



Pedro Rúben Gomes Couto

# **REPRODUTIBILIDADE DOS MOMENTOS DE FORÇA DOS EXTENSORES E FLEXORES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO POR DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA**

---

análise dos momentos máximos de força e dos índices convencionais e funcionais

Dissertação de Mestrado em Treino Desportivo para Crianças e Jovens,  
apresentada à Faculdade Ciências do Desporto e Educação Física da

Universidade de Coimbra

março/2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA

**UNIVERSIDADE DE COIMBRA**  
**Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física**

REPRODUTIBILIDADE DOS MOMENTOS DE FORÇA DOS EXTENSORES  
E FLEXORES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO POR DINAMOMETRIA  
ISOCINÉTICA

---

análise dos momentos máximos de força e dos índices convencionais e  
funcionais

Dissertação de mestrado em treino  
desportivo para crianças e jovens.  
Orientadores: Prof. Doutor Manuel  
João Coelho-e-Silva, Mestre João Pedro  
Marques Duarte

Pedro Rúben Gomes Couto

*"Na grande batalha da vida, o primeiro passo para a vitória é a vontade de vencer"*

**(Mahatma Gandhi)**

Couto, P. (2017). Reprodutibilidade dos momentos de força dos extensores e flexores da articulação do joelho por dinamometria isocinética: análise dos momentos máximos de força e dos índices convencionais e funcionais. Tese de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Treino Desportivo para Crianças e Jovens. Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

## **AGRADECIMENTOS**

"O descontentamento é o primeiro passo na evolução de um Homem ou de uma nação" (Oscar Wilde).

O ser humano, ao ser confrontado diariamente com desafios, encontra-se em constante evolução. Esta evolução só é possível porque a ambição é uma das características do Homem que o leva a procurar novos desafios. As escolhas realizadas são sustentadas por ensinamentos previamente adquiridos. Ensinamentos estes que são deixados por todos as pessoas que passam nas nossas vidas.

Tendo a família, para mim, um lugar de destaque na minha vida dirijo-vos o meu primeiro agradecimento. Obrigado pelos ensinamentos constantes.

Um agradecimento muito especial aos orientadores Professor Manuel João Coelho e Silva e ao Mestre João Pedro Marques Duarte por toda ajuda e paciência, bem como transmissão de conhecimento durante este processo.

Aos Amigos que estiveram sempre lá para motivar e alegrar os dias menos bons! A vocês um brinde!

Aos restantes... um obrigado pela passagem e conseqüente ensinamento que tenham deixado.

## RESUMO

A prevenção de lesões através da detecção de desequilíbrios musculares regula-se por *ratios* Icon/Qcon. Com o acumular de horas de treino, os atletas tendem a estar expostos a um maior risco de ocorrência de desequilíbrios musculares e conseqüente diminuição da performance. Os desequilíbrios podem levar a que ocorram lesões quando o atleta realizar determinado movimento. A diferença de força e/ou déficit de flexibilidade entre estruturas musculares provoca maior/menor tensão em determinados músculos e interrompem o bom funcionamento dos mesmos. O presente estudo objetiva: verificar a reprodutibilidade da produção de força muscular dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho nas expressões momento de força máxima e *ratios*. A amostra compreende 32 alunos na área do treino desportivo, masculinos, ( $27.63 \pm 10.08$ ) que foram avaliados em dois momentos distintos para testar a reprodutibilidade do protocolo. Para a ação concêntrica, as medidas de força simples apresentaram valores “quase perfeitos”: MFMQ a  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,955; 95%CI: 0,880 to 0,968); MFMI a  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,916; 95%CI: 0,755 to 0,920); MFMQ a  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,922; 95%CI: 0,772 to 0,992); MFMI  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,780; 95%CI: 0,425 to 0,811); MFMQ a  $300^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,900; 95%CI: 0,753 to 0,935); MFMI a  $300^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,809; 95%CI: 0,394 to 0,871). Os valores compostos apresentaram uma reprodutibilidade “moderada”: I/Q *ratio* para  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,777; 95%CI: 0,341 to 0,781); I/Q *ratio* para  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,555; 95%CI: 0,108 to 0,746) e I/Q *ratio* para  $300^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,652; 95%CI: 0,089 to 0,880). Os valores de reprodutibilidade dos MFM para as ações excêntricas são “moderados”: MFMQ a  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,738; 95%CI: 0,313 to 0,786); MFMI a  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,745; 95%CI: 0,342 to 0,773); MFMQ a  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,822; 95%CI: 0,513 to 0,832); MFMI a  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,797; 95%CI: 0,393 to 0,827). Uma vez mais os índices compostos apresentaram valores de reprodutibilidade inferiores: I/Q *ratio* para  $60^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,655; 95%CI: 0,020 to 0,694) e *ratio* I/Q for  $180^\circ.s^{-1}$  (CCI=0,785; 95%CI: 0,111 to 0,685). Para as medidas simples ocorreu uma aceitável reprodutibilidade sendo que para as medidas compostas a reprodutibilidade apresentou valores mais modestos.

**Palavras-Chave:** força, erro técnico de medida, coeficiente de correlação intra-classe, fiabilidade.

## ABSTRACT

The injury prevention through the detection of neuromuscular imbalances is regulated by H/Q ratios. With training hour's accumulation, athletes tend to be exposed to a greater risk of muscular imbalances occurrence and consequent decrease in performance. Injuries can occur when exists a difference in strength and / or flexibility between muscular structures, and can cause greater / less tension in certain muscle groups and interrupt their proper functioning. The present study aims to verify the reproducibility of muscle strength production of knee muscle extensors and flexors in the expressions of maximum force moment and ratios. The total sample comprised 32 males' master students ( $27.63 \pm 10.08$ ) in the branch of youth training, who were assessed in two independent moments to examine reliability of the protocol. For concentric actions all single measurements fluctuated from "substantial" to "almost perfect" reliable: Q peak torque at  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.955; 95%CI: 0.880 to 0.968); H peak torque at  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.916; 95%CI: 0.755 to 0.920); Q peak torque at  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.922; 95%CI: 0.772 to 0.992); H peak torque at  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.780; 95%CI: 0.425 to 0.811); Q peak torque at  $300^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.900; 95%CI: 0.753 to 0.935); H peak torque at  $300^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.809; 95%CI: 0.394 to 0.871). Composite scores reveal "moderate" reliability: H/Q ratio for  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.777; 95%CI: 0.341 to 0.781); H/Q ratio for  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.555; 95%CI: 0.108 to 0.746) and H/Q ratio for  $300^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.652; 95%CI: 0.089 to 0.880). The peak outputs for eccentric single measurements are "moderate" reliable: Q peak torque at  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.738; 95%CI: 0.313 to 0.786); H peak torque at  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.745; 95%CI: 0.342 to 0.773); Q peak torque at  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.822; 95%CI: 0.513 to 0.832); H peak torque at  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.797; 95%CI: 0.393 to 0.827). Once again composite scores expose lower values for reliability: H/Q ratio for  $60^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.655; 95%CI: 0.020 to 0.694) and H/Q ratio for  $180^{\circ}.s^{-1}$  (ICC=0.785; 95%CI: 0.111 to 0.685). Simple measurements showed an acceptable reproducibility, while composite scores presented more modest values.

**Key words:** strength, technical error of measurement, intra-class correlation, reliability.

## LISTA DE ABREVIATURAS

‰: Percentagem

AS: Altura Sentado

CCI: Coeficiente de Correlação Intraclasse

CM<sup>3</sup>: Centímetros Cúbicos

CMI: Comprimento Membro Inferior

CON: Concêntrico

CV: Coeficiente de Variação

DC: Densidade Corporal

DP: Desvio-Padrão

ECC: Excêntrico

E: Estatura

ETM: Erro Técnico Medida

GC: Gordura Corporal

g: Grama

I: Isquiotibiais

IC: Intervalo de Confiança

Icon: Músculos Isquiotibiais em ação Concêntrica

Icon/Qcon: *Ratio* Convencional

Iecc: Músculos Isquiotibiais em ação Excêntrica

Iecc/Qcon: *Ratio* Funcional

M: Média

MC: Massa Corporal

MFM: Momento de Força Máxima

N.m: Newton.metro

Q: Quadricípites



Qcon: Músculos Quadricípites em ação Concêntrica

VC: Volume Corporal

VGT: Volume Gás Torácico

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Estatística descritiva para a totalidade da amostra (n=32) relativamente à idade, experiência desportiva e antropometria.	20
<b>Tabela 2.</b> Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste de normalidade para os valores do momento máximo de força independentemente do ângulo em que ocorre com referência ao grupo muscular (extensores e flexores), velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ , $180^{\circ}.s^{-1}$ , $300^{\circ}.s^{-1}$ ) e ação (concêntrica e excêntrica) no momento 1.	28
<b>Tabela 3.</b> Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste de normalidade para os valores do momento máximo de força independentemente do ângulo em que ocorre com referência ao grupo muscular (extensores e flexores), velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ , $180^{\circ}.s^{-1}$ , $300^{\circ}.s^{-1}$ ) e ação (concêntrica e excêntrica) no momento 2.	30
<b>Tabela 4.</b> Média e desvio-padrão da amostra (n=32) nos momentos 1 e 2, com cálculo de diferença entre média e prova "t" emparelhada para as variáveis simples decorrentes da avaliação isocinética da força dos extensores e flexores do joelho em várias velocidades angulares e ações (concêntrico e excêntrico).	32
<b>Tabela 5.</b> Coeficiente de correlação intra-individual, erro técnico de medida e coeficiente de variação para as medidas simples decorrente da avaliação isocinética da força dos músculos extensores e flexores do joelho.	34
<b>Tabela 6.</b> Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste normalidade para os valores referentes dos <i>ratios</i> convencionais (Icc/Qcc) e funcionais (Iecc/Qcc; Icc/Qecc) de acordo com a velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ e $180^{\circ}.s^{-1}$ ) no momento 1.	36
<b>Tabela 7.</b> Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste normalidade para os valores referentes dos <i>ratios</i> convencionais (Icc/Qcc) e funcionais (Iecc/Qcc; Icc/Qecc) de acordo com a velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ e $180^{\circ}.s^{-1}$ ) no momento 2.	37
<b>Tabela 8.</b> Média e desvio-padrão da amostra (n=32) nos momentos 1 e 2 com cálculo de diferença entre a média e aprova "t" emparelhada para as variáveis compostas ( <i>ratios</i> convencionais e funcionais) decorrentes da avaliação isocinética da força dos	39

extensores e flexores do joelho em várias velocidades angulares e ações (concêntrica e excêntrica).

**Tabela 9.** Coeficiente de correlação intra-individual, erro técnico de medida e coeficiente de variação para as medidas compostas (*ratios* convencionais e funcionais) decorrente da avaliação isocinética da força dos músculos extensores e flexores do joelho.

40

## ÍNDICE DE FIGURAS

**Figura 1.** Relação momento-velocidade angular.

13

## ÍNDICE

RESUMO	iv
<i>ABSTRACT</i>	v
CAPÍTULO I	
INTRODUÇÃO	12
1. FORÇA MUSCULAR	12
2. DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA	13
3. DESEQUILÍBRIOS MUSCULARES, DIFERENÇAS BILATERAIS, <i>RATIOS</i>	15
4. PROBLEMÁTICA / RACIONAL DE ESTUDO	16
5. OBJETIVO DE ESTUDO	18
CAPÍTULO II	
METODOLOGIA	19
CAPÍTULO III	
RESULTADOS	27
CAPÍTULO IV	
DISCUSSÃO	41
CAPÍTULO IV	
CONCLUSÕES	46
REFERÊNCIAS	47

# **CAPÍTULO I: INTRODUÇÃO**

## **1. FORÇA MUSCULAR**

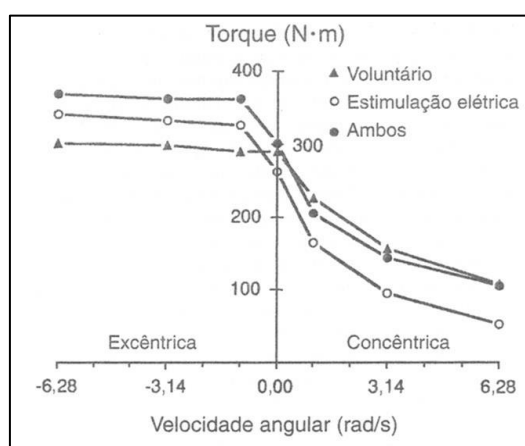
O termo força varia consoante a área de conhecimento em que é empregue. Na Física, o termo força corresponde à capacidade que um objeto tem de alterar o seu estado (repouso ou movimento) podendo haver uma conseqüente aceleração ou deformação do mesmo. Recorrendo a Zatsiorsky e Kraemer (2006), a força manifesta-se como a deslocação e/ou deformação de um ou mais corpos envolvidos.

Nas Ciências do Desporto, força corresponde à capacidade máxima de produzir tensão através do músculo, a uma determinada velocidade (Knuttgen & Kraemer, 1987). A tensão que é criada através do músculo pode ser dividida em três tipos (isométrica, concêntrica e excêntrica). A tensão muscular e a relação que estabelece com a resistência, determina a velocidade de encurtamento muscular e conseqüentemente alteração das posições inter-segmentares (Komi, 1979).

Na ação isométrica, não ocorre alteração do comprimento do músculo (Perrin, 1993). Quanto à ação concêntrica, a força aplicada é superior à massa do corpo que leva a que haja encurtamento muscular. Por fim a ação excêntrica ocorre quando a força aplicada é inferior à massa do objeto (Hall, 2012).

A articulação do joelho é composta por três ossos longos: fêmur, tíbia e patela. Trata-se de uma articulação tipo sinovial e é responsável pelos movimentos de flexão e extensão do membro inferiores, implicando as alteração angulares dos segmentos coxa e perna. A musculatura da coxa é constituída anteriormente pelo recto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio. Posteriormente é constituída pelo bicípite femoral, semitendinoso e pelo semimembranoso.

A tensão muscular estabelece uma relação com a resistência. Caso a tensão muscular ser superior à resistência, assiste-se a uma alteração da posição angular e podem definir-se dois movimentos em ação concêntrica (contração muscular é acompanhada de encurtamento), a saber: movimento de extensão do joelho acompanhado e movimento de flexão do joelho. No movimento de extensão, os músculos responsáveis pela produção de movimento são os encontrados na parte anterior da coxa, acima enunciados, e, correspondentemente, quando ocorre o movimento de flexão, tal deve-se à ação de encurtamento dos músculos posteriores, igualmente, acima enunciados.



**Figura 1.** Relação momento-velocidade angular.

## 2. DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

O dinamómetro isocinético é um instrumento que tem sido bastante utilizado na literatura. Segundo Thistle e colaboradores (1967) o termo isocinético

é definido como uma contração muscular em que a velocidade é controlada no decorrer do gesto. Através deste instrumento é possível obter valores do sujeito de forma concêntrica e excêntrica em diferentes velocidades. Trata-se de um aparelho considerado seguro, porque o sujeito irá realizar apenas a força máxima, nunca ultrapassando os limites impostos pelo dispositivo (Brown, 2000).

Os valores apresentados pelos participantes nas velocidades de  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  e  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$  em ação concêntrica e excêntrica e a  $300^{\circ} \cdot s^{-1}$  em ação concêntrica são os mais estudados em desportistas (Fousekis, Tsepis, & Vagenas, 2010).

A força aplicada pelo avaliado é sujeita a um mecanismo de retroação, de modo a que se mantenha a velocidade angular constante, por decorrência do ajustamento sucesso do momento de inércia exercido pelo dinamómetro (Moffroid et al., 1969).

Atendendo à relação do momento de força com o seno do ângulo estabelecido entre o vector de força e o alinhamento inter-segmentar dos elementos que determinam o movimento angular, sabe-se que a força varia consoante o ângulo, sendo teoricamente máximo no ângulo de 90 graus, existindo. Tal não acontece exatamente dado que existem outras determinantes associadas como sejam a propriedade elástica, variabilidade inter-individual da orientação das inserções tendinosas, entre outros factores. Assim, um dos objetos de estudo prende-se com a determinação de curvas individuais de produção de força nos movimentos particulares de extensão do joelho e flexão do joelho.

Um dos princípios gerais do treino desportivo prende-se com o desenvolvimento multilateral, evidenciando-se o necessário equilíbrio entre grupos musculares agonistas e antagonistas. Aliás, considera-se que a funcionalidade das estruturas ligamentares e superfícies articulares beneficiam, em grande medida, de relações de equilíbrio entre grupos musculares. Não surpreendentemente, outro campo de estudos em cinesiologia, prende-se com a análise de *ratios* entre agonista e antagonista.



Alguns estudos concluíram que na avaliação no *ratio* ECC/CC as crianças apresentavam maior quantidade de força excêntrica comparativamente à concêntrica (Calmels et al., 1995; Kellis et al., 1999). Seger e Thorstensson (1994) compararam o *ratio* ECC/CC em crianças de 11 anos, em adultos masculinos e femininos e encontraram *ratios* significativamente superiores no MFM excêntrico do que no MFM concêntrico.

### **3. DESEQUILÍBRIOS MUSCULARES, DIFERENÇAS BILATERAIS, RATIOS**

O dinamômetro isocinético tem como objetivo avaliar para mais tarde ser determinado se o sujeito possui *ratios* normais. É também um bom preditor de possibilidade de lesão quando o sujeito não apresenta valores normais de *ratio*. Os programas de reabilitação têm como finalidade levar a que o sujeito recupere a sua função muscular presente antes da lesão.

A relação força-velocidade no decorrer da avaliação isocinética e a velocidade específica aplicada no treino comparativamente aos participantes sem lesão têm um papel fundamental na recuperação (Caiozzo et al., 1981; Coyle et al., 1981; Parker et al., 1983, Jenkins et al., 1984). Ou seja, depois da lesão, os valores standard individuais dos *ratios* para o indivíduo irão servir de base para perceber em que momento da recuperação está. Caso volte a apresentar valores iguais ou superiores aos obtidos antes da lesão, considera-se recuperado. Se não tiver histórico de realização de uma avaliação no dinamômetro isocinético, os valores orientadores para a recuperação são os standard.

Sherman e colaboradores (1982) recomendam que a velocidade de recuperação deve estar compreendida entre os  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  e os  $300^{\circ} \cdot s^{-1}$ , para que seja possível recrutar ambos os tipos de fibras. Grimby (1985) sugere que a velocidade depende da fase de reabilitação já alcançada pelo sujeito. Walkins e colaboradores (1984) examinaram 15 pacientes hemiparéticos e 15 participantes saudáveis. Realizaram cinco repetições bilaterais dos flexores e extensores do joelho a uma

velocidade de  $30^{\circ}.s^{-1}$ . Concluiu que o dinamómetro isocinético era um bom método para detetar deficientes funções musculares.

Solomonow e colaboradores (1987) utilizaram o dinamómetro isocinético para examinar a ação sinérgica do ligamento cruzado anterior e a manutenção da estabilidade da articulação dos músculos da coxa.

Com a realização de inúmeros estudos com o dinamómetro isocinético e consequente apresentação de bons resultados, pode afirmar-se que o dinamómetro isocinético é um bom método a ser usado na prevenção de lesões mas também na recuperação pós lesão.

#### **4. PROBLEMÁTICA / RACIONAL DE ESTUDO**

Na literatura existem dois tipos de *ratios* que permitem determinar o valor para a articulação do joelho: o *ratio* convencional e o *ratio* funcional. O *ratio* convencional divide os valores de produção de força dos músculos Isquiotibiais, em ação concêntrica, pelos valores do Quadríceps, também em ação concêntrica (Icon/Qcon). Heiser e colaboradores (1984) afirmaram que a prevenção de lesões através da detecção de desequilíbrios musculares deveria regular-se pelo *ratio* Icon/Qcon e o seu valor ideal rondar 0,60. Este valor é normalmente usado para a prevenção e reabilitação de lesões (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Kannus, 1994). DeProft e colaboradores (1988) mostraram que jogadores de futebol que implementaram no seu planeamento programas de força apresentaram valores superiores comparativamente aos que mantiveram o seu plano. Sugeriram ainda que os jogadores de futebol deveriam treinar os quadríceps de forma concêntrica e os isquiotibiais de forma excêntrica. Foram feitas críticas ao uso do *ratio* convencional pois apresentava limitações devido a dividir ações de contração iguais, ou seja, CC/CC e ECC/ECC. Cabri e Clarys (1991) observou que os valores usados para encontrar o *ratio* não eram realizados no mesmo ângulo articular podendo levar a conclusões erradas pois o músculo poderia comportar-se de diferente forma ao longo do gesto. Outra crítica apresentada ao *ratio* convencional

por Coombs e Garbutt (2002) era de que a ação, no gesto desportivo, dos músculos não correspondia à usada. Quando o atleta/indivíduo realiza um gesto existem músculos agonistas e antagonistas que atuam de forma contrária.

Mais tarde, alguns autores começaram a questionar a validade e a veracidade do *ratio* convencional e surgiu o termo *ratio* funcional. Dvir e colaboradores (1989) foram os primeiros autores a mencionar o *ratio*  $I_{ecc}/Q_{con}$ , referindo-se a este como um *ratio* de controlo dinâmico. Donne e Luckwill (1996) reportaram que obtiveram num dos seus trabalhos em que usaram  $I_{ecc}/Q_{con}$  uma média de 0,63, ignorando o comprimento muscular durante o tratamento dos dados. Mais tarde, Aagaard e colaboradores (1995; 1998) consideraram o ângulo articular e a velocidade angular. Este trabalho permitiu descobrir que a relação  $I_{con}/Q_{con}$  não se alterou quando as velocidades angulares foram alteradas nem quanto ao ângulo articular. Por outro lado, o *ratio*  $I_{ecc}/Q_{con}$  aumentou os seus valores. Através disto podemos concluir que o *ratio* funcional é mais indicado para analisar se existem ou não desequilíbrios musculares. Estes *ratios* são influenciados pelo porção de trabalho realizado pelo sujeito durante o treino, bem como possivelmente pela genética.

Com o acumular de horas de treino, os atletas tendem a estar expostos a um maior risco de ocorrência de desequilíbrios musculares e consequente diminuição da performance (Klee et al., 2004). Os desequilíbrios podem levar a que ocorram lesões quando o atleta realizar determinado movimento. A diferença de força e/ou défice de flexibilidade entre estruturas musculares provoca maior/menor tensão em determinados músculos e interrompem o bom funcionamento dos mesmos (Weineck, 1997; Liebenson & Lardner, 1999; Kollmitzer et al., 2000; Klee et al., 2004; Daneshjool et al., 2013).

## **5. OBJETIVO DE ESTUDO**

Verificar a reprodutibilidade da produção de força muscular dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho nas expressões de 1) momento de força máxima e 2) *ratios*.

## **CAPÍTULO II: METODOLOGIA**

### Abordagem experimental ao problema

Trata-se de um estudo transversal. Devido à prevalência de lesões, torna-se importante estudar o movimento da articulação do joelho. Procedeu-se à análise do movimento e a sua expressão em momentos de força máxima (PT ou MFM) e outputs compostos (*ratio* convencional e *ratio* funcional).

### Participantes

A amostra é composta por 32 adultos masculinos ( $27,63 \pm 10,08$ ), sendo a sua participação voluntária. A idade cronológica (IC) foi determinada como sendo a diferença entre a data de nascimento e a data da primeira avaliação Isocinética. O estudo segue os Padrões Éticos para a Medicina Desportiva com amostras humanas (Harriss, & Atkinson, 2015), incluindo consentimento informado. A tabela 1 resume as características dos participantes.

**Tabela 1.** Estatística descritiva para a totalidade da amostra (n=32) relativamente à idade, experiência desportiva e antropometria.

variáveis	unidades	amplitude		média	desvio padrão
		mínimo	máximo		
Idade cronológica	anos	18,60	57,80	27,6	10,1
Experiência desportiva	anos	2,0	47,0	15,8	9,5
Estatura	cm	155,7	193,0	176,0	8,7
Altura sentado	cm	85,3	100,0	92,4	3,9
Comprimento dos membros inferiores	cm	70,4	94,6	83,6	5,8
Massa corporal	kg	58,40	91,60	73,8	9,1
Volumetria corporal	L	54,414	88,360	69,363	9,015
Água corporal total	L	36,7	65,2	49,5	8,7
% massa gorda	%	58,4	91,6	73,8	9,1
Conteúdo mineral ósseo	g	2294	4303	3380	495
Densidade corporal	L.kg <sup>-1</sup>	1,028	1,096	1,065	0,016
Tecido magro dos membros inferiores	kg	16,526	23,975	20,396	2,016

### Procedimentos

No âmbito da otimização do rendimento desportivo, o projeto surge de acordo as linhas temáticas do plano estratégico 2015-2020 do Centro de Investigação do Desporto e da Atividade Física (CIDAF-uid/dtp/04213/2016) da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra. O desenho de estudo compreende dois momentos distintos (separados por 1 semana) de avaliações, que decorreram nas duas primeiras semanas de janeiro de 2017. Os testes foram realizados no mesmo equipamento do laboratório integrado de Biocinética, seguindo a mesma rotina de aquecimento, sequência de protocolos e respeito pelos mesmos tempos de repouso, sempre sob a orientação técnica da mesma equipa de avaliadores. A inclusão na amostra teve em consideração os seguintes requisitos: (1) experiência desportiva superior a dois anos de prática federada; (2) frequência de treinos semanais superior a três sessões; (3) não ter histórico recente de lesões musculares nas estruturas avaliadas; 4) não ter histórico de lesões ligamentares ou tendinosas na articulação do joelho do membro avaliado (dominante). Os participantes foram informados acerca da natureza e objetivos do estudo, bem como que a sua desistência poderia ocorrer em qualquer instante.

### Experiência desportiva federada

A informação relativa aos anos de prática desportiva na respetiva modalidade foi fornecida pelos participantes e confirmada pelas associações.

### Antropometria

A estatura (E) e a altura sentado (AS) foram medidos com aproximação a 0,1 cm recorrendo a um estadiómetro Harpenden (modelo 98.603, Holtain Ltd., Crosswell, GB) e Harpenden Sitting Height Table, respetivamente. O comprimento dos membros inferiores (CMI) foi calculado através da diferença das medidas

anteriores. A massa corporal foi obtida através de uma balança SECA (modelo 770, Hanover, MD, USA) com redução de 0,1 kg. Todas as medições foram realizadas pelo mesmo avaliador.

#### *Impedância bio-elétrica*

A Água Corporal Total (ACT) foi obtida através do analisador de impedância bio-elétrica multifrequência, 1,5, 50, 260, 500, 1000 kHz, *InBody 770 scanner* (In-body Bldg, Seoul, Korea), com alta resolução e ecrã táctil e avaliações de 60 segundos. As medições foram realizadas de manhã e os participantes adotaram uma posição de pé seguindo as instruções do fabricante depois de retirarem os sapatos, meias e casacos.

#### *Pletismografia de ar deslocado*

O volume corporal (VC) foi obtido através da pletismografia de ar deslocado (Sistema de Composição BodPod, modelo BodPod 2006, Life Measurement, Inc, Concord, CA, USA). A precisão do equipamento foi testada antes de cada avaliação, usando 2 pontos de calibração com recurso a um cilindro de 50.255-L e seguindo as instruções do fabricante. Os participantes foram avaliados usando apenas roupa interior de licra (calção) e uma toca, como recomendado. Os participantes entraram na cabine e na posição de sentados foram avaliados por duas vezes consecutivas, tidas como suficientes se a diferença fosse inferior a 150 mL. Quando necessário um terceiro valor de volume corporal o instrumento inicia uma rotina de calibração automaticamente. O volume de gás torácico (VGT) foi medido durante os ciclos respiratórios e os valores obtidos foram utilizados no cálculo do volume corporal. A densidade corporal (DC) foi calculada através da divisão da massa corporal (g) pelo volume corporal (cm<sup>3</sup>).



### Absorciometria de Raios-X de dupla energia (DXA)

Foi utilizado um scanner Lunar Prodigy (DPX-Pro/NT/MD+) e o software de análise enCORE GE Healthcare 2011 (Versão 13.60). Realizou-se um scanner ao corpo inteiro, incluindo o relatório uma análise segmentar (cabeça e sub-cabeça (membros superiores, tronco (pélvis, costelas e coluna (L1-L4)), membros inferiores, hemicorpo direito e hemicorpo esquerdo)). A informação inclui BMC, BMD, área, tecido mole gordo e magro. A calibração foi realizada anteriormente a cada teste utilizando o fantasma padrão recomendando pelo fabricante.

### Determinação de gordura corporal

A gordura corporal (GC) foi obtida tendo em consideração o modelo de 4-C. A água corporal total (ACT) foi obtida através da impedância bio-elétrica, o volume corporal (VC) avaliado por pletismografia de ar deslocado, o mineral total do corpo foi estimado pela multiplicação do conteúdo mineral ósseo (obtido de DXA) por 1,2741 (Brozek, Grande, Anderson, & Keys, 1963). Este procedimento foi feito porque a metodologia DXA mede as cinzas minerais ósseas. Posteriormente aplicou-se a equação de 4 compartimentos (Heymsfield, Wang, Baumgartner, & Ross, 1997) para estimar a massa gorda (em %):

Equação 1:

$$\% \text{ de gordura} = 2,75 \times \text{VC} - 0,714 \times \text{ACT} + 1,148 \times \text{mineral} - 2,05 \times \text{MC}$$

$$\text{em que mineral} = 1,2741 \times \frac{\text{CMO}(g)}{1000}$$

### Avaliação isocinética dos músculos flexores e extensores da articulação do joelho

O aquecimento para o teste foi realizado em cicloergómetro (Monark 814E, Varberg, Sweden) com uma resistência mínima (2%) e velocidade constante

( $\approx 60\text{rpm}$ ) e ainda com três exercícios de alongamentos estáticos (20 segundos) dos quadricípites, isquiotibiais e adutores (Brown, 2000). A avaliação isocinética (Biodex System 3, Shirley, NY, EUA) dos músculos flexores e extensores do joelho foi realizada nas ações concêntrica (velocidades angulares  $60^\circ.\text{s}^{-1}$ ,  $180^\circ.\text{s}^{-1}$  e  $300^\circ.\text{s}^{-1}$ ) e excêntrica ( $60^\circ.\text{s}^{-1}$  e  $180^\circ.\text{s}^{-1}$ ), no membro dominante. Os atletas foram colocados em posição sentada, sendo o braço da alavanca do dinamômetro alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur e a tira de fixação na articulação tibiotársica colocada aproximadamente entre três a cinco cm do maléolo medial da tíbia. Os atletas foram instruídos para colocar as mãos nos ombros durante todo o teste. A amplitude de movimento ( $85^\circ$ ) durante o teste foi determinada através da extensão voluntária máxima ( $5^\circ$ : medição através de goniômetro externo) para  $90^\circ$  de flexão do joelho. A remoção do efeito da gravidade no braço do dinamômetro foi efetuada através da calibração do mesmo e no início de cada sessão (Osterning, 1986). Foram definidos 5 *sets*: 3 em ação concêntrica e 2 de ação excêntrica. Para reduzir o efeito de aprendizagem, considerou-se que o sujeito realizaria 3 repetições sub-máximas antes de iniciar cada *set* (Burnnet, Betts, & King, 1990; De Ste Croix, Armstrong, & Welsman, 1999; Lund et al., 2005) com 1 minuto de recuperação passiva (De Ste Croix, Armstrong, Welsman, & Sharoe, 2002). O feedback foi fornecido através da curva de desenvolvimento de cada atleta durante o teste (visual). Posteriormente foram realizadas cinco repetições máximas contínuas para a extensão e flexão do joelho em cada uma das velocidades. Os dados foram posteriormente analisados recorrendo à filtragem e suavização das curvas com recurso ao programa *AcqKnowledge*, versão 4.1 (Biopac Systems, Inc.). A informação retirada foi o Momento de Força Máximo (MFM), expresso em N·m. Construíram-se ainda duas medidas compostas (*ratios*): convencional (Icon/Qcon) e funcional (Iecc/Qcon).

### Análise estatística

A estatística descritiva (amplitude, média  $\pm$  desvio padrão, erro padrão da média e Intervalo de Confiança (IC) foi calculada para a totalidade da amostra ( $n=32$ ), bem como para os diferentes momentos, 1 e 2 (teste, re-teste). Realizou-se o teste de

Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade das variáveis e produzidas transformações logarítmicas para as variáveis que não correspondiam aos parâmetros de normalidade. As diferenças das médias entre teste, re-teste foram realizadas através do *test-t de Student* de amostras independentes simultaneamente ao cálculo do tamanho do efeito (*ES-r*). A fiabilidade e a validade foram reportadas através do uso da média absoluta, coeficiente de correlação bivariada simples. O Coeficiente de Correlação Intra-classe (ICC) foi determinado para demonstrar a força da relação (similaridade) das duas medidas. Os valores de fiabilidade variam entre 0 e 1; onde ICC < 0 indica “não há fiabilidade”, ≥ 0 mas < 0,2 “fiabilidade leve”, de 0,2 a < 0,4 “fiabilidade razoável”, de 0,4 a < 0,6 “fiabilidade moderada”, de 0,6 a < 0,8 “fiabilidade substancial”, e de 0,8 a < 1 “fiabilidade quase perfeita” (Geeta et al., 2009). Paralelamente determinou-se o Erro Técnico de Medida (ETM) através das equações propostas por Mueller e Martorell (1988):

Equação 2:

$$ETM = \sqrt{\frac{\sum D^2}{2N}}$$

Onde D é a diferença das medidas entre momentos (M2-M1) e N o número total de medições nos dois momentos.

Equação 3:

$$R = 1 - \left( \frac{ETM^2}{VC^2} \right)$$

Em que VC<sup>2</sup> é a variância combinada:  $\frac{(DP1)^2 + (DP2)^2}{2}$ .

O Coeficiente de Variação (CV) (como %CV e respetivo intervalo de confiança a 95%) foi expresso como percentagem da média. CVs ≤ 5% geralmente indicam um bom desempenho do método, enquanto que CVs ≥ 10% não (Currell & Jeukendrup, 2008).

Equação 4:

$$CV = \left( \frac{DP}{M} \right) \times 100$$

DP (desvio padrão) e M (média).

O tamanho de efeito *d de Cohen* e os seus intervalos (<0,2; 0,2-0,6; 0,6-1,2; 1,2-2,0; 2,0-4,0; interpretados como diferenças trivial, pequena, moderada, grande, muito grande, extremamente grande, respectivamente) foram utilizados para comparar a magnitude das diferenças entre o momento máximo de produção de força (Hopkins, 2004). O valor mais pequeno da diferença foi estabelecido como 0,3 do tamanho do efeito definido por Cohen, recomendado para desportos coletivos e testes de performance (Ali, 2011; Hopkins, 2011). Os procedimentos estatísticos foram realizados com recurso do programa IBM SPSS v.23 para Windows (SPSS Inc., IBM Company, NY, USA).

### **CAPÍTULO III: RESULTADOS**

A tabela 2 apresenta a estatística descritiva, nomeadamente a amplitude (mínimo e máximo), os parâmetros de tendência central e dispersão (média e desvio padrão) bem como teste de normalidade (teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov). Note-se que todas as variáveis apresentam uma distribuição sem violar os pressupostos da distribuição normal, viabilizando a utilização da estatística associativa através do coeficiente bivariado simples (Spearman) e da prova *t-student* para comparação de médias emparelhadas.

**Tabela 2.** Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste de normalidade para os valores do momento máximo de força independentemente do ângulo em que ocorre com referência ao grupo muscular (extensores e flexores), velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ ,  $180^{\circ}.s^{-1}$ ,  $300^{\circ}.s^{-1}$ ) e ação (concêntrica e excêntrica) no momento 1.

Velocidade angular	grupo muscular	ação	unidade medida	amplitude		média	desvio padrão	normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	
				mínimo	máximo			valor	p
$60^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	138	305	222	45	0,082	0,200
		excêntrica	N.m	162	375	267	63	0,131	0,177
	flexores	concêntrica	N.m	83	189	130	27	0,084	0,200
		excêntrica	N.m	104	212	159	33	0,136	0,143
$180^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	106	225	153	30	0,104	0,200
		excêntrica	N.m	156	391	273	68	0,092	0,200
	flexores	concêntrica	N.m	44	152	105	28	0,078	0,200
		excêntrica	N.m	101	244	162	37	0,088	0,200
$300^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	77	189	128	26	0,105	0,200
	flexores	concêntrica	N.m	26	139	89	27	0,099	0,200

Tanto no momento 1 como no momento 2, os valores de produção de força dos extensores do joelho na ação isocinética concêntrica parecem decrescer com a velocidade: 222 N.m, 153 N.m, 128 N.m, respectivamente para as velocidades angulares  $60^{\circ}.s^{-1}$ ,  $180^{\circ}.s^{-1}$ ,  $300^{\circ}.s^{-1}$ . No momento 2, para as mesmas variáveis, da velocidade angular mais lenta para a velocidade angular mais rápida, os valores médios do momento de força máxima são: 214 N.m; 150 N.m, 125 N.m. Ora, a comparação entre médias emparelhadas revela-se significativa para a velocidade mais lenta, isto é  $60^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=2,828$ ,  $p<0,01$ ), apresentando-se as diferenças entre médias como não significativas para as demais velocidades, isto é,  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,983$ ,  $p=0,333$ ),  $300^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,965$ ,  $p=0,342$ ). Relativamente à ação concêntrica dos flexores do joelho, para o momento 1 e 2, as velocidades são respectivamente 130 N.m e 135 N.m à velocidade angular  $60^{\circ}.s^{-1}$ , 105 N.m e 102 N.m à velocidade angular  $180^{\circ}.s^{-1}$ ; sendo 89 N.m e 86 N.m à velocidade angular de  $300^{\circ}.s^{-1}$ . Tal como tinha acontecido para os extensores do joelho, as médias das medidas repetidas são estatisticamente significativas para a velocidade angular mais lenta ( $t=2,134$ ,  $p<0,05$ ), não o sendo para as velocidades mais rápidas, isto é,  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,664$ ,  $p=0,512$ ) e  $300^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,665$ ,  $p=0,511$ ).

**Tabela 3.** Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste de normalidade para os valores do momento máximo de força independentemente do ângulo em que ocorre com referência ao grupo muscular (extensores e flexores), velocidade angular ( $60^{\circ}.s^{-1}$ ,  $180^{\circ}.s^{-1}$ ,  $300^{\circ}.s^{-1}$ ) e ação (concêntrica e excêntrica) no momento 2.

Velocidade angular	grupo muscular	ação	unidade medida	amplitude		média	desvio padrão	normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	
				mínimo	máximo			valor	p
$60^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	113	308	214	46	0,058	0,200
		excêntrica	N.m	130	377	263	64	0,098	0,200
	flexores	concêntrica	N.m	69	192	125	27	0,062	0,200
		excêntrica	N.m	77	228	156	32	0,096	0,200
$180^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	75	227	150	36	0,069	0,200
		excêntrica	N.m	164	411	276	67	0,108	0,200
	flexores	concêntrica	N.m	60	156	102	23	0,097	0,200
		excêntrica	N.m	86	243	161	38	0,121	0,200
$300^{\circ}.s^{-1}$	extensores	concêntrica	N.m	46	197	125	36	0,105	0,200
	flexores	concêntrica	N.m	25	150	86	26	0,106	0,200



A análise dos valores médios de produção de força dos extensores do joelho na ação reativa excêntrica não parecem decrescer com a velocidade: 267 N.m, 273 N.m da velocidade angular  $60^{\circ}.s^{-1}$  para  $180^{\circ}.s^{-1}$ , lembrando que não foram efectuadas avaliações nesta ação à velocidade de  $300^{\circ}.s^{-1}$ . No momento 2, para as mesmas variáveis, os valores médios do momento de força máxima são: 263 N.m; 276 N.m. Ora, a comparação entre médias emparelhadas não se apresenta significativa para nenhuma velocidade, isto é nem a  $60^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,378$ ,  $p=0,708$ ), nem a  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,368$ ,  $p=0,715$ ). Relativamente à ação excêntrica dos flexores do joelho, para o momento 1 e 2, as velocidades são respectivamente 159 N.m e 156 N.m às velocidades angulares  $60^{\circ}.s^{-1}$ ; sendo os valores médios dos momentos 1 e 2, respectivamente 162 N.m e 161 N.m à velocidade angular  $180^{\circ}.s^{-1}$ . O par de valores medidos (momento 1 e momento 2) é igual a 105 N.m e 102 N.m à velocidade angular  $180^{\circ}.s^{-1}$ . A comparação entre as médias emparelhadas não é significativa para a ação excêntrica, nem na velocidade lenta de  $60^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,558$ ,  $p=0,581$ ), nem na velocidade de  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=0,238$ ,  $p=0,814$ ).

**Tabela 4.** Média e desvio-padrão da amostra (n=32) nos momentos 1 e 2, com cálculo de diferença entre média e prova "t" emparelhada para as variáveis simples decorrentes da avaliação isocinética da força dos extensores e flexores do joelho em várias velocidades angulares e ações (concêntrico e excêntrico).

Variável dependente				momento 1		momento 2		diferença entre médias		t-teste	
velocidade angular	grupo muscular	ação	unidade medida	média	desvio padrão	média	desvio padrão	valor	(95%IC)	t	p
60 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrico	N.m	222	45	214	46	-8	(2,4 a 14,8)	2,828	0,008
		excêntrico	N.m	267	63	263	64	-4	(-17,2 a 25,0)	0,378	0,708
	flexores	concêntrico	N.m	130	27	125	27	-5	(0,2 a 10,5)	2,134	0,041
		excêntrico	N.m	159	33	156	32	-3	(-7,7 a 13,6)	0,558	0,581
180 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrico	N.m	153	30	150	36	-3	(-3,3 a 9,5)	0,983	0,333
		excêntrico	N.m	273	68	276	67	+3	(-22,5 a 15,6)	-0,368	0,715
	flexores	concêntrico	N.m	105	28	102	23	-3	(-5,3 a 10,5)	0,664	0,512
		excêntrico	N.m	162	37	161	38	-1	(-9,9 a 12,6)	0,238	0,814
300 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrico	N.m	128	26	125	36	-3	(-3,6 a 10,2)	0,965	0,342
	flexores	concêntrico	N.m	89	27	86	26	-3	(-5,2 a 10,2)	0,665	0,511

95% IC (intervalo de confiança a 95%).

A Tabela 5 reporta os coeficientes de correlação bivariada simples entre medidas repetidas, oscilando entre 0,860 e 0,929 para os valores do momento de força máxima dos músculos extensores do joelho, ação concêntrica. Por sua vez, para os músculos flexores do joelho, os coeficientes de correlação bivariados, também na ação concêntrica, tendem a ser mais modestos oscilando entre 0,646 e 0,858. Os dados apresentam coeficientes de correlação tendencialmente mais baixos para as ações concêntricas, oscilando entre 0,578 e 0,696 para os extensores do joelho e 0,589 e 0,657 para os músculos flexores do joelho. Tal resulta em erros técnicos de medida que correspondem a 6,2% da média ponderada das avaliações em todos os momentos, para os extensores do joelho à velocidade mais lenta, sendo o erro técnico de medida igual a 17,2% da média ponderada global de todos os sujeitos em todos os momentos para o momento de força máximo dos flexores do joelho à velocidade máxima de  $300^{\circ} \cdot s^{-1}$ . De todo o modo, o coeficiente de correlação intra-classe (CCI) para todos os indicadores da avaliação isocinética dos vários grupos musculares, ações e velocidades é sempre superior a 0,738.

**Tabela 5.** Coeficiente de correlação intra-individual, erro técnico de medida e coeficiente de variação para as medidas simples decorrente da avaliação isocinética da força dos músculos extensores e flexores do joelho.

variável			correlação bivariada simples			fiabilidade			Correlação intra-classe (CCI)	
velocidade angular	grupo muscular	ação	coeficiente	(95%IC)	p	ETM	coeficiente fiabilidade	%CV	coeficiente	(95%CI)
60 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrica	0,929	(0,880 a 0,968)	<0,001	13,47	0,91	6,2	0,955	(0,889 a 0,980)
		excêntrica	0,578	(0,313 a 0,786)	<0,001	40,87	0,59	15,4	0,738	(0,459 a 0,873)
	flexores	concêntrica	0,858	(0,755 a 0,920)	<0,001	10,63	0,84	8,3	0,916	(0,820 a 0,960)
		excêntrica	0,589	(0,342 a 0,773)	<0,001	20,67	0,60	13,1	0,745	(0,477 a 0,876)
180 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrica	0,867	(0,772 a 0,992)	<0,001	12,54	0,86	8,3	0,922	(0,842 a 0,876)
		excêntrica	0,696	(0,513 a 0,832)	<0,001	36,80	0,70	13,4	0,822	(0,640 a 0,915)
	flexores	concêntrica	0,646	(0,425 a 0,811)	<0,001	15,38	0,64	14,8	0,780	(0,550 a 0,893)
		excêntrica	0,657	(0,393 a 0,827)	<0,001	21,75	0,67	13,5	0,797	(0,583 a 0,901)
300 <sup>o</sup> .s <sup>-1</sup>	extensores	concêntrica	0,860	(0,753 a 0,935)	<0,001	13,52	0,82	10,7	0,900	(0,797 a 0,951)
	flexores	concêntrica	0,667	(0,394 a 0,871)	<0,001	14,99	0,68	17,2	0,809	(0,609 a 0,907)

ETM (erro técnico de medida); %CV (coeficiente de variação em % da média); 95% IC (intervalo de confiança a 95%).

No que diz respeito aos *ratios* convencionais (Icc/Qcc) as médias nos momentos 1 e 2 são 0,592, 0,593 à velocidade angular  $60^{\circ}.s^{-1}$ , 0,690, 0,700 à velocidade angular  $180^{\circ}.s^{-1}$ , 0,684, 0,698 à velocidade angular  $300^{\circ}.s^{-1}$ . Tal corresponde à ausência de diferenças estatisticamente significativas entre médias emparelhadas:  $60^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,047$ ,  $p=0,963$ ),  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,383$ ,  $p=0,704$ ),  $300^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,545$ ,  $p=0,590$ ). Os coeficientes de correlação oscilam entre 0,480 e 0,683, com o erro técnico de medida a assumir a magnitude de 8,9% a 15,3% da média de todos os sujeitos em todos os momentos, sendo o coeficiente de correlação intraclassa de 0,555 para a velocidade intermédia, 0,652 para a velocidade mais rápida e 0,777 para a velocidade mais lenta.

**Tabela 6.** Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste normalidade para os valores referentes dos *ratios* convencionais (Icc/Qcc) e funcionais (Iecc/Qcc; Icc/Qecc) de acordo com a velocidade angular (60°.s<sup>-1</sup> e 180°.s<sup>-1</sup>) no momento 1.

Velocidade angular	ratio	indicadores	unidade medida	amplitude		média	desvio padrão	normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	
				mínimo	máximo			valor	p
60°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N,m/N,m	0,450	0,910	0,592	0,089	0,138	0,124
	funcional	Iecc/Qcc	N,m/N,m	0,470	1,340	0,729	0,158	0,178	0,011
180°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N,m/N,m	0,400	1,040	0,690	0,144	0,115	0,200
	funcional	Iecc/Qcc	N,m/N,m	0,790	1,760	1,072	0,219	0,138	0,127
300°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N,m/N,m	0,340	0,900	0,684	0,143	0,130	0,185

I (músculos flexores do joelho); Q (músculos extensores do joelho); cc (ação concêntrica); ecc (ação excêntrica).

**Tabela 7.** Estatística descritiva (amplitude, tendência central e dispersão) e teste normalidade para os valores referentes dos *ratios* convencionais (Icc/Qcc) e funcionais (Iecc/Qcc; Icc/Qecc) de acordo com a velocidade angular (60°.s<sup>-1</sup> e 180°.s<sup>-1</sup>) no momento 2.

Velocidade angular	ratio	Indicadores	unidade medida	amplitude		média	desvio padrão	normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	
				mínimo	máximo			valor	p
60°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,340	0,780	0,593	0,085	0,129	0,188
	funcional	Iecc/Qcc	N.m/N.m	0,540	1,180	0,743	0,139	0,126	0,200
180°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,380	1,080	0,700	0,129	0,125	0,200
	funcional	Iecc/Qcc	N.m/N.m	2,330	0,760	1,108	0,309	0,130	0,183
300°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,380	0,990	0,698	0,130	0,096	0,200

I (músculos flexores do joelho); Q (músculos extensores do joelho); cc (ação concêntrica); ecc (ação excêntrica).

Por sua vez e finalmente, as *ratio* funcionais (Iecc/Qcc) apresentam valores médios de 0,729 e 1,072 no momento 1, para as velocidades angulares de  $60^{\circ}.s^{-1}$  e  $180^{\circ}.s^{-1}$ . No momento 2, os valores são respectivamente, nas velocidades mais lenta e intermédia: 0,743 e 1,108, não suportando a rejeição da hipótese nula nem para a velocidade angular de  $60^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,513$ ,  $p=0,611$ ), nem para a velocidade angular de  $180^{\circ}.s^{-1}$  ( $t=-0,909$ ,  $p=0,371$ ). Os coeficientes de correlação bivariada simples são modestos, entre 0,380 e 0,485, sendo mais elevados os coeficientes de correlação intraclasse (0,655 e 0,785). O erro técnico de medida assume-se como 14,4% a 14,6% da média para todos os sujeitos em todos os momentos.



**Tabela 8.** Média e desvio-padrão da amostra (n=32) nos momentos 1 e 2 com cálculo de diferença entre a média e aprova "t" emparelhada para as variáveis compostas (*ratios* convencionais e funcionais) decorrentes da avaliação isocinética da força dos extensores e flexores do joelho em várias velocidades angulares e ações (concêntrica e excêntrica).

velocidade angular	Variável dependente			momento 1		momento 2		diferença entre médias		<i>t</i> -teste	
	ratio	indicadores	unidade medida	média	desvio padrão	média	desvio padrão	valor	(95%IC)	<i>t</i>	<i>p</i>
60°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,592	0,089	0,593	0,085	+0,001	(-0,278 a 0,027)	-0,047	0,963
	funcional	Iecc/Qcc	N.m/N.m	0,729	0,158	0,743	0,139	+0,014	(-0,068 a 0,409)	-0,513	0,611
180°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,690	0,144	0,700	0,129	+0,010	(-0,065 a 0,045)	-0,383	0,704
	funcional	Iecc/Qcc	N.m/N.m	1,072	0,219	1,108	0,309	+0,036	(-0,118 a 0,045)	-0,909	0,371
300°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	N.m/N.m	0,684	0,143	0,698	0,130	+0,014	(-0,064 a 0,037)	-0,545	0,590

I (músculos flexores do joelho); Q (músculos extensores do joelho); cc (ação concêntrica); ecc (ação excêntrica).

**Tabela 9.** Coeficiente de correlação intra-individual, erro técnico de medida e coeficiente de variação para as medidas compostas (*ratios* convencionais e funcionais) decorrente da avaliação isocinética da força dos músculos extensores e flexores do joelho.

velocidade angular	variável		correlação bivariada simples			fiabilidade			correlação intra-classe (ICC)	
	grupo muscular	indicadores	coeficiente	(95%IC)	p	ETM	coeficiente fiabilidade	%CV	coeficiente	(95%CI)
60°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	0,629	(0,341 a 0,781)	<0,001	0,053	0,63	8,9	0,777	(0,540 a 0,892)
	funcional	Iecc/Qcc	0,380	(0,020 a 0,694)	0,032	0,106	0,50	14,4	0,655	(0,289 a 0,832)
180°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	0,480	(0,108 a 0,746)	0,005	0,110	0,40	15,3	0,555	(0,077 a 0,748)
	funcional	Iecc/Qcc	0,485	(0,111 a 0,685)	0,005	0,159	0,65	14,6	0,785	(0,561 a 0,895)
300°.s <sup>-1</sup>	convencional	Icc/Qcc	0,683	(0,089 a 0,880)	<0,001	0,097	0,49	14,1	0,652	(0,283 a 0,831)

ETM (erro técnico de medida); %CV (coeficiente de variação em % da média); 95% IC (intervalo de confiança a 95%).

## CAPÍTULO IV:

### DISCUSSÃO

Com a realização deste estudo, uma das áreas fundamentais no treino de alto rendimento, a recuperação de lesões, foi abordada. Hoje em dia com o evoluir do desporto a nível mundial, recordes são batidos todos os anos, leva a que o atleta tenha necessidade de levar o seu treino sempre para patamares ainda mais elevados pois só assim conseguirá obter resultados e consequente patrocinadores que o suportam. Com esta necessidade de levar o corpo ao extremo, é fundamental que os atletas estejam munidos de uma equipa capaz de otimizar o seu rendimento com o menor prejuízo para a sua saúde. Isto leva a que sejam aplicados esforços em todas as áreas que abrangem o treino de modo a que haja uma constante evolução e consequente evolução desportiva.

O presente estudo mostrou os valores do momento da força máxima para as diferentes ações de contração (concêntrica e excêntrica) em três velocidades (60°, 180° e 300°), comparando-os em dois momentos de avaliação. Apresentou ainda a relação da força dos músculos isquiotibiais e dos quadricípites através de *ratios* convencionais e funcionais.

#### *Ratios Convencionais e Funcionais*

Com a curiosidade e aumento significativo de trabalhos relacionados com os músculos da coxa, é possível verificar consequentes evoluções nesta área. Um dos grandes contributos foi a criação de um *ratio* funcional. Primeiramente era utilizado na literatura o *ratio* convencional que relacionava os músculos isquiotibiais e os quadricípites na ação concêntrica, definindo o seu valor ideal de 0,60 (Heiser et al., 1984). Ao serem avaliados e analisados na mesma ação de contração, os músculos não estavam a atuar de forma como atuariam durante um gesto desportivo normal.

De forma a aproximar o movimento efetuado durante a avaliação e o realizado durante o gesto desportivo foi considerado o *ratio* funcional. O valor ideal para este *ratio* é de 1. O *ratio* funcional assenta a sua relação nos músculos isquiotibiais em ação excêntrica e os músculos quadrícipites em ação concêntrica (Iecc/Qcon).

Através dos resultados obtidos podemos concluir que a produção de força dos extensores do joelho em ação concêntrica diminui com o aumento da velocidade. Esta conclusão está de acordo com o que vários autores defendem (Barnes, 1980; Campbell, 1979; Gregor et al., 1979; Moffroid et al., 1969; Osterning et al., 1983; Thorstensson et al., 1976; Yates & Kamon, 1983). Apesar disto, é na velocidade mais lenta que são apresentados valores com maior significância.

Gleeson e Mercer (1992) afirma que os valores do coeficiente de variação não devem ser superiores ou iguais a 6,1%. Quanto ao coeficiente de correlação intra-classe, este deve ser superior a 0,88. O coeficiente da correlação intra-classe para as medidas simples foi na maioria superior a 0,88 e o coeficiente de variação foi sempre superior ou igual a 6,1%. O coeficiente da correlação intra-classe para as medidas compostas foi inferior a 0,88 em todas as ocasiões e o coeficiente de variação também foi superior ou igual a 6,1%.

Podemos verificar, depois de analisados os dados obtidos, que há fiabilidade substancial para as medidas compostas e uma fiabilidade quase perfeita, na maioria dos casos para as medidas simples.

Quanto aos valores obtidos para o *ratio* convencional (0,592-0,593; 0,690-0,700; 0,684-0,698) respetivamente para o momento 1 e 2 às velocidades  $60^{\circ}.s^{-1}$ ,  $180^{\circ}.s^{-1}$  e  $300^{\circ}.s^{-1}$  aproximam-se do valor standard de 0,60 apresentados na literatura. No *ratio* funcional, os valores apresentados variam entre 0,729 e 1,072 (momento 1) para a velocidade de  $60^{\circ}.s^{-1}$  enquanto que para o momento 2, à velocidade de  $180^{\circ}.s^{-1}$  os valores são 0,743 e 1,108. Sendo o valor de referência para este *ratio* igual a 1, verificamos que os resultados distanciam-se um pouco. Apesar desta distância, os valores são altos o que indicam que há um risco menor de ocorrer uma lesão a nível do joelho aquando da realização do movimento pois

quer os músculos flexores (isquiotibiais) e os extensores (quadricípites) estão desenvolvidos de modo a protegerem e não subcarregarem a articulação do joelho.

### Estudos com Jovens

Ao realizarmos estudos com jovens é preciso ter algumas considerações aquando da leitura dos valores obtidos pois são atletas que estão em constante mudança. A sua habilidade, performance e capacidade física podem ser facilmente alterados pelo seu grau/estado maturacional (Beunen et al., 1996; Malina et al., 2004). Mohtadi e seus colaboradores (1990) defendem que a peso corporal influencia a produção de força em jovens. Já Housh e seus colaboradores (1995) acreditam que a massa corporal é também um elemento relevante na produção de força.

Brookes e Fahey (1985) afirmam que as crianças possuem sistemas neuromusculares em constante alteração e maturação, pelo que os valores normativos e até os protocolos que resultam de estudos com adultos não devem ser generalizáveis.

Para prevenir o primeiro impacto com a avaliação efetuada é habitual realizar um teste de familiarização do aparelho de modo a dar a conhecer todos os processos que irão ser efetuados na avaliação. Esta é importante principalmente quando são aplicados testes com avaliação excêntrica dos músculos (Kellis et al., 1999).

Num estudo realizados com 27 basquetebolistas (Carvalho et al., 2011) com idades entre os 14 e os 16 anos, observaram que os valores médios do momento de força máxima foram superiores no segundo momento relativamente ao primeiro com exceção na função de flexão na ação concêntrica. Tal não se verificou nos meus dados, sendo que todas as médias do momento 1 são sempre superiores que as do momento 2, excetuando nos extensores em ação excêntrica à velocidade  $180^{\circ}.s^{-1}$ .

### Estudos com Adultos

São um grupo que já atingiu a maturação, têm mais consciência do próprio corpo e mental e são mais capazes de imprimir a sua força máxima em todos os momentos do movimento.

Estudos comparativos foram realizados e concluíram que a capacidade de produção de força entre sexos varia. Um estudo realizado por De Ste Croix e colaboradores (2007) em que avaliaram, no *ratio* funcional, crianças, jovens adolescentes e adultos de ambos os sexos e concluíram que os sujeitos do sexo feminino apresentaram valores inferiores de *ratio* nas velocidades de avaliação. Ainda neste estudo foi possível, no final, afirmar que o valor menor do *ratio* esta relacionado com a maior capacidade de gerar força em movimentos excêntricos nas velocidades lentas mas também nas rápidas. Esta última conclusão suporta os resultados obtidos neste estudo (ver Tabela 2 e 3) em que, em todas as velocidades de avaliação, os valores na ação excêntrica foram sempre superiores aos valores em ação concêntrico.

É de realçar que ainda não existe consenso em relação à produção de força considerando sistematicamente o sexo como fonte de variação. Para que estas dúvidas fossem dissipadas ou pelo menos clareadas são necessários estudos futuros de carácter longitudinal para serem possível observarem as evoluções e consequentes evoluções , principalmente nas crianças e nos jovens.

### Prevenção de Lesões e Aplicações na Reabilitação

Para que não ocorra nenhuma lesão muscular e ligamentar é necessário que os atletas apresentem valores de *ratio* iguais ou muito perto do valor de referência. O atleta de hoje em dia está sobrecarregado com competições, muito provavelmente pressionado pelos patrocinadores, o que os leva muitas vezes a não cumprirem e respeitarem o tempo de descanso. As lesões de sobre-utilização são, atualmente, uma das principais curiosidades de estudos epidemiológicos e em particular o

equilíbrio entre grupos musculares específicos de modalidades e o desenvolvimento compensatório dos grupos antagonistas, pode revelar-se uma metodologia efetiva de prevenção primária e secundária de lesões que decorrem da sobre-utilização dos sistemas neuromusculares.

Quando o atleta sofre uma lesão todo um sistema foi afetado e haverá consequentes perdas, ocorrendo perda de volume, sensibilidade e força muscular. Esta atrofia da cadeia intervencionada tem de ser restaurada para que a articulação esteja protegida durante a realização de exercícios, quer sejam de recuperação quer seja durante futuras avaliações isocinéticas.

Timm (1988), num estudo realizado com 5 mil pacientes (não operados ao ligamento cruzado anterior), definiu que o critério de sucesso para intervenções aos ligamentos do joelho sem que tenham ocorrido posteriores sinais de recorrência era de 5 anos. Nesse mesmo estudo, conclui que aqueles que tinham realizado exercícios isocinéticos para recuperação tiveram um intervalo de recuperação mais reduzido comparativamente àqueles que usaram exercícios isotónicos ou exercícios realizados em casa. Houve ainda, uma correlação quase perfeita ( $r=0,92$ ) destes primeiros pacientes relativamente aos outros dois grupos. Através deste estudo é possível recomendar que, após lesão, o atleta escolha fazer exercícios isocinéticos para a sua recuperação. São seguros pois o equipamento só regista o máximo de força que é produzido não havendo a possibilidade de forçar o avaliado correndo o risco de se voltar a lesionar.

### Estudos Futuros

Como estudos futuros é importante saber, os valores do momento de força produzidos ao longo de todo o movimento para ser possível averiguar em que ângulos os valores são maiores e ocorre uma maior diferença de produção de força. Uma outra opção será a realização de estudo longitudinal com avaliação no *baseline* e recolha de dados que permita a identificação de variáveis de presságio funcional relativamente à lesão pós traumática.

## **CAPÍTULO V: CONCLUSÕES**

O presente estudo cumpre o que inicialmente tinha sido proposto, abordando a reprodutibilidade para os momentos de força máxima (medidas simples) e para os *ratios* convencionais e funcionais (medidas compostas). Este estudo preenche ainda mais o repositório de conhecimento da área da recuperação e da prevenção de lesões.

Podemos concluir que para as medidas simples ocorreu uma aceitável reprodutibilidade sendo que para as medidas compostas a reprodutibilidade apresentou valores mais modestos.

É de realçar que este estudo sustentou o que diz a literatura em relação à velocidade e à produção de força. Comprovou que à medida que a velocidade aumenta a produção de força diminui.



## CAPÍTULO VI:

### REFERÊNCIAS

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsboo, J. and Klausen, K. (1995) Isokinetic hamstring/quadriceps ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and mode of contraction. *Acta Physiol Scand.* 154, 421-427.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-poulsen, P. (1998). A New Concept For Isokinetic Hamstring : Quadriceps Muscle Strength Ratio, *26(2)*, 231-237.
- Ali, A. (2011). Measuring soccer skill performance: a review. *Scand J Med Sci Sports*, *21(2)*, 170-183. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01256.x
- Baltzopoulos, V. & Brodie, D.A. (1989). *Isokinetic Dynamometry- Applications and Limitations*. *Spots Medicine*, 8(2).
- Barnes W. (1980) The relationship of motor unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities. *Phys Ther* 60: 1152-1158.
- Beunen, G., Malina, R.M. (1996). Growth and biological maturation: relevance to athletic performance. In: Bar-Or O, editor. *The child and adolescent athlete*. Oxford: Blackwell Science; 1996. Vol. 3-24.
- Brookes, G. A., Fahey, T.D. (1985) *Exercise physiology: Human bioenergetics and its application*. MacMillan, New York.
- Brown, L. (2000). Isokinetics in human performance. (pp. 20). *Human kinetics*, Champaign, IL.
- Brozek, J., Grande, F., Anderson, J. T., & Keys, A. (1963). Densitometric Analysis of Body Composition: Revision of Some Quantitative Assumptions. *Ann NY Acad Sci*, *110*: 113-140.
- Burnett, C. N., Betts, E. F., King, W. M. (1990). Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Phys Ther* 70: 244-249.
- Cabri, J. M. H., & Clarys, J. P. (1991) Isokinetic exercise in rehabilitation. *Appl Ergonomics*. *22*, 295-298.
- Caiozzo, V. J., Pernne J. J., Edgerton, V. R. (1981). Training induced alterations on the in vivo force-velocity relationship in human muscle. *J Appl Phys*. *51*: 750-754.

- Calmels P, VanDenBorne I, Nellen M, et al. (1995). A pilot study of knee isokinetic strength in young, highly trained, female Gymnasts. *Isokinetic Exerc Sci*; 5: 69-74.
- Campbell, D.E. (1979). Generation of horsepower at low and high velocity by sprinters and distance runners. *Research Quarterly* 50: 1-8.
- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadricepsratio for the assessment of muscle balance. *J Sport Sci Med*, 56-62.
- Coyle, E., Feiring, D., Rotkins, T., Cotes, W., Roby, F. et al. (1981). Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J Appl Phys*, 51, 1437-1442.
- Currell, K., Jeukendrup, A. E. (2008). Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Med*, 38(4), 297-316.
- Daneshjool, A. Rahnema, N. Mokhtar, A. Yusof, A. (2013) Bilateral and Unilateral Asymmetries of Isokinetic Strength and Flexibility in Male Young Professional Soccer Players. *J Hum Kinetic*, 36, 45-53.
- De Ste Croix, M. B. A. (2007). Advances in paediatric strength assessment: changing our perspective on strength development. *J Sport Sci Med*, 292-304.
- De Ste Croix, M. B. A. Armstrong, N. Welsman, J. R. (1999). Concentric isokinetic leg strength in pre-teen, teenage and adult males and females. *Biol Sport*, 16, 75-86.
- De Ste Croix, M. B. A. Armstrong, N. Welsman, J. R. (2002). Longitudinal changes in isokinetic leg strength in 10-14 years old. *Ann Hum Biol*, 29, 50-62.
- De Ste Croix, M. B. A. Deighan, M. A. & Armstrong, N. (2003). Assessment and Interpretation of Isokinetic Muscle Strength During Growth and Maturation, 33(10), 727-743.
- DeProft, E. Cabri, J. Dufour, W. & Clarys, J.P. (1988). *Strength training and kick performance in soccer players*. In: *Science & Football - Proceedings of the 1st World Congress of Science and Football*. (Ed) Reilly, T., Lees, A., Davids, K. And Murphy, W. London: E&FN Spon. 108-113.
- Donne, B. & Luckwill, R. G. (1996). Co-activation of quadriceps and hamstring muscles during concentric and eccentric isokinetic exercise. *Isokinetic Exerc Sci*, 6, 21-26.
- Fousekis, K. Tsepis, K. Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *J Sport Sci Med*, 9, 364-373.

- Geeta, A., Jamaiyah, H., Safiza, M. N., Khor, G. L., Kee, C. C., Ahmad, A. Z., . . . Faudzi, A. (2009). Reliability, technical error of measurements and validity of instruments for nutritional status assessment of adults in Malaysia. *Singap Med J*, 50(10), 1013-1018.
- Gleeson, N.P., Mercer, T.H. (1992). Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*; 65:221-228.
- Gregor, R., Edgerton, R., Perrine, J., Champion, D., & Debus, C. (1979). Torque-velocity relationship and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 47: 388-392.
- Grimby, G. (1985) Progressive resistance exercise for injury rehabilitation: special emphasis on isokinetic training. *Sport Med*, 2, 309-315.
- Hall, S. (2012). *Basic Biomechanics, Sixth edition*. Mc Graw-Hill Companies, Inc. New York.
- Harriss, D. J., Atkinson, G. (2015). Ethical Standards in Sport and Exercise Science Research: 2016 Update. *Int J Sports Med*, 36(14), 1121-1124. doi: 10.1055.s-1-0035-1565186
- Heiser, T. M. Weber, J. Sullivan, G. Clare, P. Jacobs, R. R. (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *AM J Sport Med*, 12, 368-370.
- Heymsfield, S. B., Wang, Z., Baumgartner, R. N., & Ross, R. (1997). Human body composition: advances in models and methods. *Annu Rev Nutr*, 17, 527-558. doi: 10.1146/annurev.nutr.17.1.527
- Hopkins W. Sportscience 8, 2004. Available at: <http://www.sportsci.org/jour/04/wghtests.htm>; accessed on 30.01.2017<sup>[L]<sub>SEP</sub></sup>
- Hopkins W. Sportscience 8, 2011. Available at: <http://www.sportsci.org/jour/04/wghtests.htm>; accessed on 10.02.2017
- Housh, T.J, Stout, J., Housh, D.J., & Johnson, G.O. (1995) The covariate influence of muscle mass on isokinetic peak torque in high school wrestlers. *Pedia Exerc Sci* ;7:176-82.
- Jenkins, W. Thackaberry, M. Killiam, C. (1984). Speed-specific isokinetic training. *J Orthop Sports Phys Ther*, 6, 181-183.
- Kannus, P. (1994) Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sport Med*, 15, S11-S18.
- Kellis, E. & Katis, A. (2007). Quantification of Functional Knee Flexor to Extensor Moment Ratio Using Isokinetics. *J Athl Training*, 42(4), 477-485

- Kellis, E. Baltzopoulos, V. (1998). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 30, 1616-1623.
- Kellis, E. Kellis, S. Gerodimos, V. Manou, V. (1999). Reliability of isokinetic concentric and eccentric strength in circumpubertal soccer players. *Pediatr Exerc Sci*, 11, 218-28.
- Lund, H., Sondergaard, K., Zachariassen, T., Christensen, R., Bulow, P., Henriksen, M., . . . Bliddal, H. (2005). Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct I*, 25(2), 75-82. doi: 10.1111/j.1475-097X.2004.00593.x
- Malina, R. M. Bouchard, C. & Bar-Or, O. (2004). Growth, maturation, and physical activity. *Growth, Maturation and Physical Performance*, 1-17.
- Moffroid, M. Whipple R. Hofkosh, J. Lowman, E. Thistle, H. (1969). A study of isokinetic exercise. *Phys Ther*, 49, 735-742.
- Mohtadi, N.G., Kiefer, G.N., Tedford. K., & Watters, S. (1990). Concentric and eccentric quadriceps torque in pre-adolescent males. *Can J Sport Sci*; 15:240-243.
- Mueller, W. & Martorell, R. (1988). Reliability and Accuracy of Measurement. In T. Lohman, A. Roche, & R. Martorell (Eds.). *Anthropometric Standardisation Reference Manual*. Champaign, Illinois: Human Kinetics
- Osternig K, Sawhill J, Bates B, Hamill J. (1983) Function of limb speed on torque patterns of antagonist muscles. In Matsui & Kobayashi (Eds) *Biomechanics VIII-A*, pp. 251-257, Human Kinetic Publishers, Champaign.
- Osterning, L. R. (1986). Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation *Med Sci Sports Exerc*, 14, 45-80.
- Parker, M. Ruhling, R. Bolen, T. Edge, R. Edwards, S. (1983). Aerobic training and the force-velocity relationship of the human quadriceps femoris muscle. *J Sport Med*, 23, 136-147.
- Sejer J. Y. Thorstensson A. (1994). Muscle strength and myoelectric activity in prepubertal and adult males and females. *Eur J Phys*, 69, 81-7.
- Sherman, W., Pearson, D., Plyley, M., Costill, A., Habansky, A., Vogelgesang, D. (1982). Isokinetic rehabilitation after surgery: a review of factors which are important for developing physiotherapeutic techniques after knee surgery. *Am J Sport Med*, 10, 155-161.
- Solomonow, M. Baratta, R. Zhou, B. Shoji, H. Bose, W. Beck, C. & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sport Med*, 15, 207-213.

- Thistle, H. Hislop, H. Moffroid, M. Hofkosh, J. Lowman, E. (1967). Isokinetic contraction: a new concept of exercise. *Arch Phys Med and Rehab*, 48, 279-282
- Thomas, J.R., Nelson. J.K. (2001) Research methods in physical activity. Human Kinetics. Champaign, IL.
- Thorstensson, A., Grimby, G., & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fibre composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 40: 12-16
- Timm, K. (1988). Postsurgical knee rehabilitation: a five year study of four methods and 5381 patients. *Am J Sports Med*. 16:463-468.
- Walkins, P. M. Harris, A.B. Kozlowski, B. A. (1984). Isokinetic training in patients with hemiparesis. *Phys Ther*, 64, 184-189.
- Yates, J., Kamon, E. (1983). A comparison of peak and constant angle torque-velocity curves in fast and slow-twitch populations. *Eur J Appl Physiol*, 51: 67-74.
- Zatsiorsky, V. & Kraemer, W. (2006). *Task Specific Strength*. Science and practice of strength (2nd ed.) pp. 17-46.