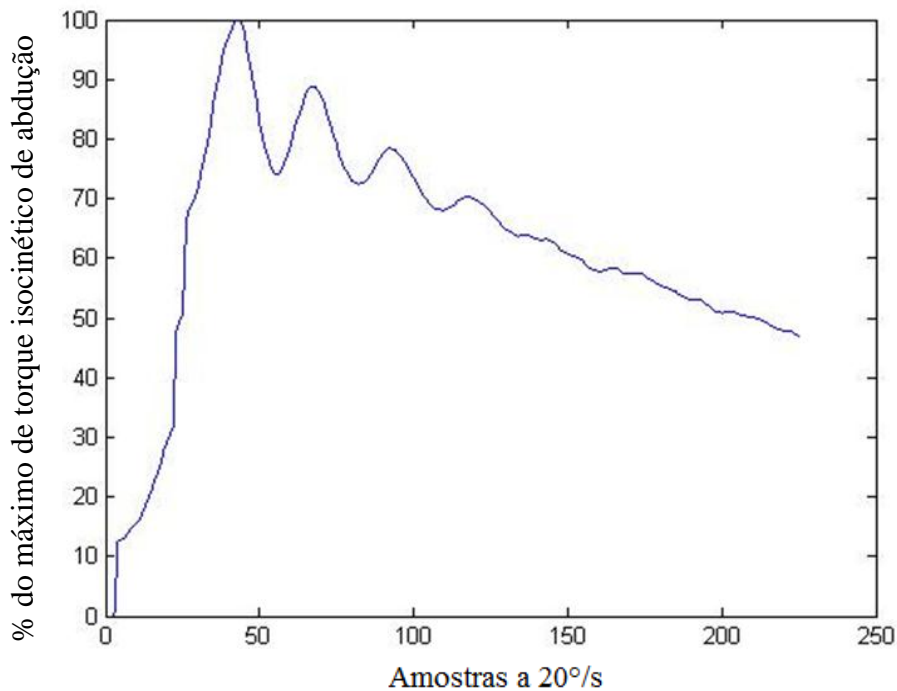


Figura 19 - Torque normalizado de Abdução em percentual x Amostras até 45° de amplitude articular.

### 4.3.2. EMG

Os sinais originais de EMG dos quatro músculos coletados, apresentados no painel (OT BioLab v. 1.8/2008, OTBioelettronica, Itália) (Figura 20), são filtrados (Butterworth, passa baixa de 400 Hz, passa alta de 10 Hz e rejeita-faixa de 60, 120, 180, 240, 300 e 360 Hz.).

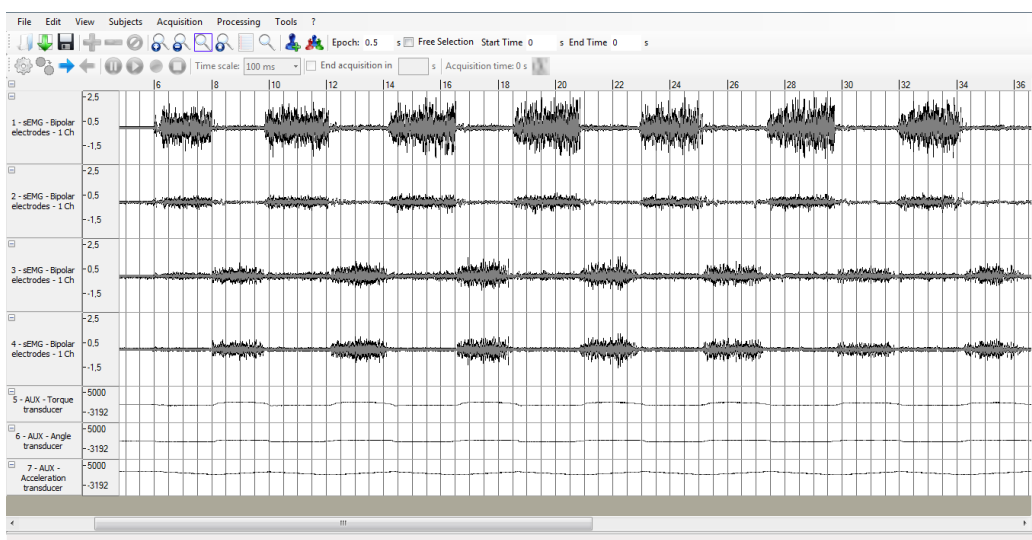


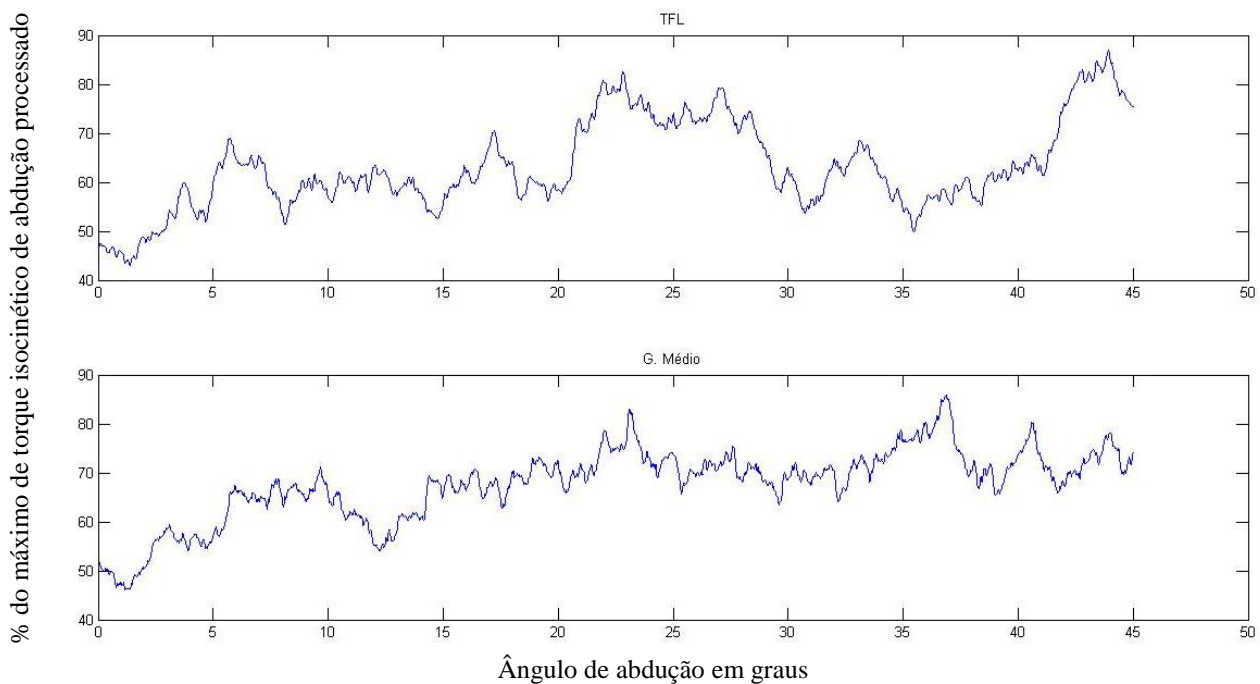
Figura 20 - EMG x Tempo(s), de cima para baixo (TFL, GMED, ALONGO, AMAGNO).



Depois de filtrados, os ciclos de movimento são separados e transformados no tamanho correspondente à contração entre 0° e 45°, para adução e abdução. Este recorte é orientado pelo sincronismo entre o dinamômetro e o eletromiógrafo. As três curvas correspondentes aos ciclos selecionados na análise do torque são separadas, retificadas, normalizadas pelo seu máximo e suas médias por amostras são realizadas, finalizando os dados de EMG de cada músculo do voluntário.

**Com objetivo de melhorar a visualização da curva pela média de envelopamento, os sinais passam por um filtro de média móvel de 200 amostras, com resultado apresentado na**

Figura 21. Finalizado o processamento do EMG de cada músculo de cada voluntário, as médias e desvios padrão são calculados por grupo.



**Figura 21 - EMG (TFL, GMED) % valor máximo X graus**

#### **4.4. Análise estatística**

Para análise estatística foi utilizado o software Statistica (Statsoft, Inc., Tulsa, USA) e aplicados dois tipos de teste: ANOVA para a análise de EMG e Teste-T para Torque. Os dados foram inseridos como dois grupos diferentes, patinadores e controle.

Três parâmetros nas curvas de torque de abdução e adução de quadril foram avaliados, visualizados em box-plot mostrando os valores de média e erro padrão, comparativamente entre os dois grupos, juntamente apresentado com o valor p. Já a análise de EMG faz a comparação entre os grupos patinadores e controle, divididos em três partes do período da contração analisada, antes do pico de torque e em duas partes de igual tamanho após o pico de torque, mostrando os valores de média, erro-padrão e valor p.

## 5. Resultados

### 5.1. Torque

Os resultados das médias e desvios padrão de torque de abdução dos grupos patinadores e controle são representados na Figura 22, em vermelho e azul, respectivamente. No início do movimento, até cerca de 8°, os valores apresentam similaridade, já no decaimento do torque os valores dos grupos se afastam, com os desvios-padrões divergentes em grande parte da curva. Padrão similar é visto na Figura 23, que representa as médias e médias  $\pm$  desvios padrão de torque de adução, sendo os grupos representados pela mesma coloração. Para fins de análise vale ressaltar que a curva de torque de adução inicia-se em 45°, ou seja, do lado direito para o esquerdo.

Os gráficos de abdução não só mostram a maior sustentação de torque por parte dos atletas, como também apresentam diferenças dos valores após o pico de torque, em comparação as curvas de torque do grupo controle. Estas mostraram um nível de dispersão inferior, o que pode ser visualizado na Figura 22. O mesmo efeito acontece, em menor escala, com as curvas de adução (Figura 23).

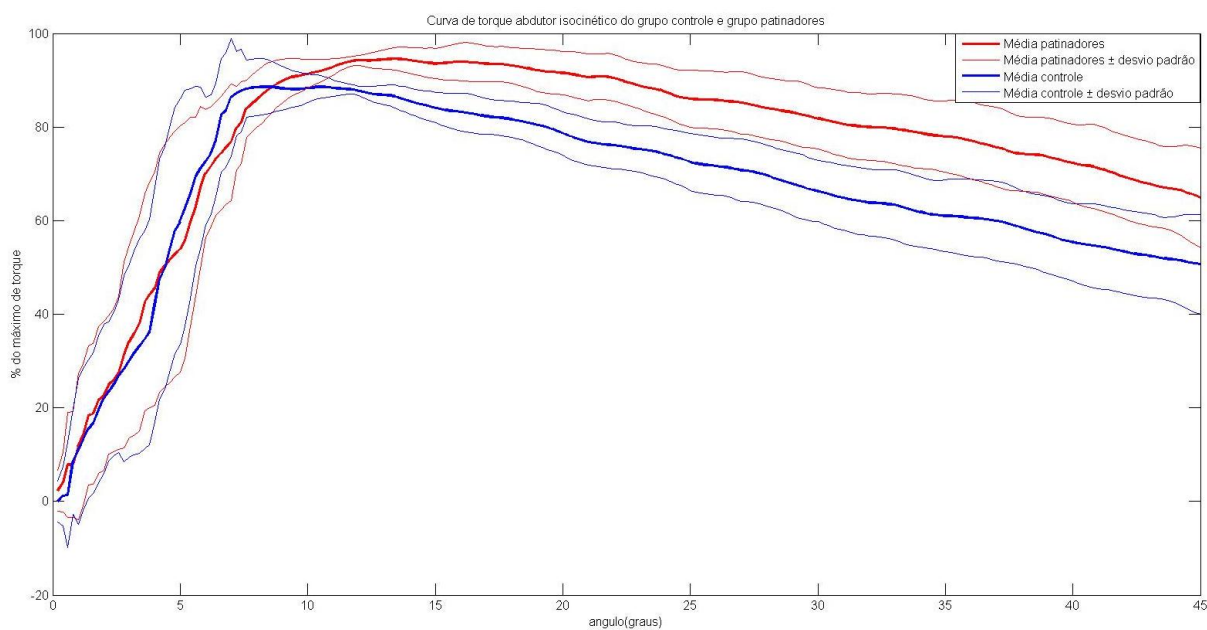
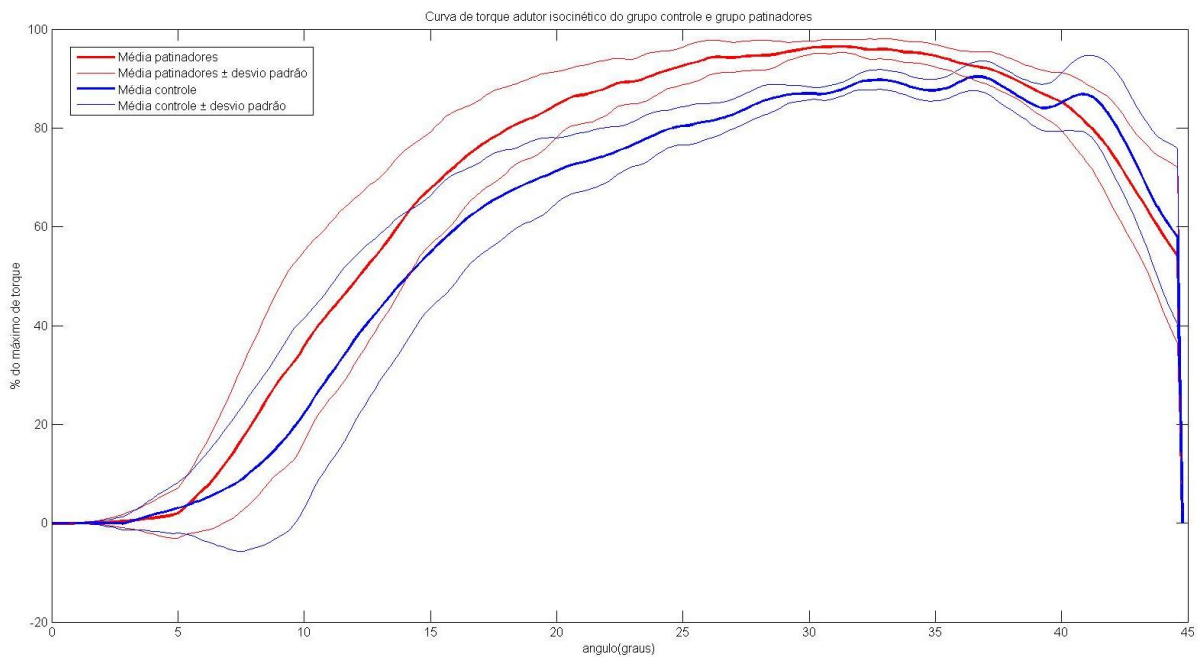


Figura 22 - Curva de torque abductor - % do máximo de torque x ângulo.

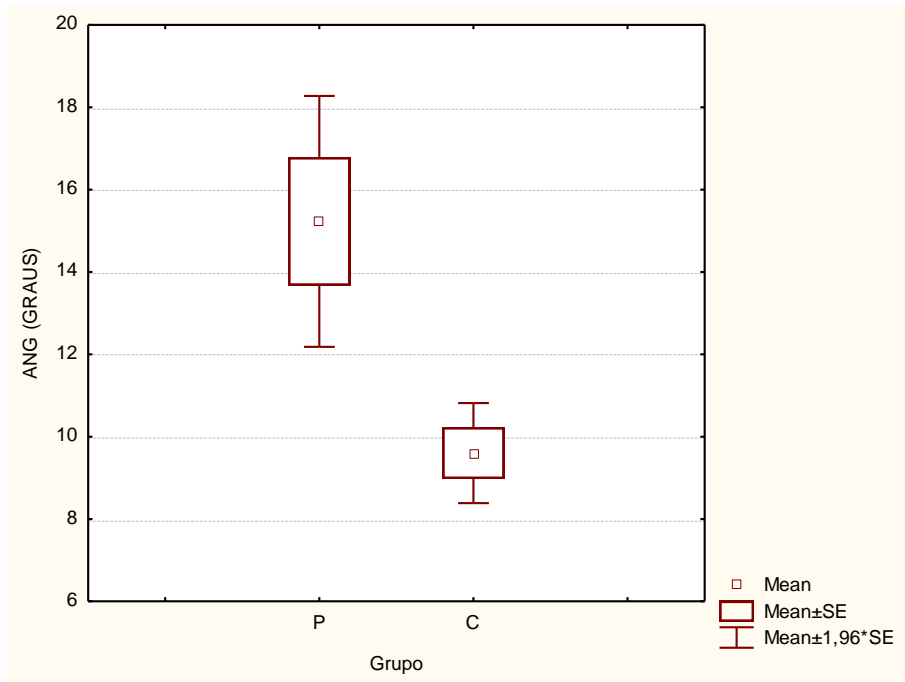


**Figura 23 - Curva de torque adutor - % do máximo de torque x ângulo.**

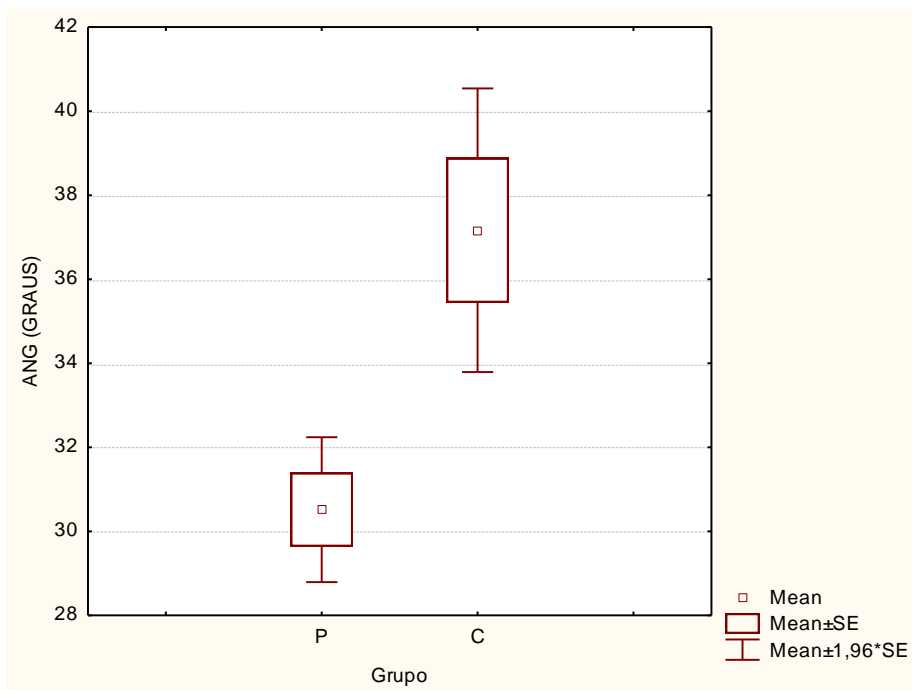
Para a análise estatística foram utilizados três métodos diferentes de separação por grupos, descritos abaixo.

- Análise da localização angular do pico de torque de cada sujeito;
- Análise da angulação da curva em dois momentos, antes do pico de torque e após o pico de torque;
- Análise do valor integral das curvas e de suas duas partes, antes e após o pico de torque.

Os valores de ângulo articular onde se localizam os picos de torque são separados de cada voluntário e um teste T é realizado para abdução e adução, representados pelas Figura 24 e Figura 25, respectivamente.



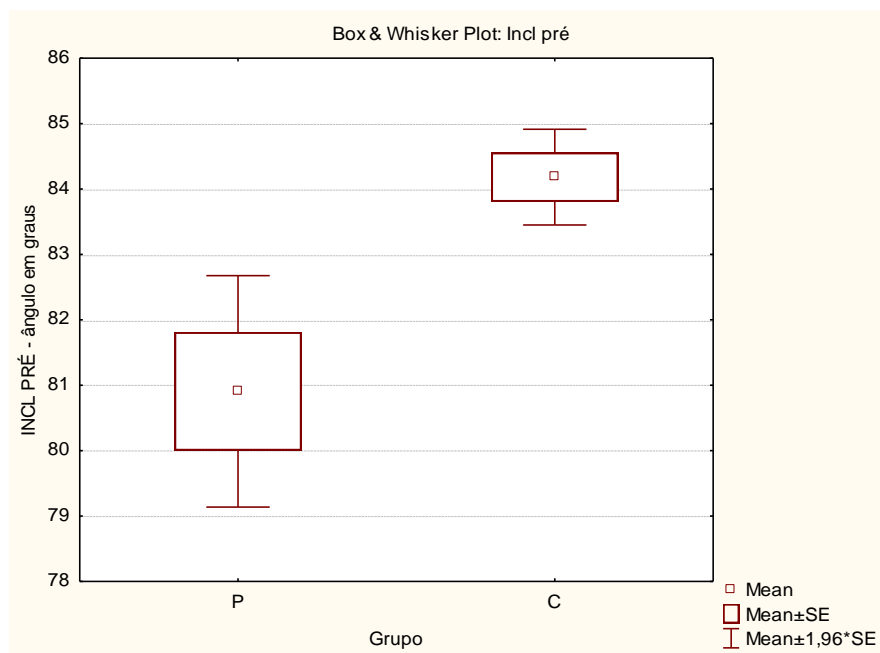
**Figura 24 - ANG - Valor do ângulo onde o torque de abdução é máximo.**  
**P - patinadores, C – controle. Valor p = 0,003473.**



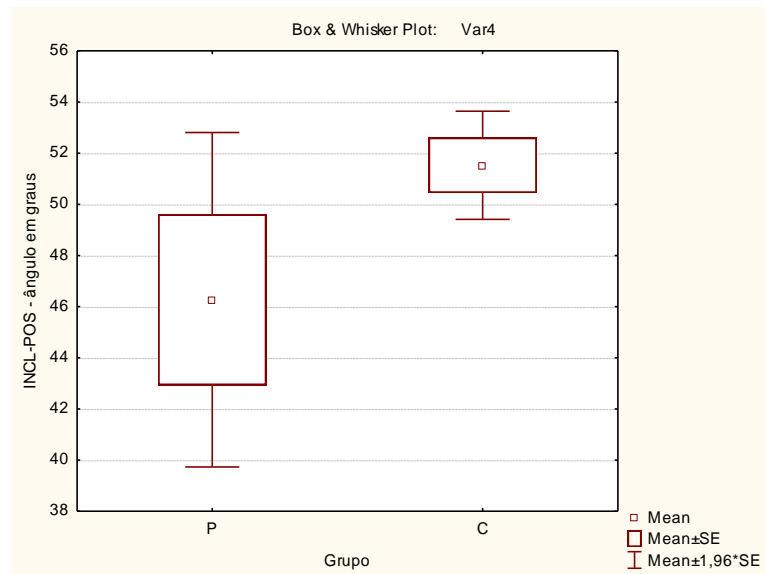
**Figura 25 - ANG – Valor do ângulo onde o torque de adução é máximo.**  
**P – patinadores, C – controle. Valor p = 0,002927.**

Para os cálculos de inclinações pré e pós pico de torque, são desenhadas as retas que unem o primeiro valor de torque ao pico e o pico ao último valor de torque, gerando assim duas retas que representam aproximadamente as inclinações pré e pós pico.

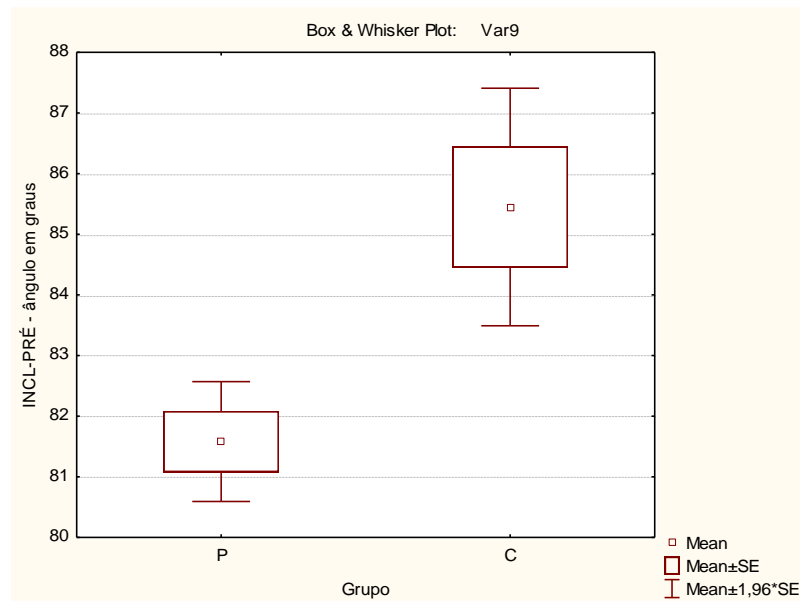
As Figura 26 e Figura 27 representam as inclinações das curvas de torque de abdução pré-pico e pós-pico, respectivamente. Enquanto as Figura 28 e Figura 29 representam as inclinações das curvas de torque de adução pré-pico e pós-pico, respectivamente.



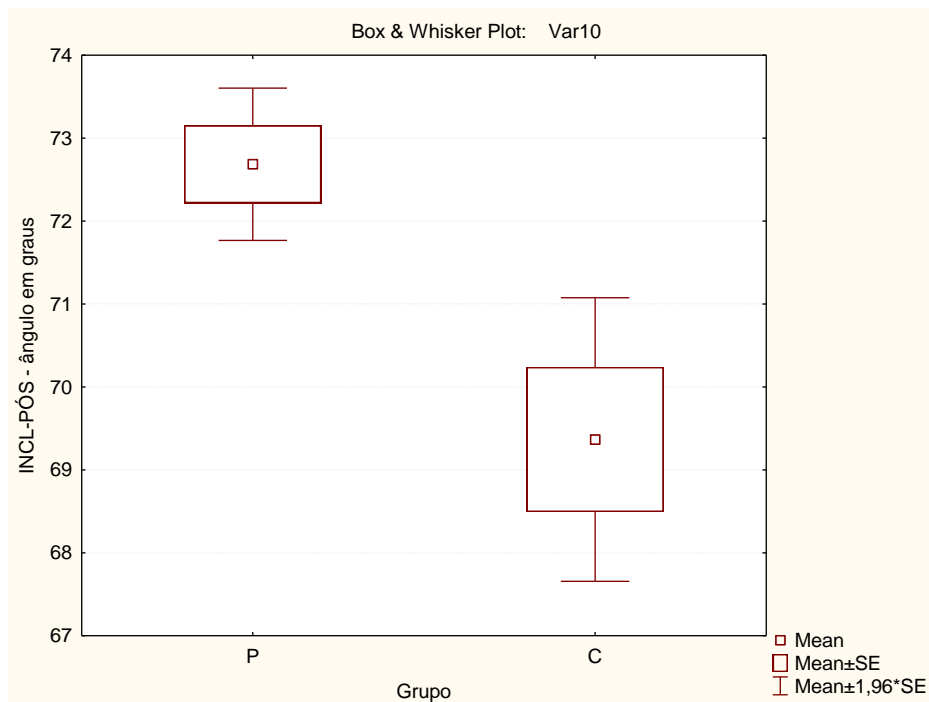
**Figura 26 - INCL-PRE -Inclinação pré-pico da curva de torque de abdução P – patinador e C- controle. Valor de p = 0,003538.**



**Figura 27 - INCL-POS - Inclinação pós-pico da curva de torque de abdução.**  
**P – patinador e C- controle. Valor p = 0,151021.**



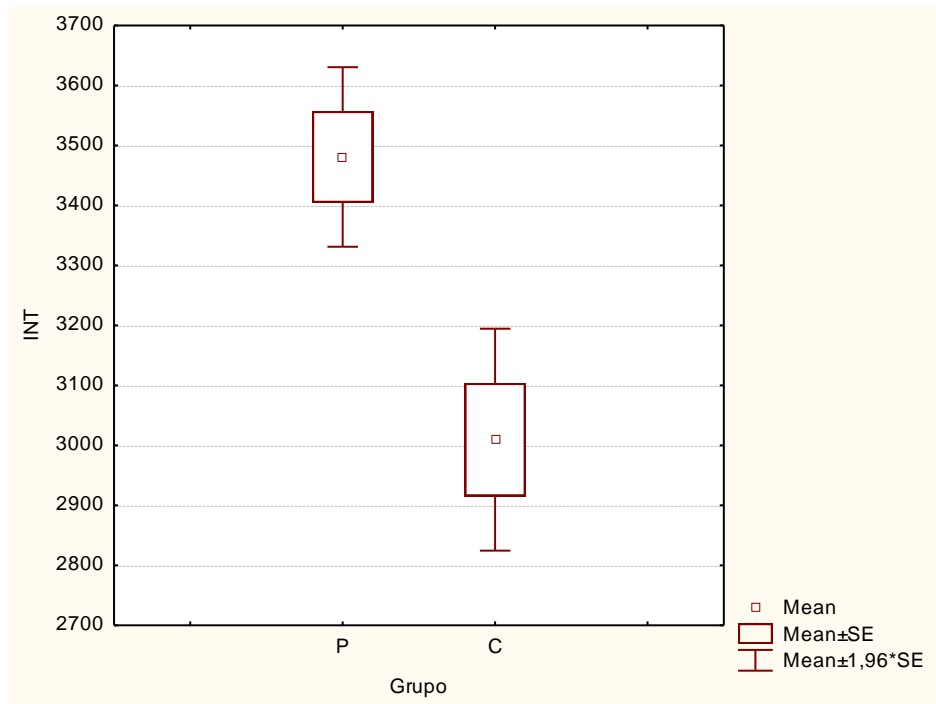
**Figura 28 - INCL-PRE - Inclinação pré-pico da curva de torque de adução**  
**P – patinador e C - controle. Valor p = 0,002819.**



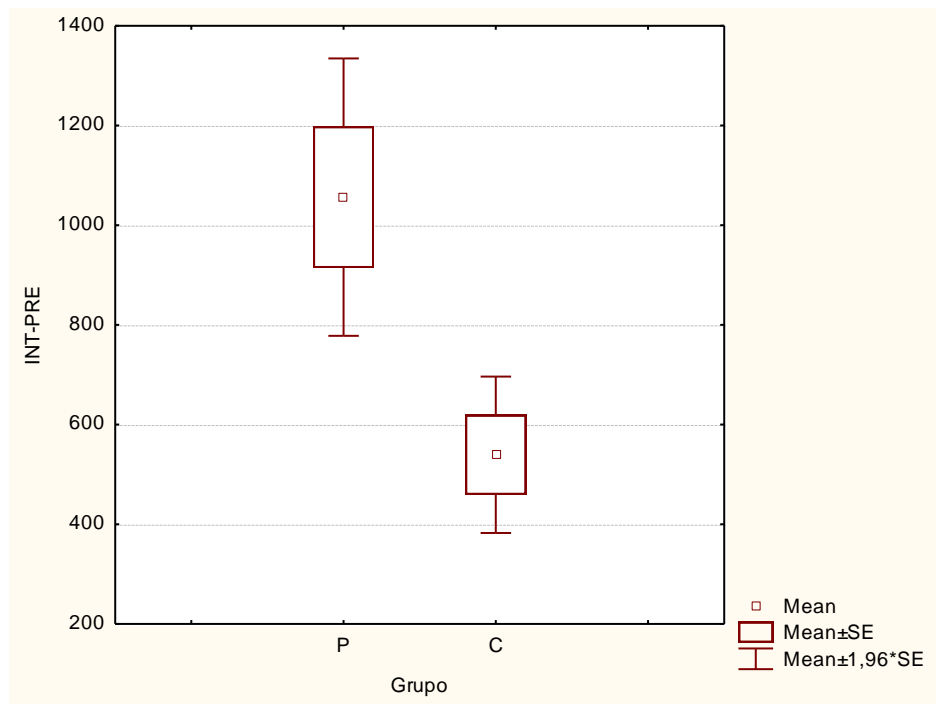
**Figura 29 - INCL-POS- Inclinação pós-pico da curva de torque de adução.  
P – Patinador e C- controle. Valor p = 0,003552.**

Os valores das integrais de torque em função do ângulo articular, como uma medida do trabalho mecânico efetuado, foram calculados para três porções da curva: global (toda curva), integral até o pico de torque e integral após o pico de torque. As Figura 30, Figura 31 e Figura 32, representam a integral global, pré-pico e pós-pico das curvas de torque de abdução, respectivamente.

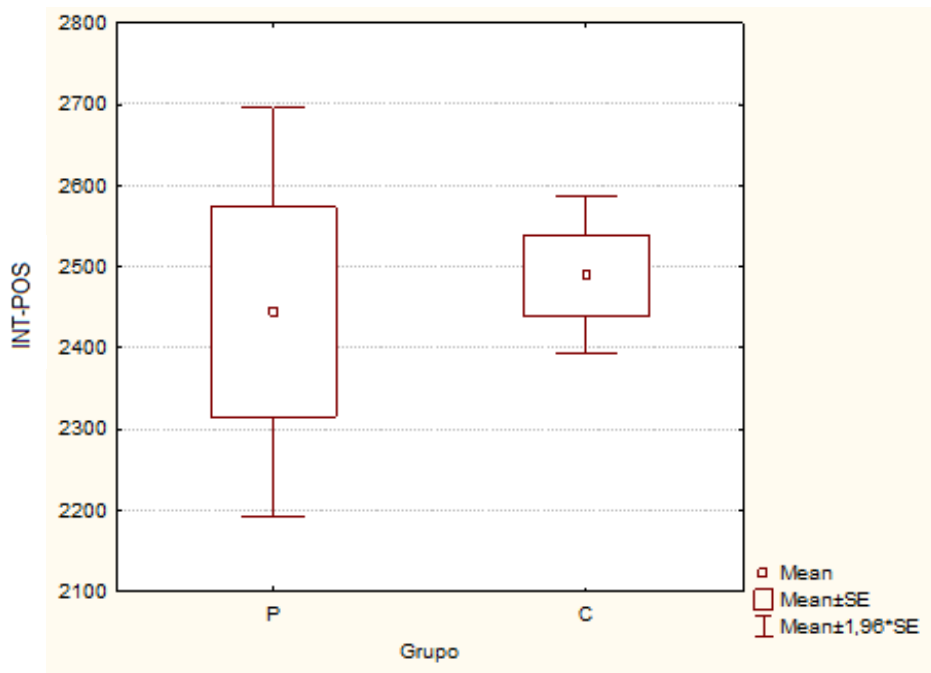




**Figura 30 - INT - Integral global da curva de torque de abdução**  
**P - patinador e C – controle. Valor p = 0,001093.**

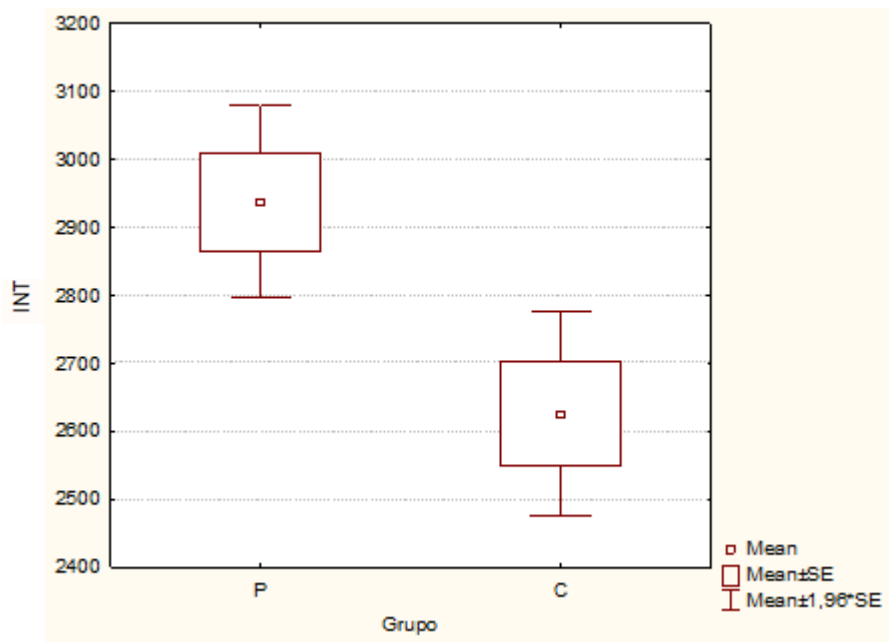


**Figura 31 - INT-PRE - Integral pré-pico da curva de torque de abdução**  
**P - patinador e C – controle. Valor p = 0,005292.**



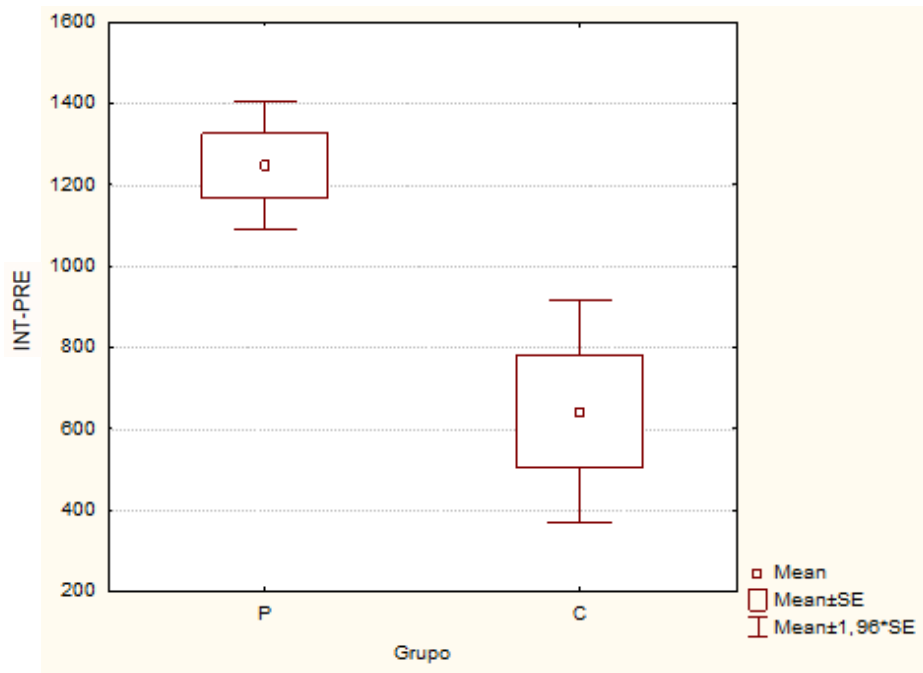
**Figura 32 - INT-POS - Integral pós-pico da curva de torque de abdução**  
**P - patinador e C – controle. Valor p = 0,746873.**

As Figura 33, Figura 34 e Figura 35 representam a integral global, pré-pico e pós-pico das curvas de torque de adução, respectivamente.

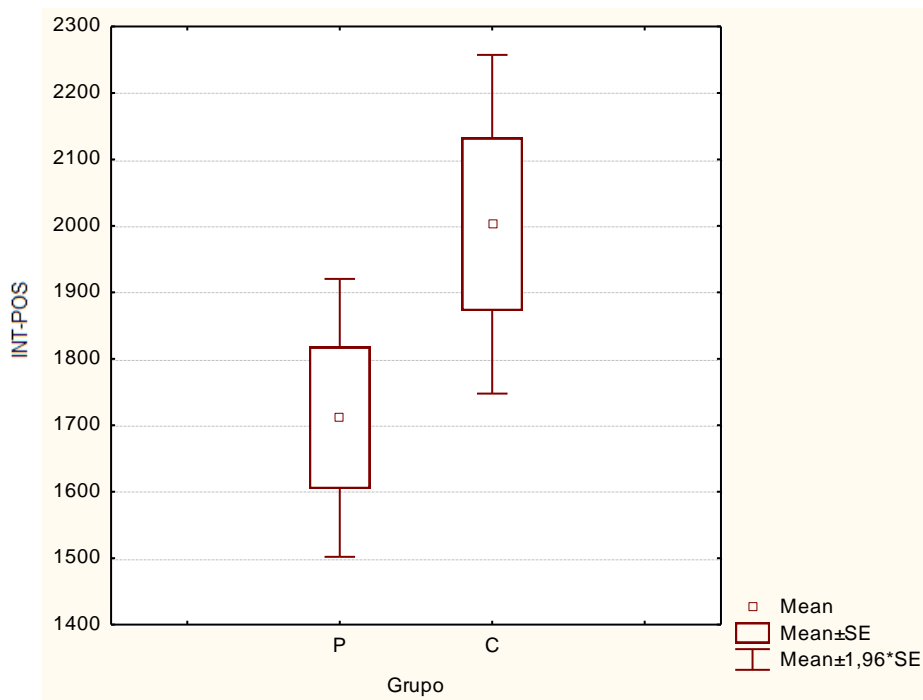


**Figura 33 - INT - Integral global da curva de torque de adução**

**P - patinador e C – controle. Valor p = 0,008354.**



**Figura 34 - INT-PRE - Integral pré-pico da curva de torque de adução  
P - patinador e C – controle. Valor p = 0,001416.**

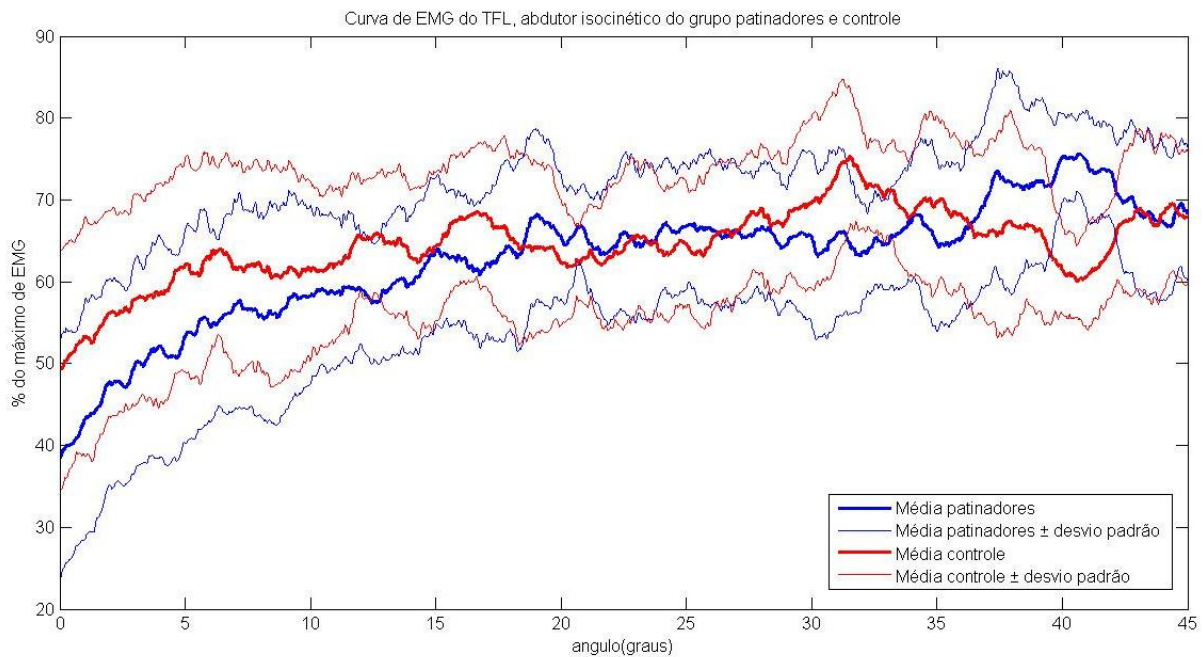


**Figura 35 - INT-POS - Integral pós-pico da curva de torque de adução  
P - patinador e C – controle. Valor p = 0,100310.**

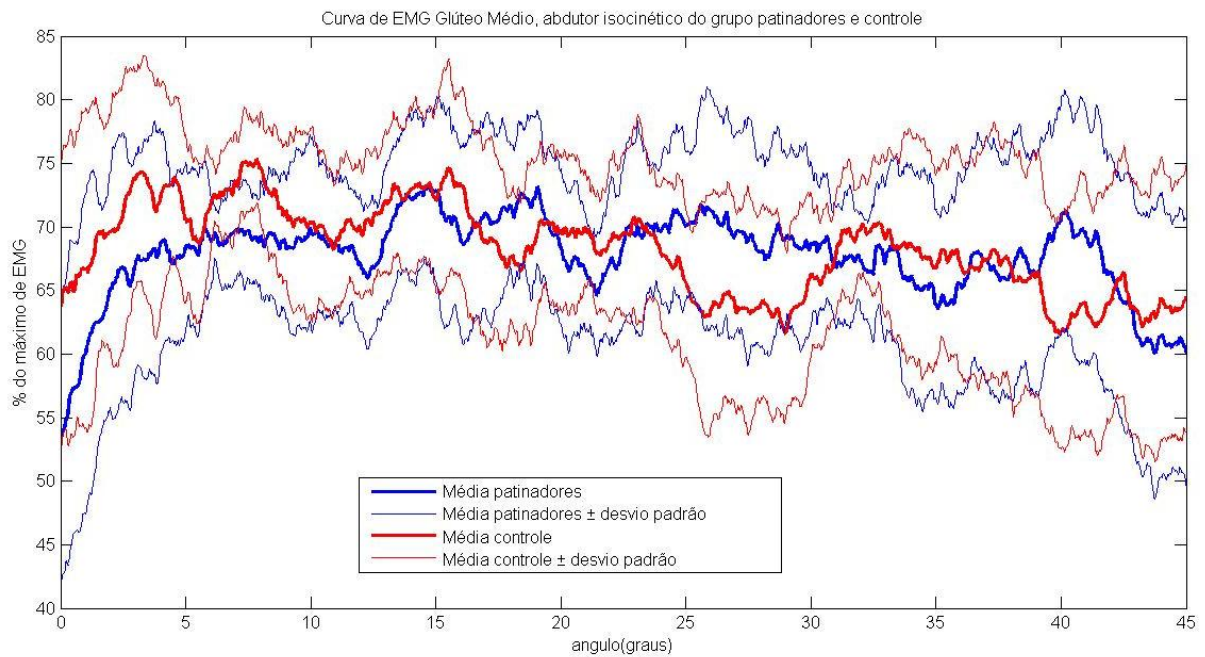
## 5.2. EMG

Os resultados das médias e médias  $\pm$  desvios padrão das curvas de EMG do grupo patinadores e controle dos músculos TFL, GMED, ALONGO e AMAGNO são representados pelas Figura 36, Figura 37, Figura 38 e Figura 39, em azul e vermelho, respectivamente.

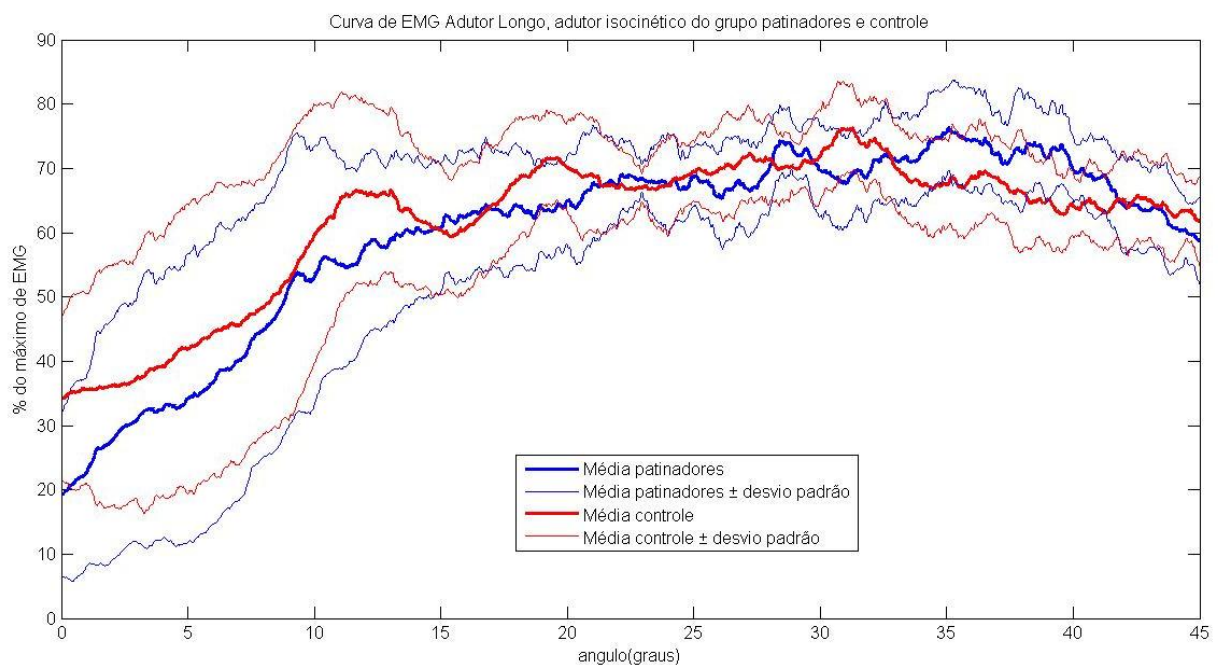
O EMG dos músculos TFL e GMED representam a fase de abdução dos ciclos de movimento, já o ALONGO e AMAGNO representam a adução. Para fins de análise vale ressaltar que a curvas de EMG de adução inicia-se em 45°, ou seja, do lado direito para o esquerdo.



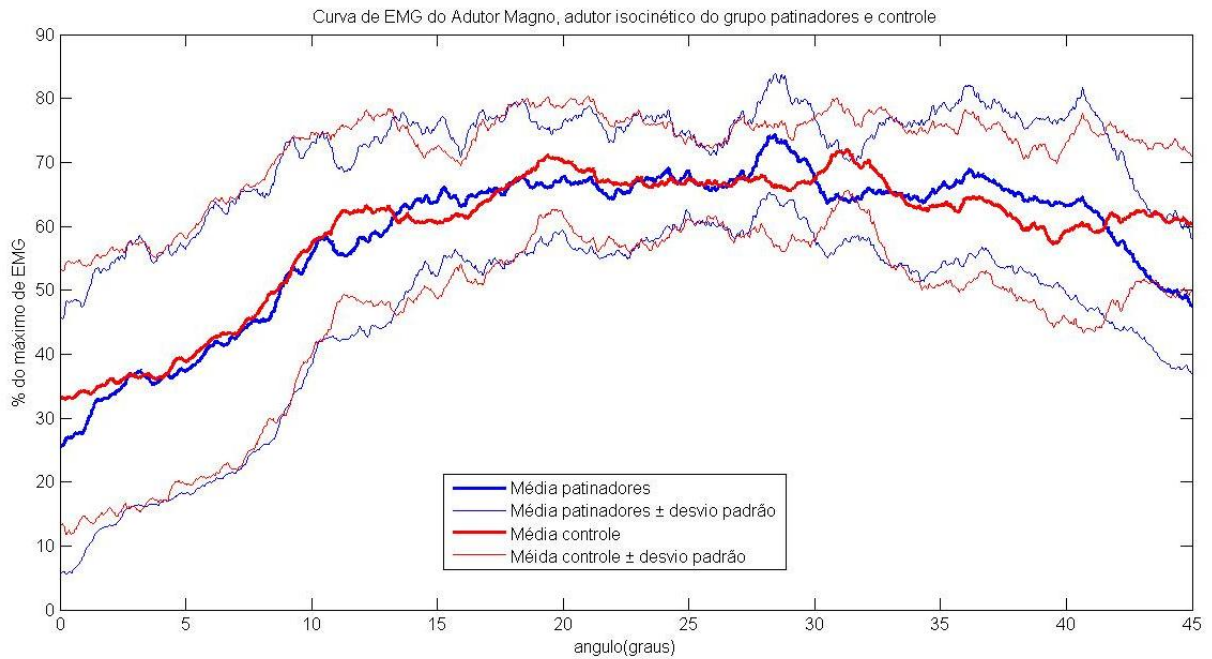
**Figura 36 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo TFL.**



**Figura 37 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo GMED.**



**Figura 38 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo ALONGO.**



**Figura 39 - Médias e desvios-padrão de EMG dos grupos patinadores (azul) e controle (vermelho) do músculo AMAGNO.**

Para melhor análise, são realizados testes de ANOVA com cada músculo, comparando os dois grupos de trabalho. As curvas foram divididas em três partes: antes do pico de torque (pré) e em duas partes de tamanhos iguais após o momento do pico de torque (p1 e p2). Em cada parte suas médias foram retiradas, e as mesmas aplicadas ao teste. Abdutores apresentados na Figura 40 e adutores na Figura 41.

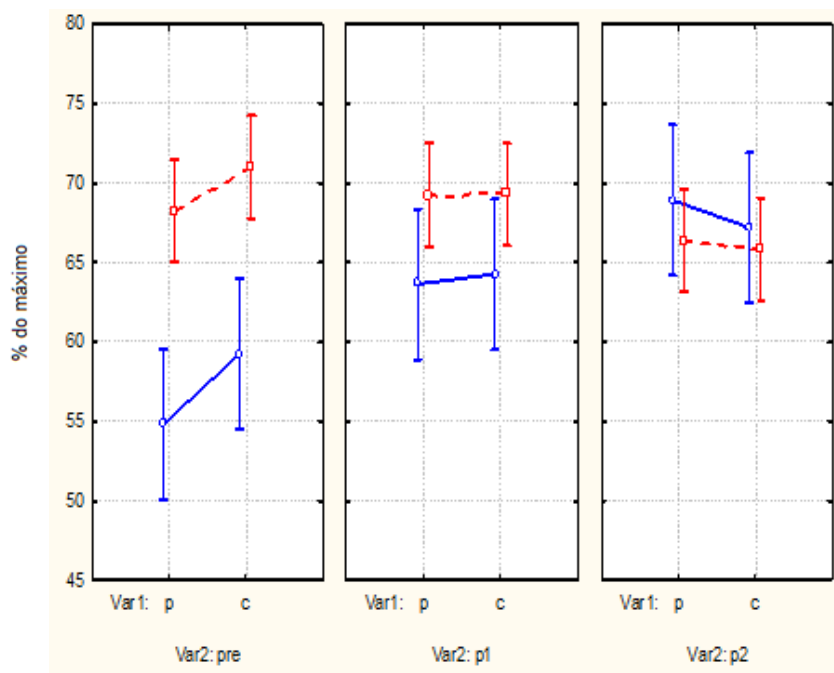


Figura 40 - Médias das 3 partes de EMG dos músculos Abdutores de quadril, TFL (azul) e GMED (vermelho), P -patinadores e C - controle. Valor  $p = 0,65511$ .

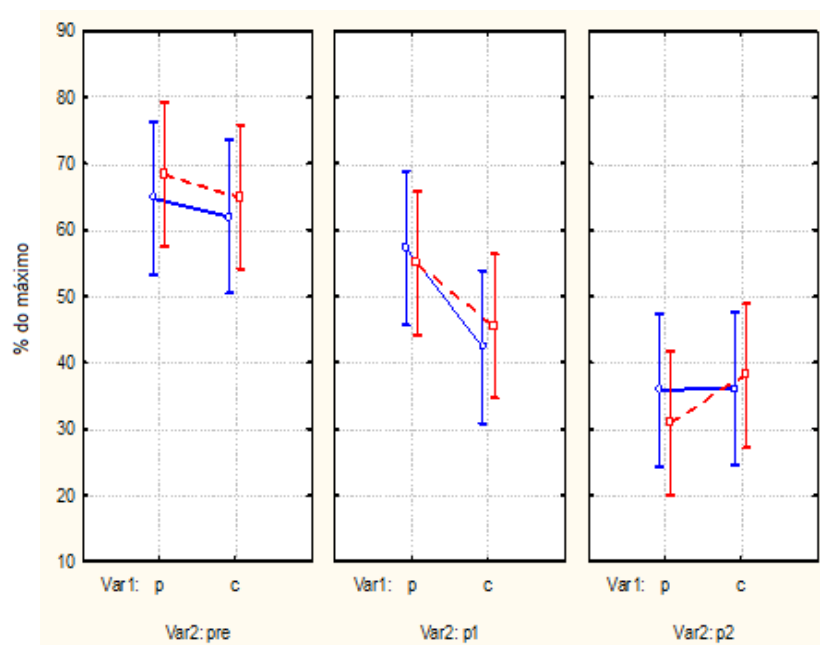


Figura 41 - Médias das 3 partes de EMG dos músculos Adutores de quadril, ALONGO (azul) e AMAGNO (vermelho), P -patinadores e C - controle. Valor  $p = 0,40560$ .

## 6. Discussão

Os resultados das curvas de torque x ângulo (Figura 22 e Figura 23) apresentam uma nítida diferença entre os grupos analisados, principalmente na parte decrescente das curvas, onde os desvios padrão não se sobrepõem, em sua maior parte. Já a parte crescente, seja na curva de adução ou abdução, mostrou uma similaridade entre ambos os grupos. Esse resultado sugere que o preparo dos patinadores, permite que mantenham um nível mais elevado de força muscular, durante a abdução e adução concêntrica, comparado ao grupo controle.

Os gráficos que representam os picos de torque (Figura 24 e Figura 25) apresentam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, mostrando que os patinadores adquirem maior torque em amplitudes maiores que o grupo controle. Esse fato poderia ser explicado pela alteração da curva força-comprimento muscular, sendo uma possível justificativa para modificações do treinamento dos músculos adutores e abdutores dos patinadores de velocidade. Para a patinação de velocidade os níveis elevados de força de abdução e adução em grandes graus de amplitude são essenciais para um bom resultado de desempenho, como apontado por (DE KONING; DE GROOT; *et al.*, 1991; HOUDIJK *et al.*, 2000; LUGEA, 2005).

Tais alterações biomecânicas poderiam ser atribuídas à prática de atividades excêntricas, promotoras desse tipo de modificação na estrutura muscular (BROCKETT; MORGAN; *et al.*, 2001; BUTTERFIELD; LEONARD; *et al.*, 2005; MORGAN; TALBOT, 2002; PRASARTWUTH *et al.*, 2006; WHITEHEAD *et al.*, 2001). Essa hipótese condiz com os autores que estudam a biomecânica dos estilos de patinação de velocidade, os quais apontam que o estilo de maior nível técnico, o *double-push*, requer, em algumas de suas fases, a ativação excêntrica dos músculos adutores e abdutores de quadril (GARCÍA LONDOÑO; BOLIVAR MORENO, 2011; HOUDIJK *et al.*, 2000; LUGEA, 2005).

Outra forma que foi utilizada para analisar as diferenças de torque dos grupos foi pela estimativa de ângulos de inclinação, pré e pós-pico das curvas de adução e abdução. Das quatro análises, a única sem significativa diferença entre os grupos foi a de pós-pico de abdução. Esse resultado está possivelmente ligado à variabilidade de nível dos atletas comparada ao grupo controle (Figura 27). Já os demais resultados ratificam que o grupo de



patinadores possui maior estabilidade nos valores elevados de torque, corroborando a alteração biomecânica muscular dos patinadores, pela alteração da curva força-comprimento.

Como existem várias diferenças entre as curvas de abdução e adução de quadril dos dois grupos, uma forma que pode representar a real capacidade de sustentação dos elevados valores de torque do grupo patinadores seria pelo cálculo da integral da curva (Figura 30 e Figura 33), cujas diferenças entre os grupos foram estatisticamente significativas, sugerindo uma alteração da biomecânica muscular dos patinadores.

Analisando casos isolados, foi possível observar a proporcionalidade da estabilidade das curvas de torque de abdução e adução dos patinadores em relação ao nível de preparo dos atletas, pois quanto maior o preparo atlético da modalidade, maior foi o controle dos elevados picos de torque nos ângulos de encurtamento muscular. Na

Figura 42 são apresentadas duas curvas de abdução de quadril de atletas de alto nível, que possuem domínio da técnica do *double-push*. Estas apresentam estabilidade elevada do valor de torque máximo durante todo o percurso de abdução. Efeitos similares de menor escala aconteceram com as curvas de adução.

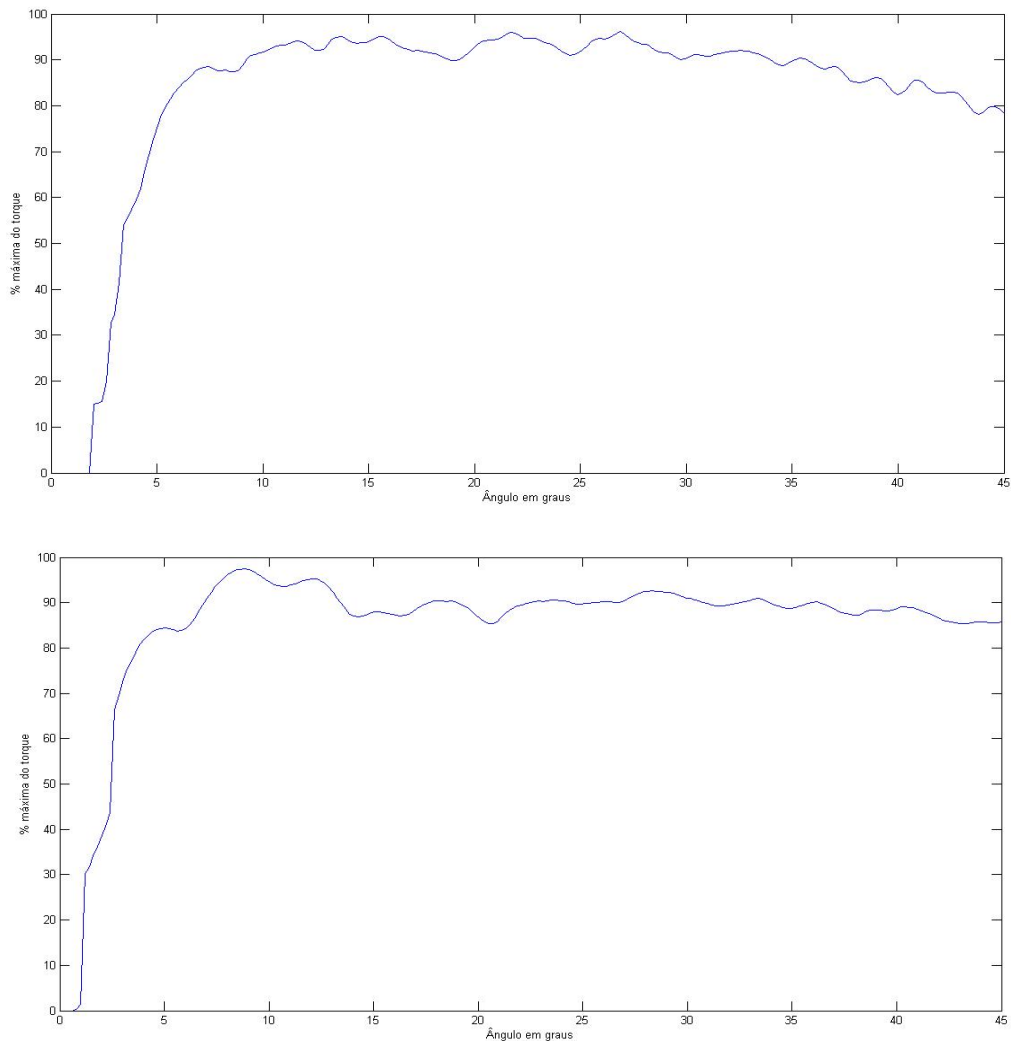


Figura 42 - Duas curvas de torque de abdução de dois atletas que dominam o estilo double-push.

A coleta de EMG foi usada com objetivo de verificar o padrão de ativação dos músculos, TFL, GMED, ALONGO e AMAGNO. Diferenças no padrão de ativação muscular poderiam significar que, ao menos em parte, eventuais diferenças entre os dois grupos poderiam ser explicadas por algum tipo de aprendizado motor que alterasse as estratégias de acionamento muscular por parte do sistema nervoso. Caso contrário, as diferenças deveriam ser atribuídas, a princípio, a mudanças na biomecânica muscular provenientes do treinamento de patinação. A curva de EMG foi dividida em três partes: antes do ângulo referente ao pico de torque, e em duas partes iguais em tamanho, após o ângulo referente ao pico de torque. Os resultados não apresentaram diferenças significativas entre os grupos. Isso mostra, por um lado, que não ocorreram diferenças mensuráveis no padrão de ativação neuromuscular. Por

outro, que a ativação muscular por parte dos voluntários foi máxima, não havendo efeitos perceptíveis relacionados à ativação submáxima que pudesse gerar alterações nas curvas de torque isocinético.

A partir de estudos que mencionam a alteração da curva força-comprimento por atividade excêntrica, assim como aqueles que indicam que a patinação de velocidade envolve contrações dessa natureza, o resultado dessa pesquisa indica que os patinadores de velocidade, pela repetição do gesto específico da modalidade (MORGAN; TALBOT, 2002), sofrem de alterações musculares biomecânicas, para adquirir maior desempenho.

## 7. Conclusão

Os resultados obtidos mostraram que existem diferenças nas curvas de torque x ângulo de abdução e adução do quadril entre patinadores e não patinadores. O grupo dos patinadores apresentou o pico de torque em maior ângulo de amplitude durante a abdução. O padrão inverte-se na adução, com o pico de torque em menores ângulos. Observou-se para os patinadores maior sustentação de valores elevados de torque nos ângulos após o pico de torque, tanto no movimento de adução quanto de abdução. Além disso, a integral da curva torque x ângulo foi maior no caso dos patinadores, tanto da adução quanto na abdução, revelando uma maior capacidade de geração de trabalho mecânico.

Os padrões eletromiográficos não apresentaram diferenças entre os grupos, o que, por um lado, condiz com a literatura, já que os voluntários foram orientados a realizar o esforço máximo nos testes de torque isocinético e seus sinais de eletromiografia foram coincidentes em toda a amplitude de movimento. Por outro, que o mesmo padrão eletromiográfico, estatisticamente falando, gerou curvas torque x ângulo nitidamente diferentes. Isso sugere que alterações na mecânica muscular foram responsáveis pelas diferenças entre as curvas de torque dos dois grupos. Deve-se ter em conta, porém, que a atividade de apenas dois músculos de cada um dos dois movimentos foi medida, não podendo-se excluir diferenças entre os EMGs para outros grupos musculares adutores e abdutores não analisados.

A causa de tal diferença pode ser atribuível a alterações na curva força-comprimento dos músculos abdutores e adutores de quadril. Esta conclusão pode ser fundamentada nos trabalhos da literatura que relacionam a alteração da curva força-comprimento com a prática de atividades musculares excêntricas. Tal classe de atividades está presente na patinação de velocidade.

## 8. Referências

ACERO, J.; PALOMINO, A. Modelo de evaluación y control biomecánico (Biomin-Patín) en el entrenamiento de los patinadores de carreras. **VII Seminario Internacional de Entrenamiento Deportivo**. Universidad de Antioquia. Medellín Colombi. 2009.

AIT-HADDOU, R.; HERZOG, W. Force and motion generation of myosin motors: muscle contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 6, p. 435–445, dez. 2002.

ALCONCHEL, B. R. **La transferencia del patinaje en línea al aprendizaje del esquí alpino en la educación física escolar**. Editorial de la Universidad de Granada, 2008.

AQUINO, C. F. *et al.* Analysis of the reliability of a method for measuring hamstring active peak torque angle. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 11, n. 2, p. 169–175, 2007.

AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. **Fisioterapia em Movimento**, v. 18, n. 2, p. 35–43, 2005.

ARNOLD, A. S.; ASAKAWA, D. J.; DELP, S. L. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy? **Gait & posture**, v. 11, n. 3, p. 181–190, 2000.

AROKOSKI, M. H. *et al.* Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. **The Journal of rheumatology**, v. 29, n. 10, p. 2185–2195, 2002.

ASKLING, C.; KARLSSON, J.; THORSTENSSON, A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 4, p. 244–250, 2003.

ATHANASIOU, K. A.; AGARWAL, A.; DZIDA, F. J. Comparative study of the intrinsic mechanical properties of the human acetabular and femoral head cartilage. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 12, n. 3, p. 340–349, 1994.

BAKER, A. S.; BITOUNIS, V. C. Abductor function after total hip replacement. An electromyographic and clinical review. **Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume**, v. 71, n. 1, p. 47–50, 1989.

BALDON, R. D. M. **Função excêntrica dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril no controle dos movimentos do membro inferior e no rendimento funcional**. M.Sc. Universidade Federal de São Carlos. São Carlos. 2010.

BALDWIN, K. M.; HADDAD, F. Skeletal muscle plasticity: cellular and molecular responses to altered physical activity paradigms. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 81, n. 11, p. S40–S51, 2002.

BERGMANN, G. *et al.* Hip contact forces and gait patterns from routine activities. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 7, p. 859–871, 2001.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 8, p. 969–990, ago. 1993.

BERTOCCI, G. E. *et al.* Isokinetic performance after total hip replacement. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 83, n. 1, p. 1–9, 2004.

BOLGLA, L. A.; UHL, T. L. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 1, p. 102–111, 2007.

BOLING, M. C.; PADUA, D. A.; CREIGHTON, R. A. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 1, p. 7, 2009.

BOURBONNAIS, D. *et al.* A static dynamometer measuring multidirectional torques exerted simultaneously at the hip and knee. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 277–283, mar. 1993.

BRINDLE, T. J.; MATTACOLA, C.; MCCRORY, J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 11, n. 4, p. 244–251, 2003.

BROCKETT, C. L.; MORGAN, D. L.; PROSKE, U. W. E. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 5, p. 783–790, 2001.

BROWN, S. J. *et al.* Exercise-induced skeletal muscle damage and adaptation following repeated bouts of eccentric muscle contractions. **Journal of sports sciences**, v. 15, n. 2, p. 215–222, 1997.

BULCKE, J. A. *et al.* Computed tomography of the human skeletal muscular system. **Neuroradiology**, v. 17, n. 3, p. 127–136, 1979.

BURNETT, C. N.; BETTS, E. F.; KING, W. M. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. **Physical Therapy**, v. 70, n. 4, p. 244–249, 1990.

BUTTERFIELD, T. A.; LEONARD, T. R.; HERZOG, W. Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 4, p. 1352–1358, 2005.

CAHALAN, T. D. *et al.* Quantitative measurements of hip strength in different age groups. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 246, p. 136–145, 1989.

CALMELS, P. M. *et al.* Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexorextensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 11, p. 1224–1230, nov. 1997.

CANTO, R. S. *et al.* Morfologia radiográfica de quadril e pelve e sua relação com fraturas proximais do fêmur. **Rev Bras Ortop**, v. 38, n. 1/2, p. 12–20, 2003.

CLAIBORNE, T. L.; TIMMONS, M. K.; PINCIVERO, D. M. Test–retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. e345–e352, out. 2009.

CROWNINSHIELD, R. D. *et al.* A biomechanical investigation of the human hip. **Journal of Biomechanics**, v. 11, n. 1–2, p. 75–85, 1978.

DA SILVA, E. M.; CADORE, E. L.; LOSS, J. F. Caracterização do comportamento do torque muscular dos músculos adutores e abdutores do quadril. **Congresso Brasileiro de Biomecânica**. 2007.

DA SILVA, R. S. *et al.* Alterações neuromusculares no quadril associadas a entorses do tornozelo: revisão de literatura. **Fisioter. Mov.**, Curitiba, v. 24, n. 3, p. 503–511, jul./set. 2011

DE AQUINO, C. F. *et al.* Análise da relação entre dor lombar e desequilíbrio de força muscular em bailarinas [I]. **Fisioter. Mov.**, Curitiba, v. 23, n. 3, p. 399–408, jul./set. 2010.

DE BOER, R. W. *et al.* Physiological and biomechanical comparison of roller skating and speed skating on ice. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 56, n. 5, p. 562–569, 1987.

DE BRITO VIEIRA, W. H.; DA COSTA, P. H. . Repetibilidade de medidas isocinéticas dos músculos adutores e abdutores do quadril. **Rev. bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo**, v. 20, n. 2, p. 131–39, 2006.

DE KONING, J. J.; DE GROOT, G.; INGEN SCHENAU, G. J. VAN. Coordination of leg muscles during speed skating. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 137–146, 1991.

DELP, S. L. *et al.* OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007.

DELP, S. L.; MALONEY, W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 4–5, p. 485–499, abr. 1993.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997.

DE MARCHE BALDON, R. *et al.* Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 5, p. 490, 2009.

DE OLIVEIRA, M. E.; MENEGALDO, L. L. Use of a multilayer perceptron neural networks to predict arm forces from emg data. **19th International Congress of Mechanical Engineering**. Brasília. November 5-9, 2007.

DE SÁ FERREIRA, A.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: Considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 31, n. 2, 2010.

DINIZ, L. S.; DE BARROS, M. L. G. Características da contração muscular excêntrica e sua relação com as lesões musculares por estiramento: uma revisão da literatura. **Monografia - Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte**, 2009.

DOSTAL, W. F.; SODERBERG, G. L.; ANDREWS, J. G. Actions of hip muscles. **Physical Therapy**, v. 66, n. 3, p. 351–359, 1986.

DVIR, Z.; MACHADO, L. B. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. Manole, 2002.

EDGERTON, V. R.; V. REGGIE. Muscle Architecture of the Human Lower Limb. **Clinical orthopaedics and elated research**. 1983.

EKSTROM, R. A.; DONATELLI, R. A.; CARP, K. C. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 37, n. 12, p. 754–762, 2007.

EMERY, C. A.; MAITLAND, M. E.; MEEUWISSE, W. H. Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 9, n. 2, p. 79–85, 1999.

EVANS, P. The postural function of the iliotibial tract. **Annals of the Royal college of Surgeons of England**, v. 61, n. 4, p. 271, 1979.

FARINA, D. *et al.* Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. **Clinical neurophysiology**, v. 121, n. 10, p. 1616–1623, 2010.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 337–349, out. 2000.

FATTINI, C. A.; DANGELO, J. G. **Anatomia humana básica**. Atheneu, 2002.

Fig. f. I. The relationship between degenerative changes and load. **Bearing in the human hip**. 1973.

FOGEL, G. R.; ESSES, S. I. Hip spine syndrome: management of coexisting radiculopathy and arthritis of the lower extremity. **The Spine Journal**, v. 3, n. 3, p. 238–241, 2003.

FREDERICSON, M. *et al.* Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 10, n. 3, p. 169–175, 2000.

FRIDÉN, J.; LIEBER, R. L. Quantitative evaluation of the posterior deltoid to triceps tendon transfer based on muscle architectural properties. **The Journal of hand surgery**, v. 26, n. 1, p. 147–155, 2001.

GARCÍA LONDOÑO, K.; BOLIVAR MORENO, M. J. **Comparación cinemática de los ciclos de empuje en patinadores competitivos, de 11 a 17 años, utilizando una tabla deslizante y la recta en pista**. Monografía. 2011.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **The Journal of physiology**, v. 184, n. 1, p. 170–192, 1966.

GOTTSCHALK, F.; KOUROSH, S.; LEVEAU, B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. **Journal of anatomy**, v. 166, p. 179, 1989.

Gray's Anatomy, 39th Edition: The Anatomical Basis of Clinical Practice. **American Journal of Neuroradiology**, v. 26, n. 10, p. 2703–2704, 11 jan. 2005.

HAMILL, J. **Bases biomecánicas do movimento humano**. Ed. Manole 1999.

HARTY, M. The anatomy of the hip joint. In: **Surgery of the Hip Joint**. Springer, 1984. p. 45–74.

HELLER, M. O. *et al.* Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 7, p. 883–893, 2001.

HENRY, S. M.; FUNG, J.; HORAK, F. B. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 4, p. 1939–1950, 1998.

HERMENS, H. J. *et al.* **European recommendations for surface electromyography**. Roessingh Research and Development The Netherlands, 1999.

HERTEL, J. *et al.* Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 2, p. 210–213, 2004.

HERZOG, W.; AIT-HADDOU, R. Considerations on muscle contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 6, p. 425–433, dez. 2002.

HESFORD, C. M. *et al.* Asymmetry of quadriceps muscle oxygenation during elite short-track speed skating. **Med Sci Sports Exerc**, v. 44, n. 3, p. 501–508, 2012.

HOGREL, J.-Y. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 417–423, out. 2003.

HOUDIJK, H. *et al.* Push-off mechanics in speed skating with conventional skates and klapskates. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 3, p. 635–641, 2000.

HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 157–169, 1990.



- HUGHES, P. E.; HSU, J. C.; MATAVA, M. J. Hip anatomy and biomechanics in the athlete. **Sports medicine and arthroscopy review**, v. 10, n. 2, p. 103–114, 2002.
- HUXLEY, A. F. Muscular contraction. **The Journal of Physiology**, v. 243, n. 1, p. 1, nov. 1974.
- HUXLEY, A. F.; TAYLOR, R. E. Local activation of striated muscle fibres. **The Journal of physiology**, v. 144, n. 3, p. 426–441, 1958.
- HUXLEY, H. E. The mechanism of muscular contraction. **Science**, v. 164, n. 886, p. 1356–1365, 1969.
- IHARA, F. R.; CEVALES, M.; PINTO, S. DE S. Avaliação muscular isocinética da musculatura abdução e adução de coxa em atletas de natação do estilo peito. **Rev Bras Med Esporte**, v. 6, p. 93–98, 2000a.
- IHARA, F. R.; CEVALES, M.; PINTO, S. S. Avaliação muscular isocinética da musculatura abdução e adução da coxa em atletas de natação do estilo peito. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 6, 2000b.
- JOHNSON, M. E. *et al.* Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 85, n. 4, p. 593–597, 2004.
- KANEHISA, H. *et al.* Force generation capacity of knee extensor muscles in speed skaters. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 73, n. 6, p. 544–551, 1996.
- KAWAKAMI, T. *et al.* Increased Expression of TGF- $\beta$  Receptors by Scleroderma Fibroblasts: Evidence for Contribution of Autocrine TGF- $\beta$  Signaling to Scleroderma Phenotype. **Journal of Investigative Dermatology**, v. 110, n. 1, p. 47–51, jan. 1998.
- KAZEMI, M. Athletic Injuries and Rehabilitation. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 42, n. 1, p. 60, 1998.
- KEA, J. *et al.* Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests: test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 31, n. 8, p. 446–455, 2001.
- KEENAN, K. G. *et al.* Sensitivity of EMG-EMG coherence to detect the common oscillatory drive to hand muscles in young and older adults. **Journal of Neurophysiology**, v. 107, n. 10, p. 2866–2875, 15 maio 2012.
- KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. Isokinetic eccentric exercise. **Sports Medicine**, v. 19, n. 3, p. 202–222, 1995.
- KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, p. 1616–1623, 1998.
- KLEISSEN, R. F. Effects of electromyographic processing methods on computer-averaged surface electromyographic profiles for the gluteus medius muscle. **Physical therapy**, v. 70, n. 11, p. 716–722, 1990.
- KNAPIK, J. J. *et al.* Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. **Physical Therapy**, v. 63, n. 6, p. 938–947, 1983.
- KNUDSON, D. V.; KNUDSON, C. S. **Análise qualitativa do movimento humano**. [s.l.] Editora Manole Ltda, 2001.
- KRAUSE, D. A. *et al.* Influence of Lever Arm and Stabilization on Measures of Hip Abduction and Adduction Torque Obtained by Hand-Held Dynamometry. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 37–42, jan. 2007.

- KREBS, D. E. *et al.* Exercise and gait effects on in vivo hip contact pressures. **Physical Therapy**, v. 71, n. 4, p. 301–309, 1991.
- LASHERAS, M.; LUGEA, C.; NAVARRO, I. iniciación al patinaje deportivo. **Sport Training Magazine**, n. 15, p. 40–45, 2007.
- LASTAYO, P. C. *et al.* Chronic eccentric exercise: improvements in muscle strength can occur with little demand for oxygen. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 276, n. 2, p. R611–R615, 1999.
- LINDSTEDT, S. L.; LASTAYO, P. C.; REICH, T. E. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. **Physiology**, v. 16, n. 6, p. 256–261, 2001.
- LJUNG, L. **System identification**. Springer, 1998.
- LUGEA, C. **Algunas Consideraciones sobre Biomecánica, Técnica y el Modelo Técnico en el Patinaje de Velocidad**. 2005. [citado 14 de outubro de 2014]; Recuperado de: [http://cdn43.atwikiimg.com/\\_pub/774084/consideracionessobrebiomecanicaenelpatinajeint.pdf](http://cdn43.atwikiimg.com/_pub/774084/consideracionessobrebiomecanicaenelpatinajeint.pdf).
- LYONS, K. *et al.* Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation An EMG study. **Physical Therapy**, v. 63, n. 10, p. 1597–1605, 1983.
- MACISAAC, D.; PARKER, P. A.; SCOTT, R. N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 6, p. 439–449, dez. 2001.
- MARKHEDE, G.; GRIMBY, G. Measurement of strength of hip joint muscles. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine**, v. 12, n. 4, p. 169–174, 1979.
- MCHUGH, M. P. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 2, p. 88–97, 2003.
- MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. DE. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 15, p. 2597–2601, 13 nov. 2009.
- MERLETTI, R.; DI TORINO, P. Standards for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiolog**, v. 9, n. 1, p. 3–4, 1999.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. **Physiology, engineering, and noninvasive applications**. IEEE Press Series on Biomedical Engineering.-Wiley-IEEE Press, 2004.
- MERO, A. *et al.* Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. **Journal of sports sciences**, v. 24, n. 2, p. 165–173, fev. 2006.
- MINOZZO, F. C. *et al.* Comportamento da força em resposta ao alongamento e encurtamento muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 19, n. 2, p. 101–106, 2011.
- MÓ CR; *et al.* Avaliação dos torques isométricos do quadril e joelho em atletas de corrida de aventura que apresentam síndrome do trato iliotibial. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007, São Pedro. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007. p. 404-409..
- MONTGOMERY, W. H.; PINK, M.; PERRY, J. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. **The American journal of sports medicine**, v. 22, n. 2, p. 272–278, 1994.

MORENO, M. A. *et al.* Influência do método de reeducação postural global (rpg) sobre a força muscular respiratória: resultados preliminares. **Anais de Eventos da UFSCar**, v. 1, 2005.

MORGAN, D. L.; TALBOT, J. A. The addition of sarcomeres in series is the main protective mechanism following eccentric exercise. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 2, n. 03n04, p. 421–431, 2002.

MORLOCK, M. *et al.* Duration and frequency of every day activities in total hip patients. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 7, p. 873–881, 2001.

MORRISSEY, D. *et al.* Coronal plane hip muscle activation in football code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. **Manual therapy**, v. 17, n. 2, p. 145–149, 2012.

MORSE, C. I. *et al.* Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 183, n. 3, p. 291–298, 1 mar. 2005.

MTF, F.; PCA, F.; ST, F. Análise da confiabilidade de um método de mensuração do ângulo de pico de torque ativo dos isquiossurais. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 2, p. 169–175, 2007.

NAGAI, K. *et al.* Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 53, n. 3, p. 338–343, 2011.

NAKAGAWA, T. H. **Função dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril no tratamento da síndrome da dor femoropatelar**. Dissertação de Mestrado. São Carlos, 2008.

NETTER, F. H.; COLACINO, S. **Atlas of human anatomy**. Ciba-Geigy Corporation, 1989.

NEUMANN, D. A. *et al.* An electromyographic analysis of hip abductor muscle activity when subjects are carrying loads in one or both hands. **Physical therapy**, v. 72, n. 3, p. 207–217, 1992.

NEUMANN, D. A. An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. **Physical Therapy**, v. 79, n. 12, p. 1163–1176, 1999.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação**. Elsevier Health Sciences, 2010.

NEUMANN, D. A.; COOK, T. M. Effect of load and carrying position on the electromyographic activity of the gluteus medius muscle during walking. **Physical Therapy**, v. 65, n. 3, p. 305–311, 1985.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações: estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente**. Revinter, 2001.

OLIVEIRA, L. F.; MENEGALDO, L. L. Estimativa da força muscular máxima utilizando ultrassom. **VI congresso nacional de engenharia mecânica**. 2010.

PASSOS, F. F.; CERQUEIRO, E. P. Estudo morfológico e eletromiográfico dos músculos adutor longo e vasto medial (fibras oblíquas), durante exercícios em cadeia cinética aberta e fechada, com e sem adução do quadril. **Rev Bras Cien e Mov**, v. 11, p. 67–76, 2003.

PONSETI, I. V. Growth and development of the acetabulum in the normal child. Anatomical, histological, and roentgenographic studies. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 60, n. 5, p. 575–585, 1978.

PRASARTWUTH, O. *et al.* Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans. **The Journal of physiology**, v. 571, n. 1, p. 243–252, 2006.

RANAWAT, A. S.; KELLY, B. T. Anatomy of the Hip: Open and Arthroscopic Structure and Function. **Operative Techniques in Orthopaedics**, Hip Arthroscopy. v. 15, n. 3, p. 160–174, jul. 2005.

RAU, G.; SCHULTE, E.; DISSELHORST-KLUG, C. From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 5, p. 611–617, out. 2004.

REEVES, M. B. *et al.* An in vitro model for the regulation of human cytomegalovirus latency and reactivation in dendritic cells by chromatin remodelling. **Journal of General Virology**, v. 86, n. 11, p. 2949–2954, 2005.

REICH, T. E. *et al.* Is the spring quality of muscle plastic? **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 278, n. 6, p. R1661–R1666, 2000.

RENSTRÖM, P.; PETERSON, L. Groin injuries in athletes. **British Journal of Sports Medicine**, v. 14, n. 1, p. 30, 1980.

ROTHSTEIN, J. M.; LAMB, R. L.; MAYHEW, T. P. Clinical Uses of Isokinetic Measurements Critical Issues. **Physical Therapy**, v. 67, n. 12, p. 1840–1844, 1987.

RYSER, D. K.; ERICKSON, R. P.; CAHALAN, T. Isometric and isokinetic hip abductor strength in persons with above-knee amputations. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 69, n. 10, p. 840–845, 1988.

SARIALI, E.; VEYSI, V.; STEWART, T. (i) Biomechanics of the human hip – consequences for total hip replacement. **Current Orthopaedics**, v. 22, n. 6, p. 371–375, dez. 2008.

SCHMITZ, R. J.; RIEMANN, B. L.; THOMPSON, T. Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 11, n. 3, p. 179–189, 2002.

SHADMEHR, R.; KRAKAUER, J. W. A computational neuroanatomy for motor control. **Experimental Brain Research**, v. 185, n. 3, p. 359–381, 2008.

SILVA, R. A. DA. Análise da função dos músculos do quadril em portadores de síndrome da dor patelofemural. 2009.

SMITH, DJ. *et al.* Isokinetic torque outputs of professional and elite amateur ice hockey players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 3, n. 2, p. 42–47, 1981.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana: tronco, vísceras e extremidades inferiores**. Guanabara Koogan, 2000.

STASHUK, D. EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 3, p. 151–173, jun. 2001.

STEGEMAN, D.; HERMENS, H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). **Línea**. Disponível em: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> [Consultado em agosto de 2008], 2007.

SUOMI, R.; SURBURG, P. R.; LECIUS, P. Reliability of isokinetic and isometric measurement of leg strength on men with mental retardation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 74, n. 8, p. 848–852, 1993.

TERRY, G. C.; HUGHSTON, J. C.; NORWOOD, L. A. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 14, n. 1, p. 39–45, 1 jan. 1986.

TUITE, D. J. *et al.* Anatomy of the proximal musculotendinous junction of the adductor longus muscle. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 6, n. 2, p. 134–137, 1998.

VAN DER DONCKT, K. *et al.* Bassini's hernial repair and adductor longus tenotomy in the treatment of chronic groin pain in athletes. **pain**, v. 36, p. 38, 2003.

VAN INGEN SCHENAU, G. J.; DE GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Some technical, physiological and anthropometrical aspects of speed skating. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 50, n. 3, p. 343–354, 1983.

WATANABE, K. *et al.* Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. **European journal of applied physiology**, v. 106, n. 6, p. 815–825, 2009.

WHITEHEAD, N. P. *et al.* Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. **The Journal of physiology**, v. 533, n. 2, p. 593–604, 2001.

ZAHALAK, G. I. A distribution-moment approximation for kinetic theories of muscular contraction. **Mathematical Biosciences**, v. 55, n. 1, p. 89–114, 1981.

ZAJAC, F. E. Muscle coordination of movement: a perspective. **Journal of Biomechanics**, v. 26, p. 109–124, 1993.

ZIPP, P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 50, n. 1, p. 41–54, 1982.

## Apêndice 1

Grupo	Sexo	Idade	Altura(cm)	Peso (Kg)	Peso (Kg) no ângulo (graus) de abdução de quadril
NP	F	25	154	53	28 Nm em 23°
NP	F	33	165	59	42 Nm em 29 °
NP	F	27	177	72	53 Nm em 25°
NP	F	31	165	67	43 Nm em 30°
NP	F	27	161	73	45 Nm em 26°
NP	M	27	163	73	33 Nm em 19°
NP	M	26	185	90	53 Nm em 18°
NP	M	21	177	70	57 Nm em 25 °
NP	M	23	168	70	33 Nm em 21°
NP	M	26	186	84	45 Nm em 23°
P	F	25	167	66	39 Nm em 21°
P	F	20	162	57	35 Nm em 19°
P	F	31	166	63	45 Nm em 29°
P	F	43	164	56	35 Nm em 28 °
P	F	49	152	52	34 Nm em 22°
P	M	33	172	78	45 Nm em 22 °
P	M	40	180	64	35 Nm em 19°
P	M	31	170	61	41 Nm em 23 °
P	M	26	175	79	42 Nm em 21°
P	M	43	171	65	38 Nm em 19°

P – Patinador , NP – Não Patinador