



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Pedro Maria de Abreu Carvalho

**TESTES DE AVALIAÇÃO PARA PREVISÃO DE LESÃO
MUSCULAR EM ATLETAS DE FUTEBOL/FUTSAL.**

VOLUME 1

Dissertação no âmbito do Mestrado de Biocinética orientada pela Professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares e coorientada pela Professora Mestre Maria Alexandra de Albuquerque André, apresentada à Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2019

AGRADECIMENTOS

O percurso traçado desde o início da dissertação, levantou muitos desafios, dúvidas e hesitações que tornaram todo o processo trabalhoso. Não se previa que fosse fácil, no entanto, as dificuldades foram sendo superadas para chegar até ao fim e concluir aquilo a que me propus. A verdade é que não teria conseguido sem a ajuda de várias pessoas que me apoiaram quando mais precisei, ajudaram a levantar e a focar no objetivo novamente.

Um agradecimento à minha orientadora, Professora Doutora Paula Tavares, pela confiança que depositou em mim, pelo apoio e pela forma como me levou a fazer um trabalho que realmente me desafiava intelectualmente.

À professora Alexandra André, por ter aceite ser co-orientadora da tese. Obrigado pela grande disponibilidade e por toda a ajuda que deu sempre que necessário.

Da Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra (ESTeSC), à Professora Rute e ao Professor Rui Soles pelo tempo que dispuseram para nos apoiar durante os trabalhos de campo.

Um agradecimento especial à técnica de laboratório Dra. Fátima Rosado, por toda a paciência e ajuda durante as várias visitas ao laboratório do centro de investigação do desporto e atividade física (CIDAF).

À Daniela Costa pela ajuda prestada em vários momentos.

Não podia deixar de ser, ao Pedro Lourenço pelo companheirismo e dedicação durante o percurso que traçamos neste trabalho e pela partilha de esforços e dificuldades que tornaram este caminho possível de percorrer.

A todos os participantes da amostra, muito obrigado pela disponibilidade e presença em todos os momentos em que foram requisitados.

Por fim, à minha família, a minha mãe, o meu pai e o meu irmão que me ajudaram e deram força nos momentos mais complicados, sem eles não teria chegado aqui. Aos meus tios por toda a amizade e carinho com que sempre me acolheram em Coimbra.

RESUMO

Este estudo pretendeu prever o risco de lesão muscular, especificamente do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, numa população ligada à prática competitiva de futebol ou futsal.

Para isso contou com uma amostra de 31 atletas que se dividiram em um grupo de controlo (GC, n= 16), constituído por praticantes de exercício mas sem prática desportiva competitiva, e um grupo de futebolistas (GF, n= 15), composto por atletas federados de futebol/futsal.

Todos os sujeitos realizaram os seguintes testes: avaliação de força num dinamómetro isocinético aos dois membros inferiores, em ação concêntrica e ação excêntrica, para flexores e extensores do joelho, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s; um teste de salto funcional, denominando drop vertical jump (DVJ); um teste de remate com registo eletromiográfico (EMG) dos músculos reto femoral (RF) e do músculo tibial anterior (TA); uma ecografia ao joelho, com enfoque na unidade músculo-tendão (UMT) do quadríceps; uma medição dos perímetros do membro inferior, da anca e da cintura.

Nos 6 meses após a recolha de dados, verificou-se que 4 dos atletas do GF contraíram lesões num dos joelhos. Assim, para análise dos resultados, o GF foi considerado como o grupo de atletas que não sofreu qualquer tipo lesão (n= 11) e os 4 atletas que sofreram lesão formaram o grupo de futebolistas com lesão (GFL, n= 4). Na apresentação dos resultados foram destacadas as variáveis em que os indivíduos do GFL não tiveram o seu valor enquadrado com um valor de referência do GC (Média ± DP), concluindo-se que estas variáveis, de força, funcionalidade e estrutura muscular, são potenciais indicadores na previsão de lesões associadas aos grupos musculares em questão.

Palavras chave: futebol/futsal, articulação do joelho, lesão muscular, músculo quadríceps, músculos isquiotibiais.

ABSTRACT

This study aimed to predict the risk of muscle injury, specifically of the quadriceps muscle and hamstring muscles, in a population linked to competitive soccer or futsal practice.

For this, it had a sample of 31 individuals divided into a control group (CG, n = 16), consisting of exercise practitioners but without competitive sports, and a group of footballers (GF, n = 15), composed of federated soccer / futsal athletes.

All subjects performed the following tests: strength evaluation on an isokinetic dynamometer to both lower limbs, in concentric and eccentric action, for knee flexors and extensors, at angular velocity of 60°/s and 180°/s; a functional jump test, called drop vertical jump (DVJ); an EMG recording of the rectus femoris (RF) and anterior tibialis (TA) muscles; a knee ultrasound, focusing on the quadriceps muscle-tendon unit (UMT); a measurement of the perimeters of the lower limb, hip and waist.

In the 6 months after data collection, it was found that 4 of the GF athletes contracted knee injuries. Thus, for analysis of the results, the GF was considered as the group of athletes who did not suffer any type of injury (n = 11) and the 4 athletes who suffered injury formed the group of injured footballers (GFL, n = 4). In the presentation of the results were highlighted the variables in which the individuals of the GFL did not have their value framed with a reference value of the CG (Mean \pm SD), concluding that these variables, of strength, functionality and muscular structure, are potential predictors of injury associated with the muscle groups in question.

Key Words: soccer / indoor soccer; knee joint; muscle injury; quadriceps muscle; hamstring muscles.

LISTA DE ABREVIATURAS

AJ – Articulação do Joelho

AST – Área de Secção Transversa

CIDAF - Centro de Investigação do Desporto e da Actividade Física

CMAE – Ciclo Muscular Alongamento – Encurtamento

CPM - Cadeia Pesada da Miosina

CVM – Contração Voluntária Máxima

DEXA – Densitometria (Dual energy x-ray absorptiometry)

DMIE – Dano Muscular Induzido pela Exercício

DOM's - Dor Muscular de Início Tardio

DVJ – Drop Vertical Jump

EMG – Eletromiografia

ESTeSC – Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra

EVM – Excitação Voluntária Máxima

FPF – Federação Portuguesa de Futebol

GC – Grupo de Controlo

GF – Grupo de Futebolistas

GFL – Grupo de Futebolistas com Lesão

Icon – Torque Concêntrico dos Isquiotibiais

Icon/Qcon – Rácio Convencional Concêntrico

Iexc – Torque Excêntrico dos Isquiotibiais

Iexc/Qcon - Rácio Funcional de Extensão

Iexc/Qexc – Rácio Convencional Excêntrico

IFR – Índice de Força Reactiva

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

MD – Membro Dominante

MnD – Membro não Dominante

PT – Pico de Torque

RDF – Rácio de Desenvolvimento de Força

RF – Reto Femoral

TA – Tibial Anterior

TDF – Taxa de Desenvolvimento de Força

UMT – Unidade Músculo - Tendão

VL – Vasto Lateral

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. – Caracterização dos grupos da amostra segundo as variáveis de idade, altura, peso e índice de massa corporal.

Tabela 2. – Perímetros da cintura e anca e percentagens de massa gorda e magra (Média \pm DP).

Tabela 2.1. – Perímetros da cintura e anca e percentagens de massa gorda e magra, para os indivíduos do GFL.

Tabela 3. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Tabela 3.1. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 3.2. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 4. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s. (Médias e DP)

Tabela 4.1. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 4.2. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 5. – Correlação do peak torque do músculo quadríceps entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

Tabela 6. – Correlação do peak torque dos músculos isquiotibiais entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

Tabela 7. – Correlação do peak torque da tensão total dos músculos quadríceps entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase excêntrica.

Tabela 8. – Correlação do peak torque da tensão total dos músculos isquiotibiais entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase excêntrica.

Tabela 9. – Rácio Convencional Icon/Qcon (%) na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e de 180°/s. (Média e DP)

Tabela 9.1. – Rácio Convencional Icon/Qcon (%) na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 10. – Rácio Convencional (%) I_{exc}/Q_{exc} na fase excêntrica, nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s. (Médias e DP)

Tabela 10.1. – Rácio Convencional (%) I_{exc}/Q_{exc} na fase excêntrica, nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 11. – Rácio Funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} (%) para o peak torque dos isquiotibiais e do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. (Médias e DP)

Tabela 11.1. – Rácio Funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} (%) para o peak torque dos isquiotibiais e do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 12. – Torques do músculo quadríceps e do tendão quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Tabela 12.1. – Torques do músculo quadríceps e do tendão quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 13. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps de ambos os membros, na velocidade angular de 60°/s.

Tabela 14. – Torque do músculo quadríceps, do tendão quadríceps e dos músculos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s. (Médias e DP)

Tabela 14.1. – Torque do músculo quadríceps, do tendão quadríceps e dos músculos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 15. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps de ambos os membros, na velocidade angular de 180°/s.

Tabela 16. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Tabela 16.1. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 17. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, na velocidade angular de 60°/s.

Tabela 18. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s. (Média e DP)

Tabela 18.1. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

Tabela 19. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, na velocidade angular de 180°/s.

Tabela 20. – Ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores no momento de repouso e no momento de receção ao solo, referente ao teste DVJ. (Médias e DP)

Tabela 20.1. – Ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores no momento de repouso e no momento de receção ao solo, referente ao teste DVJ, para os indivíduos do GFL.

Tabela 21. – Variáveis do teste DVJ bilateral, tempo de contacto com o solo, altura do salto e potência do salto. (Médias e DP)

Tabela 21.1. – Variáveis do teste DVJ bilateral, tempo de contacto com o solo, altura do salto e potência do salto, para os indivíduos do GFL.

Tabela 22. – Correlação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto no teste DVJ.

Tabela 23. – Correlação entre a altura do salto e a potência do salto, no teste DVJ.

Tabela 24. – Espessura do músculo reto femoral e do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias. (Médias e DP)

Tabela 24.1. – Espessura do músculo reto femoral e do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias, para os indivíduos do GFL.

Tabela 25. – Correlação entre a espessura do reto femoral e a sua área de secção transversa em ambos os membros.

Tabela 26. – Correlação entre a área de secção transversa do músculo reto femoral e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

Tabela 27. – Correlação entre a espessura do músculo reto femoral e o ângulo de ocorrência peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps, do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s.

Tabela 28. – Espessuras do tendão quadríceps, ligamento patelar proximal e distal, referentes ao membro dominante e ao membro não dominante. (Médias e DP)

Tabela 28.1. – Espessuras do tendão quadríceps, ligamento patelar proximal e distal, referentes ao membro dominante e ao membro não dominante, para os indivíduos do GFL.

Tabela 29. – Medições da área de secção transversa do músculo reto femoral e do ângulo de penação do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias. (Médias e DP)

Tabela 29.1. – Medições da área de secção transversa do músculo reto femoral e do ângulo de penação do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias, para os indivíduos do GFL.

Tabela 30. – Correlação entre a área de secção transversa do músculo reto femoral e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

Tabela 31. – Avaliação dos perímetros do membro dominante e do membro não dominante. (Médias e DP)

Tabela 31.1. – Avaliação dos perímetros do membro dominante e do membro não dominante, para os indivíduos do GFL.

Tabela 32 – Correlação entre a área de secção transversa do reto femoral e os perímetros proximal, medial e distal de ambos os membros.

Tabela 33. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate. (Médias e DP)

Tabela 33.1. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate, para os indivíduos do GFL.

Tabela 34. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro não dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate. (Médias e DP)

Tabela 34.1. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro não dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate, para os indivíduos do GFL.

ÍNDICE DE IMAGENS

Fig 1. – Disposição da caixa de 30 cm e das células do equipamento *OptoJump Next*, durante a realização do DVJ.

Fig 2. – Medição do ângulo de alinhamento do joelho com o software *Kinovea*, no momento de repouso.

Fig 3. – Medição do ângulo de alinhamento do joelho com o software *Kinovea*, no momento de receção ao solo.

Fig 4. – Output do programa do equipamento *OptoJump Next*.

Fig 5. – Fixação dos sujeitos para os registos no dinamómetros *Biodex Multijoint System 3 Pro*.

Fig 6. – Aquecimento no cicloergómetro *Monark Ergomedic Pico de 894E*.

Fig 7. – Equipamento de eletromiografia muscular, *ME6000 Muscle Tester MT-M6T4-0-10EN*.

Fig 8. – Exemplo de colocação dos eletrodos e conexão do equipamento antes da realização do teste de remate.

Fig 9. – Equipamento utilizado para aquisição de imagens, *Siemens® Modelo Acuson MX3 Elite*.

Fig 10. – Curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta (SO) e da fibra muscular de contração rápida (FG). (Knudson, 2007)

Fig 11. - Curva de tensão ativa e passiva na variação angular. (Brughelli e Cronin, 2017)

Fig 12. - Curva de Força-Comprimento total do músculo. (Brughelli e Cronin, 2017)

Fig 13. – Representação esquemática do sistema de amortecimento tendão – músculo. (Roberts e Konow, 2013)

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	1
RESUMO	2
ABSTRACT	3
LISTA DE ABREVIATURAS	4
ÍNDICE DE TABELAS	6
ÍNDICE	12
INTRODUÇÃO	14
REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1. Anatomia do Joelho	16
2.2. Avaliação de Força Isocinética	16
2.3. Área de Secção Transversa (AST)	19
2.4. Drop Vertical Jump	20
2.5. Contração Excêntrica	23
2.6. Eletromiografia Muscular	27
2.7. Prevenção de Lesões do Joelho	30
2.7.1 Lesões Musculares	30
2.7.2. Lesões Tendinosas e Ligamentares	32
OBJETIVO	35
METODOLOGIA	35
4.1. Caracterização e Seleção da Amostra	36
4.2. Instrumentos e Procedimentos	37
4.2.1. Protocolo Drop Vertical Jump	37
4.2.2. Protocolo de Força no Dinamómetro Isocinético	40
4.2.3. Protocolo de Eletromiografia Muscular	44
4.2.4. Protocolo de Ecografia do joelho	46
4.2.5. Protocolo de Medição de Perímetros	47
4.3. Procedimento Estatístico	47
RESULTADOS	48
5.1. Caracterização Amostra	48
5.2. Parâmetros da Avaliação de Força Isocinética	49

5.2.1. Dados no Ângulo de Ocorrência do PT do Teste Excêntrico	64
5.3. Parâmetros do Teste Drop Vertical Jump.....	73
5.4. Parâmetros Ecografia ao Membro Inferior.....	76
5.5. Medição de Perímetros dos Membros Inferiores	82
5.6. Parâmetros de Eletromiografia Muscular	85
6.1. Análise dos Parâmetros da Avaliação de Força Isocinética	89
6.2 Análise dos Parâmetros do Drop Vertical Jump.....	98
6.3. Análise do Parâmetros da Ecografia ao Membro Inferior.....	101
6.4. Análise dos Perímetros do Membro Inferior.....	103
6.5. Análise do Parâmetros da Eletromiografia Muscular.....	103
CONCLUSÕES.....	104
REFERÊNCIAS.....	107

INTRODUÇÃO

Cada vez mais, o desporto é visto pela sociedade como um importante factor para a nossa saúde física e até mental. É sabido que o corpo humano foi biologicamente desenhado para mexer, trabalhar e movimentar-se com o intuito de sobreviver, sendo que isto justifica o facto de a atividade física ser tão benéfica para a saúde. O presente estudo pretendeu focar-se numa vertente de prognóstico, no sentido da previsão de lesões que podem decorrer da prática competitiva no desporto.

Interpretando o desporto na sua vertente competitiva, as cargas, intensidades e volumes de esforço que são exigidos aos atletas podem levar a sobrecargas que expõem as estruturas como o músculo-esquelético à ocorrência de lesões. Estes riscos associados à prática competitiva despertam a necessidade de prever e antecipar a ocorrência de lesões, de forma a que possam ser prevenidas. Estando as modalidades de futebol/futsal bem disseminadas em Portugal, como demonstram os dados da federação portuguesa de futebol (FPF), em 2019, nos escalões de seniores e juniores, Portugal contou com um total de 180.119 atletas federados a praticarem futebol ou futsal (site federação de futebol), o que confere relevância à dedicação de atenção sobre a saúde física destes atletas.

Tendo em conta que a articulação do joelho (AJ), é vulnerável a vários tipos de lesão, este estudo irá focar-se predominantemente em lesões do tipo muscular, não descartando que existem outros tipos de lesão (osteoarticular, ligamentar, tendinosas etc.) muito relevantes para o entendimento da saúde do joelho. Assim, sendo o sistema músculo-esquelético bastante afetado pelo aumento de cargas e intensidades que o desporto exige, é necessário estar devidamente condicionado e preparado de forma a ser possível evitar lesões que comprometam a saúde muscular do atleta. Para monitorar isto, é necessário conhecer alguns parâmetros associados à força, qualidade e funcionalidade que tornam um músculo saudável, ou não, estando a par de toda a informação relevante sobre o tema na literatura, e procurando definir quais os testes mais eficazes na identificação de fragilidades musculares comprometedoras.

REVISÃO DE LITERATURA

Faz parte do saudável nascimento de um estudo, o fundado conhecimento sobre o tema a tratar, que tornará possível direcioná-lo pelos melhores caminhos e, procurar que, no final, chegue a bom porto. Desta forma, vários aspetos afetos ao tema que este estudo pretende abordar.

Tendo em conta o estudo realizado, é importante conhecer as avaliações que o constituem, definindo os parâmetros de interesse e a forma como os utilizar para chegar ao objetivo do estudo. Só assim é possível atingir conclusões fiáveis e que ajudem a perceber qual o risco de uma lesão muscular das estruturas associadas ao joelho.

É importante conhecer a forma como ocorre a hipertrofia, o desenvolvimento saudável do músculo e os mecanismos biológicos que envolvem o dano muscular, tanto a nível mecânico, procurando entender o funcionamento da produção de força e das contrações excêntricas, como a nível nervoso e da capacidade de ativação muscular. Será importante aprofundar estes conhecimentos para poder explorar o melhor possível as relações entre estes fatores associados às lesões e estruturas musculares da articulação do joelho. Relativamente às lesões musculares associadas à articulação do joelho, é importante conhecer os seus fatores de risco, tipologia, possibilidades de triagem e existentes programas de prevenção.

Serão estudados os mecanismos de força muscular e associados os seus resultados com possíveis riscos para a integridade do músculo, verificando se existe força suficiente para estabilizar ações de extensão e flexão através do equilíbrio entre a força dos grupos musculares envolvidos, bem como se a produção de força é simétrica entre os membros. No mesmo sentido, uma tarefa funcional, como o drop vertical jump, é capaz de dar informação sobre a performance das estruturas musculares na realização desta tarefa, sendo possível relacionar estes dados com os resultados de força registados em testes isocinéticos, de forma a tentar sugerir conclusões sobre a integridade muscular. Conhecendo as características e propriedades da unidade músculo - tendão e o seu comportamento durante contrações excêntricas, dados sobre a morfologia do tendão do músculo quadríceps podem ser relevantes e relacionar-se com os valores de força isocinética ou com a performance durante o drop vertical jump. Por fim, a recolha de dados sobre activação muscular também pode fornecer informação sobre a qualidade de

atividade elétrica e dar a entender se essa função muscular poderá estar a comprometer a saúde do músculo.

2.1. Anatomia do Joelho

A AJ é a maior das articulações do corpo humano. É uma articulação bi-condilar, formada pelo encontro de três ossos (fêmur, tíbia e patela), que estão conectados através de vários ligamentos e estabilizados por duas massas cartilaginosas, os meniscos medial e lateral, amortecendo as cargas e impactos entre o fêmur e a tíbia de forma a evitar o desgaste das suas cartilagens (Standring, 2016). A patela é anterior à articulação de forma a protegê-la e é suportada anteriormente pelo tendão do músculo quadríceps, e a sua continuação como ligamento patelar com aproximadamente 8 centímetros, inserindo-se na tuberosidade anterior da tíbia, sendo estes os principais responsáveis pela força e distribuição de cargas na articulação. A função estabilizadora da articulação do joelho, procura evitar movimentos perigosos mantendo as estruturas unidas, é atribuída aos ligamentos, passando os principais ligamentos pelo ligamento patelar na sua porção proximal e distal; os dois ligamentos colaterais, que estão localizados no lado medial e lateral da articulação, estendendo-se desde os epicôndilos femorais até ao menisco medial e a cabeça fibular, respetivamente, procurando evitar movimentos no plano frontal, que não são naturais à articulação; e ainda os dois ligamentos cruzados, anterior e posterior, que estão situados no interior da articulação ligando o fêmur e a tíbia, cruzando-se na forma de um X entre a zona anterior e zona posterior dos dois ossos, evitando que a tíbia, quando sujeita a cargas, se desloque anterior ou posteriormente em relação ao fêmur (Standring, 2016).

A AJ está sujeita a grandes cargas, uma vez que sustenta a maior parte da massa corporal, as forças que atuam sobre ela são grandes, principalmente em ações dinâmicas como corridas ou saltos. Sendo a AJ uma articulação incongruente, torna-se bastante instável e as estruturas que a envolvem desde os músculos, tendões e ligamentos vão ser os responsáveis por produzir e absorver energia de forma mantê-la estável, saudável e dentro dos seus planos naturais de mobilidade (Standring, 2016).

2.2. Avaliação de Força Isocínética

Tendo em conta a importância da produção de força para a funcionalidade do músculo é normal que conhecê-la e medi-la, quantitativamente, seja de grande utilidade para perceber se o músculo é saudável e apresenta riscos de lesão ou não. Os grandes grupos musculares responsáveis pela extensão e flexão do joelho podem ser avaliados de forma obter informação, com várias formas para se explorarem.

A avaliação de força isocinética é o método mais utilizado, tanto em práticas clínicas como de investigação, para avaliar a função e força muscular. No entanto, as investigações desta avaliação indicam que os protocolos de medição utilizados no dinamómetro devem ser bem estabelecidos conforme as intenções e informação que se pretende alcançar (Gleeson e Mercer, 1996). A AJ está amplamente revista na literatura quanto a produção de força isocinética (Kannus, 1994).

Segundo Cabri (1991), a avaliação da força é essencial para o diagnóstico da disfunção neuromuscular e músculo esquelética, sendo que dos parâmetros de medida de força isocinética, o pico de torque é a medida mais consensual (Gleeson e Mercer, 1992a) pela sua confiabilidade e sensibilidade entre os índices de força isocinética que são usados com frequência na literatura, demonstrando o menor erro de medição. (Gleeson e Mercer, 1996) O pico de torque refere-se à maior saída de torque da articulação produzida pela ação muscular, quando o membro se move em torno de um eixo e através de uma amplitude de movimento.

Índices compostos, como razão de peak torque (PT) e índices específicos de ângulo próximos aos extremos da amplitude de movimento, frequentemente demonstram maior erro de medição e confiabilidade mais fraca. Em geral, as medidas realizadas nas velocidades de movimento lento dos membros (60°/s) demonstram menos erros de medição do que aqueles realizados em velocidades moderadas (180°/s) (Gleeson e Mercer, 1996).

A validade de predição da dinamometria isocinética como discriminador da predisposição à lesão músculo-esquelética pode ser apoiada se os indivíduos que relataram lesão no joelho tivessem demonstrado insuficiência ou disfunção prévia na capacidade de força isocinética das pernas em comparação com os não lesionados, ou em comparação com seu próprio membro não lesionado (Gleeson e Mercer, 1996).

Em muitas modalidades desportivas, uma grande parte de lesões ocorrem devido à existência de défices de força nas relações agonista/antagonista, coisa que cria desequilíbrios que podem culminar em traumatismos tanto a nível muscular, como articular e ligamentar, pelo que o estudo nesta área pode ser muito efetivo em termos de

prevenção. Neste sentido, Sugiura et al. (2008) estudou a ocorrência, em 30 sprinters de elite, de lesões nos músculos isquiotibiais. Para isto, acompanharam até ao final da época uma equipa e verificaram que seis indivíduos acabaram o ano de observação lesionados, sendo que as lesões ocorreram sempre no membro inferior mais fraco. A lesão nos músculos isquiotibiais, em sprinters de elite, foi associada à fraqueza durante a ação excêntrica dos isquiotibiais e fraqueza durante a ação concêntrica dos extensores da anca, mas somente quando testado a uma velocidade mais lenta de 60°/s (Sugiura et al; 2008). A AJ está amplamente revista na literatura quanto a produção de força isocinética. O rácio de força flexor/extensor dos grupos musculares do joelho tem sido implicado como marcador de risco de lesão (Kannus, 1988). As forças observadas em avaliações de força de segmentos e membros são relacionadas em rácios que demonstram o equilíbrio entre as forças. Dos rácios existentes, o mais utilizado é o de ação concêntrica dos Isquiotibiais (Icon) sobre a ação concêntrica do Quadríceps (Qcon), representado como Icon/Qcon. Nesta relação de flexão/extensão do joelho, a extensão deve exceder em força a flexão. Sendo aceite por vários autores o rácio “normal” de 0.6/60 % ou de 0.5/50 % a 0.8/80 % como ferramenta de prevenção e reabilitação de lesões (Heiser et al; 1984) (Baltzopoulos e Brodie, 1989) (Kannus, 1994). Por outro lado, Dvir et al. (1989), descreveu um rácio funcional a que se referiu como “rácio de controlo dinâmico”. No caso do presente estudo, pretende forçar-se no rácio funcional de extensão, correspondente à ação de um remate, que inclui a contração Qcon e a contração excêntrica dos isquiotibiais (Iexc), representando-se o rácio como Iexc/Qcon. O rácio funcional de extensão Iexc/Qcon de 1 indica que os isquiotibiais em ação excêntrica têm a capacidade de travar completamente a ação do quadríceps em contração concêntrica. Isto ajudaria a reduzir o deslocamento anterior da tibia sobre fêmur e impedir a hiperextensão do joelho (Coombs e Garbutt, 2002), bem como proteger os músculos isquiotibiais de possíveis distensões, gerados pela incapacidade destes para responder a forças geradas pelo quadríceps. No entanto, o rácio Iexc/Qcon aumenta em aproximação à extensão total (Aagaard et al; 1998) e em velocidades angulares maiores (Aagaard et al; 1995), isto porque existe uma diminuição no momento concêntrico do quadríceps dos 90° para os 0° (extensão total), enquanto que o momento excêntrico dos isquiotibiais se mantém relativamente constante, sendo também que a força concêntrica diminui com o aumento da velocidade enquanto que a força excêntrica tende a aumentar com a velocidade. Estudos recentes vieram reafirmar a confiabilidade destes rácios, tanto o convencional como o funcional, através de uma única recolha com um dinamómetro que consiga uma taxa de amostragem de pelo menos 100

Hz (Duarte et al; 2018). Os autores conseguiram resultados que evidenciam que na velocidade angular de 60°/s vários indicadores podem ser considerados confiáveis para avaliar a força e a função muscular, passando pelo PT, torque em ângulos específicos, rácios convencionais e funcionais e estes mesmos rácios em ângulos específicos.

Avaliando a força máxima dos músculos da coxa de um conjunto de indivíduos, é também útil a verificação da simetria entre os dois membros, uma vez que grandes assimetrias podem sobrecarregar um dos membros e fomentar lesões. Segundo a informação recolhida, a maior parte dos autores, para uma variável como o PT, os valores de assimetria não devem ultrapassar os 10 % entre os dois membros (Impellizzeri et al; 2007) (Rahnama et al; 2005) (Lanshammar e Ribom, 2011), já valores a cima dos 15 % podem sugerir um risco de lesão aumentado e valores a cima de 20 % demonstram que o atleta têm uma grande predisposição para lesão (Stastny et al; 2018). Segundo Fousekis et al. (2010), a competição futebolística a nível profissional, provoca adaptações críticas na força muscular sobre a AJ e a articulação do tornozelo. O estudo deste autor apurou que as assimetrias de força isocinética e os desequilíbrios das relações de força recíprocas, tendem a ser mais prevalentes em jogadores com idade de treino curta ou intermédia, enquanto jogadores com alta experiência em treino profissional adotam um uso mais simétrico de seus membros inferiores. Já os resultados verificados no estudo de Daneshjoo et al. (2013), sugerem que as cargas musculares resultantes da prática futebolística pelo tempo, juntamente com o maior uso da perna dominante, podem resultar em um aumento das assimetrias bilaterais da força concêntrica do músculo quadríceps na perna dominante.

2.3. Área de Secção Transversa (AST)

A AST muscular é um indicador que dá conta do tamanho do músculo, quanto maior a área maior será a quantidade de fibras disponíveis para produzir força muscular, estabelecendo-se uma ligação entre a AST muscular e o potencial de força do músculo. Um treino de resistência com tempo suficiente, gera efeitos hipertróficos e, portanto, a AST aumenta numa relação direta com o aumento da carga de trabalho e desenvolvimento de tensão (Farthing e Chilibeck, 2003).

O aumento da AST está diretamente relacionado com a hipertrofia muscular, no entanto não existe aceitação científica quanto à possibilidade acontecer hiperplasia. Seja hipertrofia ou hiperplasia, o facto é que a AST aumenta como resposta ao treino, em

reflexo à subida do teor de miofibrilas em cada fibra muscular (Goldspink e Harridge, 2003). Segundo Friedmann-Bette (2010) e Goldspink (2003), a hipertrofia é um produto da regulação positiva de genes envolvidos em mecanismos anabólicos e da ativação/proliferação de células satélite. A forma como o organismo recebe, a nível molecular, a sinalização mecânica proveniente do exercício, passa pela sobrerregulação de mensageiros primários e secundários dentro da cascata de sinalização para ativar e/ou reprimir geneticamente a síntese/degradação de proteínas (Coffey e Hawley, 2007). Sendo que as proteínas estão constantemente a ser sintetizadas e degradadas, mesmo em músculos adultos, a acumulação de proteínas só é possível quando a taxa síntese/degradação proteica tem um saldo positivo, conduzindo o organismo à hipertrofia e aumento da AST (Goldspink e Harridge, 2003). Schoenfeld (2010), existem três fatores que mediam a respostas de sinalização hipertrófica à carga mecânica, sendo estes a tensão mecânica, o dano muscular induzido pelo exercício (DMIE) e o stress metabólico. A contração excêntrica e até mesmo apenas o alongamento das UMT, parecem regular positivamente a síntese proteica, o que explica não apenas os aumentos na AST, mas também os aumentos no comprimento fascicular com o treino excêntrico (Goldspink e Harridge, 2003) (Coffey e Hawley, 2007) (Baroni et al; 2013).

Trabalhos de Franchi et al. (2014), referiram que os reflexos distais de hipertrofia muscular demonstram os efeitos do treino excêntrico na quantidade de sarcómeros em serie, em contraste, o treino concêntrico aumenta AST medialmente através da adição de sarcómeros em paralelo. Esse mecanismo também explicaria o aumento do ângulo de penação do fascículo com treino concêntrico.

A informação existente atualmente, leva a crer que a resposta inflamatória aguda associada a contrações excêntricas e à DMIE, provoca a libertação de fatores de crescimento que controlam processos anabólicos e a ativação/proliferação celular, via células satélite (Schoenfeld, 2010).

2.4. Drop Vertical Jump (Queda com Salto Vertical)

O presente estudo pretendeu avaliar a função muscular e o seu risco de lesão, sendo que para isso é bastante útil possuir informação sobre a realização de um teste funcional que recrie o melhor possível uma situação real, tornando a informação mais fidedigna. O DVJ é um teste onde é avaliada a capacidade funcional dos membros inferiores durante uma ação de absorção de energia de uma queda e imediata transmissão para um salto vertical

de elevação máxima. Esta ação envolve a passagem pelo ciclo muscular alongamento - encurtamento (CMAE), pelo que é bastante importante a capacidade dos tendões de absorver e dissipar energia mecânica elasticamente, protegendo os músculos e favorecendo a performance (Roberts e Konow, 2013). O CMAE reúne uma contração muscular excêntrica imediatamente seguida de uma contração concêntrica. Esta sequência excêntrica/concêntrica torna a contração concêntrica mais potente do que seria se fosse realizada isoladamente, movendo a curva força-velocidade para a direita. Como referido, este efeito é conseguido pelo aproveitamento da energia elástica conseguida durante a fase excêntrica do movimento, armazenando e reutilizando a energia através dos componentes elásticos do músculo e, principalmente, do tendão. No entanto, esta energia elástica vai ser aproveitada tanto melhor quanto menor for a transição entre as fases excêntrica e concêntrica (Flanagan e Comyns, 2008), sendo que os índices de força reactiva são altamente correlacionados com o tempo de contacto no DVJ. Tendo em conta que o conceito de potência muscular segue os princípios da relação força – velocidade, a capacidade do músculo para produzir força e encurtar rapidamente são fatores determinantes e, desta forma, uma melhor capacidade para recrutar rapidamente unidades motoras maiores (do tipo IIa e IIx) e maior frequência de disparo das unidades motoras, significam maior potência muscular (Cormie et al; 2011). Para conseguir aumentar a velocidade de recrutamento de unidades motoras maiores é possível diminuir o limiar de recrutamento (Van Cutsem et al; 1998) ou fazer um recrutamento preferencial. Existem também outros mecanismos propostos para explicar o efeito do CMAE no aumento da potência, tendo sido proposto que o pré alongamento que acontece pode aumentar a contração concêntrica através de uma potenciação nervosa da estrutura contrátil do músculo durante a fase excêntrica, permitindo que um maior número de unidades motoras seja recrutado durante a contração concêntrica (Van Ingen Schenau et al, 1997). Para um CMAE ser considerado como rápido ou lento, alguns estudos (Schmidtbleicher, 1992) apontam tempos de 250 milissegundos como o limiar. Muitos treinadores utilizam estes valores como uma medida de “explosividade” para os seus atletas, se os indivíduos apresentarem tempos de contacto muito altos, isto sugere que a intensidade do exercício é demasiado alta, devendo, no caso do DVJ, ser diminuído a altura da caixa.

Segundo informação recolhida por Douglas et al. (2016), o treino excêntrico tem vantagem sobre o treino concêntrico ou tradicional no que toca a melhorias na potência muscular e desempenho em CMAE, sendo que os relatos sobre o efeito no chamado rácio de desenvolvimento de força (RDF) não são concordantes. Foi sugerido que as vantagens

do treino excêntrico possam estar relacionadas com aumentos das forças excêntrica e concêntrica, uma melhor capacidade para recrutar rapidamente maiores unidades motoras, alterando o fenótipo muscular para um com características mais rápidas e uma fase excêntrica mais funcional dentro do CMAE.

Papadopoulos et al. (2014) verificaram no seu estudo que um protocolo excêntrico de legpress não provocou alterações significativas nos ângulos das articulações do tornozelo, anca e joelho durante a fase excêntrica de recepção ao solo do DVJ, o que resultou em bons resultados. Foi sugerido pelos autores, que o aumento da rigidez articular, durante a fase excêntrica do CMAE, terá permitido um melhor aproveitamento da energia elástica das componentes passivas da UMT, tendo isto permitido ao músculo trabalhar numa velocidade mais próxima daquela que é a sua ideal para alongamento e encurtamento.

Dos parâmetros obtidos durante o DVJ, os valores de potência são os que melhor representam a função muscular. Matic et al. (2015), encontrou uma relação entre força e altura de salto, verificando indivíduos mais fortes tenderam a saltar mais alto. As medições de potência são consideradas muito importantes para a avaliação do processo de treino na maioria das modalidades, uma vez que a potência desempenha um papel-chave no sucesso desportivo (Siff, 2000). Os valores relativos de potência nas quedas de 0,32 a 0,59 metros apresentados na literatura, variam de 30 W a 40 W por kg de massa corporal do jogador. (Pietraszewski e Rutkowska, 2011).

Tendo em conta que o DVJ é um teste em que ocorre o CMAE, é importante ter em atenção as componentes elásticas atribuídas ao tendão durante este ciclo e que contribuem para a potência gerada. Os tendões podem agir para aumentar a produção de energia ou diminuir a taxa de entrada de energia para o músculo apenas redistribuindo o trabalho no tempo. Durante o ciclo alongamento – encurtamento, o tendão comporta-se como um “amplificador de potência”, uma vez que, através da sua natureza elástica, absorve energia proveniente da queda e acrescenta-a à contração seguinte utilizada para o salto (Roberts e Konow, 2013). Para atividades de alta potência, como salto ou aceleração, a liberação rápida de energia armazenada no tendão pode fornecer saídas de potência que excedem a capacidade de produção de energia dos músculos (Roberts e Azizi, 2011). O CMAE é tanto melhor quanto maior for a rigidez dos tecidos moles. Segundo Elmer (2012) e Liu (2013), o treino excêntrico é capaz de aumentar a rigidez dos tecidos moles, proporcionando um efeito mola superior, coisa que não aconteceu em indivíduos treinados concentricamente. Já o salto apenas com agachamento, que não envolve o CMAE e reflete apenas a potência muscular, é capaz de beneficiar de treino concêntrico,

apesar do treino excêntrico proporcionar benefícios ainda maior a nível de desempenho (Friedmann-Bette et al; 2010) (Gross et al. 2010).

O DVJ é um teste bilateral já largamente reconhecido como um identificador de fatores de risco para lesões do joelho (Mizner et al; 2012). É um dos mais utilizados na identificação do movimento valgu do joelho durante uma tarefa dinâmica. O “valgus dinâmico do joelho” é um importante factor de predisposição para lesões dos ligamentos da AJ, mais especificamente os cruzados anteriores, e caracteriza-se como um padrão de movimento constituído por abdução excessiva do joelho combinada com adução femoral e rotação interna e relativa rotação tibial externa. (Hewett et al. 2005) (Alentorn-Geli et al; 2009a). Outras das vantagens do DVJ é ser facilmente replicável, sendo que, através de uma filmagem do plano frontal durante a realização, é possível determinar o ângulo do joelho no plano frontal na relação dos segmentos da coxa e perna, sendo este normalmente conhecido como o ângulo de projeção no plano frontal (Willson e Davis, 2008). Outra ferramenta utilizada para análise de vídeo do DVJ é a medição da distância entre os joelhos (Barber-Westin et al; 2010) ou mesmo um rácio da distância entre os tornozelos para a distância entre os joelhos (Mizner et al; 2012), sendo estas igualmente viáveis. De qualquer das formas, o DVJ permite determinar de forma consistente a capacidade de alinhamento dos segmentos do membro inferior numa tarefa de alta velocidade que pode demonstrar fragilidades que representem risco de lesão para o indivíduo.

2.5. Contração Excêntrica

A ação muscular excêntrica acontece em situações em que a carga externa aplicada ao músculo excede a força a ser produzida pelo próprio músculo ou grupo muscular. (Lindstedt et al; 2001) Desta forma, a força de tensão total produzida pela UMT durante um contração excêntrica, inclui a força/tensão ativa produzida pelo músculo e tensão passiva de responsabilidade dos tecidos moles, maioritariamente os tendões (Hortobagyi e Katch, 1990). Uma vez que a determinação de carga de trabalho é feita a partir da força concêntrica, a fase excêntrica tende a ser menos estimulada, não se aproveitando todo o potencial de treino fornecido pelo trabalho excêntrico. Segundo evidências encontradas por Roig et al. (2009), os programas de treino de resistência com componente excêntrica satisfatória conseguem alcançar adaptações neuromusculares superiores às de programas de resistência concêntricos, sem foco excêntrico. Sendo que, excentricamente, é possível

trabalhar com cargas superiores à força concêntrica máxima (1RM ou CVM), normalmente também são conseguidos maiores aumentos gerais de força do que no treino tradicional concêntrico (English et al; 2014) (Malliaras et al; 2013). A velocidade de contração muscular é um fator com influência, tendo sido observados maiores aumentos na força excêntrica em treinos realizados a velocidades altas do que em velocidades mais baixas (Farthing e Chilibeck, 2003), induzindo melhores resultados de força, potência e um CMAE mais funcional. O aumento na força excêntrica é tanto mais pronunciado quando a velocidade de teste corresponde à usada em treino. Neste contexto, é importante conhecer ao certo os fatores responsáveis pelo, já referido, RDF contrátil, sendo estes a força muscular, a AST, o tipo de fibras existentes e a composição da cadeia pesada da miosina (CPM), as propriedades visco elásticas da UMT e a movimentação neural, sendo que a contribuição relativa de cada um destes fatores depende do intervalo de tempo do RDF contrátil (Andersen e Aagaard, 2006). Segundo Oliveira et al. (2016), numa fase inicial do RDF (< 100 ms), parece existir uma contribuição relevante da condução neural em combinação a composição da CPM, e numa fase tardia do RDF (> 100 ms) as melhorias parecem estar ligadas à condução neural, AST do músculo e resistência à tração do tendão / aponeurose. Para além disto, Andersen e Aagaard (2006), verificaram que muito cedo no RDF (< 40 ms) os valores dependiam preferencialmente do próprio RDF contrátil do que da produção de força máxima, sendo que a partir dos 90 ms a força máxima passa a ser predominante, com 52-81 % de influência sobre o RDF. Neste sentido, a contribuição da rigidez do tendão para o RDF , entre os 0 e 200 ms, foi identificada como sendo de 30 % (Bojsen-Moller et al; 1985). Tendo em conta protocolos com treino isométrico, que se baseia numa ação muscular “balístico-intencional”, estudos presentes na literatura demonstraram que a intenção de agir explosivamente é bastante importante para o RDF tanto inicial como tardio (de Oliveira et al; 2013) (Tillin et al; 2012).

O tipo de contração parece alterar os perímetros musculares e hipertrofiar regiões específicas, o treino excêntrico tende a induzir aumentos maiores no tamanho do músculo distal, enquanto a hipertrofia do músculo médio ocorre em maior extensão após treino concêntrico (Franchi et al; 2014). Outros fatores também parecem afetar a magnitude dos efeitos do treino excêntrico na hipertrofia muscular, como sendo a intensidade e velocidade da contração muscular. English et al. (2014) verificou que, mesmo dentro de condições de treino supramáximas (a cima do 1 RM), existem diferenças hipertróficas entre treino mais intenso ou menos intenso e o mesmo acontece quando as velocidades

de trabalho são mais rápidas (180/s), como verificado por Farthing e Chilibeck (2003). Quando analisadas as repostas específicas dos tipos de fibras (via biopsia muscular e microscopias eletrônica) ao treino excêntrico, vários autores (Friedmann-Bette et al; 2010) (Vikne et al; 2006) verificaram um maior aumento na área das fibras do tipo II em relação ao treino concêntrico ou tradicional, bem como melhorias na manutenção ou aumento na área das fibras do tipo IIX (Friedmann-Bette et al; 2010).

Não fugindo ao objetivo deste estudo, a contração excêntrica é um fator bastante relevante na medida em que todas estas suas características a tornam a responsável por grande parte das situações de dano muscular. Como já referido, o facto de a contração muscular ocorrer simultaneamente ao alongamento da UMT, é por si só um fator de risco se as estruturas da UMT não estiverem bem condicionadas. Embora as lesões musculares por distensão sejam desencadeadas pela interação de vários fatores, o evento precipitante das distensões é, frequentemente, uma ação excêntrica (Kirkendall e Garrett, 2002).

Neste sentido, é natural existir uma maior propensão DMIE's quanto se treina e trabalha excêntricamente, uma vez que estas ações combinam cargas absolutas mais altas e menos unidades motoras recrutadas, criando níveis de tensão mecânica muito grandes sobre cada unidade motora (Prilutsky, 2000) (McHugh, 2003). Esta grande tensão mecânica a que as unidades motoras são sujeitas em combinação com distensões por alongamento excêntrico (Toigo e Boutellier, 2006), provoca respostas inflamatórias que se acredita influenciarem a libertação de fatores de crescimento que regulam a activação de células satélite e a sinalização anabólica, sendo acionados os processos de hipertrofia muscular (Schoenfeld, 2010).

A contração muscular excêntrica, quando comparada à contração muscular concêntrica, produz maior torque muscular em um mesmo ângulo articular. Nesta circunstância, os valores eletromiográficos registados para o músculo em ação concêntrica são consideravelmente inferiores durante a ação excêntrica (Tesch et al; 1990). Este paradoxo pode ser compreendido através de alguns mecanismos peculiares, associados à contração muscular excêntrica. O primeiro mecanismo corresponde à maior eficiência mecânica que caracteriza esta contração. Um maior torque muscular excêntrico pode ser gerado, mesmo sob baixos níveis eletromiográficos, devido á contribuição dos componentes elásticos musculares que auxiliam, no controlo do alongamento concomitante, a contração muscular. Também os componentes contráteis musculares armazenam energia elástica e a convertem em energia mecânica durante a contração muscular, contribuindo para gerar tensão (Lastayo et al; 2003) (Lindstedt et al; 2001). O segundo mecanismo está associado

a um recrutamento diferente das unidades motoras durante a contração muscular excêntrica. Nardone et al. (1989) demonstraram que unidades motoras de alto limiar são prioritariamente selecionadas desde o início do movimento excêntrico, ao contrário do processo proposto pelo Princípio do Tamanho, em que as unidades motoras são sequencialmente activadas por ordem de tamanho e limiar de excitabilidade, que se verifica nas contrações concêntricas. Este recrutamento alternativo pode compensar a ativação limitada das unidades motoras. Assim, um controlo motor diferenciado associado a uma grande eficiência mecânica possibilita que músculos gerem maior tensão ao contraírem excêntricamente, apesar de um sinal eletromiográfico reduzido.

Portanto, ações excêntricas, isoladas ou não, por alongarem as fibras musculares activas, toleram maiores níveis de sobrecarga mecânica que outras contrações e danificam o tecido muscular, promovendo alterações na expressão genética deste tecido que culminam na hipertrofia muscular (Moore et al; 2005) (Klossner et al; 2007) (Farthing e Chilbeck, 2003) (Schoenfeld, 2010). Neste sentido, segundo Stauber (1989), os elementos musculares passivos tornam-se mais rígidos quando o músculo é submetido ao treino excêntrico, pois os danos estruturais ocasionados por este tipo de contração são um estímulo para a atividade fibroblástica. Os elementos não contráteis, referentes às fibras que se agrupam até formar o tendão, ao contribuírem para gerar tensão, assumem papel de destaque, pois garantem a manutenção da tensão gerada, mesmo em situações de fadiga (Kay et al; 2000). Foi ainda sugerido pelo mesmo autor que a ativação incompleta das unidades motoras promoveria uma reserva maior de unidades motoras em repouso, o que permitiria, durante períodos maiores de ativação, um revezamento entre unidades motoras utilizadas e em repouso, resultando em menor fadiga.

Receptores periféricos, como os órgãos tendinosos de Golgi, reconhecem o estado de tensão muscular e levam a informação para o Sistema Nervoso Central (Carson et al; 2002). Já a posição e o movimento das articulações são registados por receptores, localizados na pele, nas articulações e nos músculos, sobretudo pelos fusos musculares, responsáveis pelo senso de posição (Williams e Krishnan, 2007). A possibilidade de a contração muscular excêntrica estar relacionada com alterações no julgamento do nível de tensão muscular e da posição articular, tem sido especulada, supondo-se que a contração excêntrica danifica as componentes estruturais do músculo e afeta a capacidade proprioceptiva dos receptores presentes no músculo. No entanto, estes autores, ao analisar a resposta dos fusos musculares de gatos após o exercício excêntrico, concluíram que as fibras intrafusais não estão propensas a lesão durante a contração muscular excêntrica,

em situações nas quais o músculo esteja a trabalhar dentro de sua amplitude habitual. (Gregory et al; 2004) Assim, as alterações na propriocepção não podem ser compreendidas apenas por uma possível disfunção do sistema aferente periférico. Alguns estudos têm sugerido que mecanismos eferentes regulatórios podem estar envolvidos nos distúrbios proprioceptivos encontrados (Pull e Ranson, 2007).

De forma a lidar com grandes fluxos de energia o sistema músculo-esquelético gera comportamentos coordenados, como é caso da ação dos tendões na contração excêntrica. Estes comportamentos coordenados visam dissipar o excesso de energia que atinge o corpo, absorvendo dentro dos próprios segmentos ou transferindo-a entre segmentos (Butler et al; 2003) através de movimentos articulares rápidos. Segundo Fonseca et al. (2007), dentre os vários fatores que podem interferir na dissipação de energia, destacam-se dois: a rigidez tecidual e a função muscular. A existência destes fatores relaciona-se com a susceptibilidade muscular a lesões por distensão. A rigidez tecidual é uma propriedade mecânica caracterizada pela resistência a deformação oferecida por um tecido e está intimamente relacionada à quantidade de energia que um tecido pode absorver (Aquino et al; 2006). Butler et al. (2003) observaram que níveis altos de rigidez podem estar associados a lesões do tecido ósseo, enquanto níveis muito baixos de rigidez podem estar relacionados a lesões de tecidos moles. A função muscular constitui o outro elemento de destaque relacionado com a dissipação de energia. Isto porque, ainda que um músculo em repouso seja capaz de absorver energia, a sua ativação pode dobrar esta capacidade, o que, conseqüentemente, amplia a sua proteção. Desta forma, todos os fatores que comprometam a habilidade contrátil do músculo aumentam o seu risco de lesão (Kirkendall e Garrett, 2002).

Todas estas características do treino e contração excêntrica, tornam este treino um estímulo muito bom se pretendemos melhorar a função mecânica do músculo e alcançar adaptações morfológicas e da arquitetura da UMT, tornando possível melhores desempenhos de velocidade, potência e força. Para além disto, as adaptações que o treino excêntrico consegue na UMT, tornam as estruturas mais fortes e menos propensas a lesões, permitindo que as passagens pelo CMAE sejam mais suaves e funcionais.

2.6. Eletromiografia Muscular

A amplitude da EMG é habitualmente normalizada para uma faixa de 0 a 100 % dividindo a amplitude instantânea pelo valor obtido ao realizar uma CVM. A amplitude EMG

correspondente é então expressa como uma percentagem da excitação voluntária máxima (EVM), ou, mais frequentemente usada, mas menos precisa, como uma percentagem da CVM (Staudenmann, 2010).

Conforme foi observado por Tesch et al. (1990), a contração excêntrica produz valores eletromiográficos inferiores aos concêntricos para iguais ângulos e uma maior produção de força. Desta forma também se comportam os músculos treinados, sendo que precisam de menos sinal eletromiográfico para gerar as mesmas quantidades de força que músculos fatigados ou não treinados. Sendo que se fossemos fazer uma escala progressiva da força produzida por diferentes capacidades ou funções musculares para um sinal de EMG igual, este teria a seguinte sequência: músculos atrofiados – músculos fatigados – contração concêntrica – contração isométrica – contração excêntrica – músculos treinados (Disselhorst et al; 2009). Vangsgaard et al. (2014), confirmou que o treino excêntrico melhora a condução neural, observando que 5 semanas de treino excêntrico do músculo trapézio aumentavam a excitabilidade muscular em conjunto com um aumento de 26% na contração voluntária máxima (CVM). Aagaard (2003) referiu que as melhorias na ativação voluntária agonista durante as contrações excêntricas podem estar ligadas a uma desinibição do órgão tendinoso de Golgi pré-sináptico Ib e aferentes da articulação, conhecidos por inibir aferentes do fuso muscular excitatório. Após treino excêntrico, foi relatado verificarem-se aumentos na EMG durante contrações excêntricas, sendo que não surgiram alterações na EMG de contrações concêntricas (Higbie et al; 1996).

Tendo em conta a forma como é possível aumentar os níveis de potência, através do recrutamento de unidades motoras maiores, das duas formas propostas na literatura para o conseguir, a diminuição, através do treino, do limiar de recrutamento das unidades motores é a que tem mais aceitação (Van Cutsem et al; 1998). No entanto, as sinergias musculares desempenham um fator a ter em conta, sendo que uma sincronização das unidades motoras de cada músculo e também a coordenação intermuscular, diminuindo a coativação do músculo antagonista, poderiam influenciar o desenvolvimento do poder neuromuscular (Duchateau et al; 1985). Esta sinergias musculares são também aplicadas ao raciocínio por trás de explicações para alterações na força excêntrica, sendo sugerido que a ativação voluntária agonista aumentada e diminuição da coativação antagonista tem influência (Vangsgaard et al; 1985) (Pensini et al; 2002)

É certo que a EMG, que reflete o grau de ativação de um músculo, tem uma relação com a força muscular (Disselhorst et al; 2009). Apesar disto, a relação entre a produção de força e a EMG é muito incerta, sendo influenciada por muitos fatores, tanto fisiológicos

como relacionados com a própria técnica de registo da EMG (Staudenmann, 2010). De Luca (1997), refere que existe uma relação qualitativa entre a EMG e a força muscular e que essa relação qualitativa pode ser útil se forem necessárias apenas descrições qualitativas do estado muscular. Segundo o autor, a relação é qualitativa mas não quantitativa, pelo que a análise dos dados de EMG pode responder a perguntas sobre a existência de diferenças de força em tarefas distintas, mas não é capaz de quantificar essas diferenças com precisão. Segundo De Luca (1997), contrações isométricas são as mais fiáveis para analisar quantitativamente dados electromiográficos, devendo ser evitadas contrações não isométricas. No entanto, se for o caso, devem ser utilizadas contrações que tenham a menor quantidade de encurtamento e a velocidade mais lenta, interpretando os resultados com cautela. De Luca (1997) diz ainda que no caso de se analisar contrações não isométricas repetitivas, deve ser escolhida uma parte de dados de uma porção fixa no ciclo de atividade e monitorizados os parâmetros do sinal à medida que os ciclos progridem. Os estudos existentes com EMG parecem indicar que, para melhorias na produção de força, o aumento na taxa de descarga da unidade motora parece ter mais influência do que mudanças no recrutamento das unidades motoras (Higbie et al; 1996), no entanto é preciso mais investigação para confirmar estas tendências (Sale, 1988).

A produção de força ativa mostra uma relação parabólica inversa com o comprimento muscular, sendo maior em comprimentos intermédios e menor nos extremos, em comprimentos reduzidos ou altos. Além da força ativa, o músculo produz força passiva devido ao alongamento de seus tecidos elásticos. A componente passiva aumenta de forma exponencial a partir do pico da parábola inversa relativa à força ativa. A soma dos dois componentes geralmente leva a um aumento mais ou menos monótono da força com o comprimento (Staudenmann, 2010). Durante o encurtamento muscular, a força diminui de maneira constante com o aumento da velocidade. Quando um músculo é alongado, verifica-se um ligeiro aumento da força com o aumento da velocidade e o nivelamento em altas velocidades é normalmente encontrado. Em ciclos de alongamento e encurtamento, esse comportamento pode levar à independência da força muscular desde a ativação, desde que a ativação muscular esteja acima de um nível limiar (Hof, 2003). Em qualquer caso, a dependência da força muscular no comprimento, bem como a alteração do comprimento, implica que a estimativa da força requer informações cinemáticas, além dos dados EMG. Em geral, os músculos que consistem predominantemente em fibras do tipo I tendem a ter uma relação mais linear entre a força exercida e a EMG. Nos músculos com um tipo de fibras mista (fibras de contração rápida

e lenta), a relação parece ser mais curvilínea, com o ponto de ruptura em aproximadamente 50% da CVM (Criswell, 2011).

2.7. Prevenção de Lesões do Joelho

2.7.1 Lesões Musculares

Grande parte das lesões musculares acontecem por distensão de fibras musculares que foram sujeitas a uma carga excessiva, sendo que a literatura relata uma grande incidência nos músculos isquiotibiais no contexto desportivo. Este tipo de lesão tem sido relacionado a fatores como: deficits de flexibilidade e força deste grupo muscular, alterações posturais e fadiga (Gabbe et al., 2006). Existe uma enorme panóplia de fatores que podem precipitar este tipo de lesão, no entanto, quase sempre esta é precedida de uma contração excêntrica (Garrett, 1996). O alongamento muscular da contração excêntrica pode provocar lesão por já estar a acontecer fora do comprimento muscular ótimo para gerar tensão, na fase descendente da curva comprimento-tensão do músculo em ação. Aqui, a sobreposição dos filamentos de actina e miosina é mínima e os componentes contráteis do músculo passam a contribuir para tensão muscular através apenas da resistência passiva das suas estruturas. Assim, a tensão muscular total torna-se prioritariamente passiva (Diniz e Barros, 2009).

Como já foi referido anteriormente, o tendão é um componente da UMT muito importante para gerar potência, trabalhando como um “amplificador de potência”, acrescentando a sua energia elástica à capacidade de produção de força do músculo. No entanto, os tendões também utilizam as suas características para o efeito contrário, como “atenuadores de potência”, protegendo o músculo através das suas capacidades elásticas, armazenando energia rapidamente e liberando-a mais lentamente para fazer o trabalho no músculo. Este mecanismo pode proteger o músculo de danos, reduzindo a taxa de alongamento do fascículo muscular e entradas de picos de energia para os fascículos musculares (Roberts e Konow, 2013).

O aumento no comprimento ótimo muscular também pode proteger o músculo de novas lesões porque aumenta a amplitude articular na qual o músculo pode gerar maior tensão, reduzindo a sua desvantagem mecânica para gerar torque (Brockett et al; 2004). Brockett et al. (2001) demonstraram que unidades motoras de contração rápida são mais lesadas que as de contração lenta porque as primeiras apresentam fibras musculares com menor

comprimento ótimo muscular para geração de tensão. Desse modo, ao serem submetidas a um alongamento na fase descendente de sua relação comprimento-tensão, estas fibras são mais instáveis que as demais e, portanto, mais propícias a lesão. Assim, estes autores defendem que a alteração na relação comprimento-tensão é a melhor forma de medir as lesões provocadas pela contração muscular excêntrica no tecido muscular, pois não está relacionada com as consequências da fadiga. Esta alteração verifica-se quando a tensão máxima é alcançada em comprimentos musculares maiores.

Roberts e Konow (2013), observaram que, diferentes padrões de alongamento durante a corrida e os do *drop jump*, sugerem que o controle do nível de ativação muscular pode permitir a modulação da extensão em que o tendão atua como um amortecedor mecânico. O recrutamento de menos unidades motoras significa forças inferiores e menor tendência para alongar o tendão. Esta informação pode nos indicar que, o efeito protetor e distribuidor de potência pelo tempo dos tendões, diminui quando existe uma fraca activação muscular e, portanto, o músculo fica mais exposto a cargas possivelmente danosas.

Também é importante conhecer a tipologias das lesões musculares. As lesões podem ser divididas entre as causadas por fatores intrínsecos, ou aquelas provocadas por fatores extrínsecos. Segundo a revisão realizada por Lee e Healy (2004), a ecografia é um método de imagem capaz de fornecer correlação clínica de modo a realizar um diagnóstico preciso, no que toca a lesões musculares do membro inferior. O artigo de Lee e Healy descreve três tipos de lesão/trauma aguda do músculo esquelético: distensões, ruturas, contusões e hematomas. Quanto a lesões crônicas, estas sucedem normalmente os traumas musculares e incluem cicatrizes fibrosas, hérnias musculares e calcificação heterotópica.

Os autores começam por descrever distensões e ruturas, sendo que estas podem surgir pelo uso ou alongamento excessivos e apresentar-se com rigidez e dor, particularmente nos músculos isquiotibiais, músculo reto femoral (RF), músculos adutores, músculos flexores da coxa e o músculo gastrocnêmio medial, sendo a junção músculo-tendinosa o local mais comum de lesão (Steinbach et al; 1998). Relativamente às distensões, são descritos os graus clínicos I, II e III. *Distensões de grau clínico I*, apresentam os sintomas mencionados anteriormente, mas há recuperação rápida e nenhuma perda de força muscular após o tratamento conservador. Na ecografia, as distensões de grau I podem ter aparência normal ou apresentar áreas focais ou gerais de ecogenicidade aumentada. Estas distensões de grau I podem ser confundidas com dor muscular de início tardio (DOM's).

Na DOM's, os sintomas aumentam progressivamente ao longo das primeiras 24-48 horas, com um pico no dia 3 e resolução no dia 7 com tratamento conservador. No entanto, nas distensões de grau I, os sintomas começam no momento da lesão e se resolvem em um período de duas semanas. As *distensões de grau II*, representam-se por rupturas intrasubstância, apresentam dor e perda de função. Sonograficamente, há descontinuidade das fibras musculares nas estrias perimísiais ecogênicas. As distensões de Grau II incluem descolamento parcial do músculo da fáscia adjacente ou aponeurose, como a perna de tênis, na qual o músculo gastrocnêmio medial se destaca de sua aponeurose comum com o músculo sóleo (Bianchi et al; 1998). Já nas *distensões de graus III*, estão incluídas lesões em que há avulsão completa miotendinosa, ou tendão-osso, ocorrendo normalmente por contração violenta contra uma resistência firme. A cirurgia precoce pode ser necessária para evitar a extensão ou retração da rutura, atrofia muscular e encurtamento após a formação da cicatriz. A ultrassonografia pode mostrar a completa descontinuidade das fibras musculares e o hematoma associado.

Das lesões crônicas, Lee e Healy (2004), descrevem contusões e hematomas musculares como ocorrendo após traumatismo contuso no músculo, apresentam dor imediata e prolongada no local da lesão. Após uma lesão aguda, grande parte das distensões musculares menores cicatrizam inteiramente sem problemas. No entanto, cicatrizes fibrosas podem se formar em situações de lesões recorrentes ou graves, sendo que as cicatrizes podem aumentar a predisposição do músculo para novas ruturas. Existe a possibilidade de formação de hérnias musculares, sendo que ocorrem ao nível das fibras musculares através de aponeuroses enfraquecidas ou fáscias, pode ocorrer após um trauma contuso ou penetrante. O diagnóstico pode ser confirmado na ultrassonografia durante a contração muscular, mostrando a hérnia claramente constituída por fibras musculares normais. Por fim, os autores descrevem a formação de calcificações musculares. Estas são formações ósseas heterotópicas no músculo que podem ser observadas após traumas, queimaduras e imobilizações. (Peck e Metreweli, 1988).

2.7.2. Lesões Tendinosas e Ligamentares

Dentro do tema abordado pelo estudo, é também bom conhecer algum tipo de possível fragilidade ligamentar ou tendinosa associada ao joelho, bem como a forma como se comportam perante os tipos de treino existentes. Explorando os seus fatores de risco e

testes para rastreamento, bem como os programas de treino mais eficazes na redução do risco e fortalecimento.

Os tendões são tecidos que ligam o músculo a uma estrutura óssea, tendo necessidade de ser capazes de lidar com grandes quantidades de stress. Neste sentido, possuem características elásticas que lhes permitem absorver energia de impactos e ao mesmo tempo manterem tensão e firmeza nas articulações, no entanto, a rigidez dos tendões tem um limite de tensão que quando ultrapassado o expõe a possíveis distensões. Ao mesmo tempo, apresentam boas capacidades plásticas, à semelhança dos músculos, sendo permeáveis a adaptações provenientes de diferentes tipos de treino. Farup et al. (2014), verificou que o tendão patelar aumenta a sua AST em resposta a um treino excêntrico e com aumentos consideráveis em cargas mais pesadas, enquanto que o mesmo não acontece com treino concêntrico, a menos que seja acompanhado de suplementação de hidrolisado de proteína de soro. O tendão patelar, quando avaliado através do módulo de elasticidade de Young, que é um parâmetro mecânico que permite avaliar a medida de rigidez de um material sólido, demonstrou responder com aumentos em resposta a treino excêntrico ou concêntrico quando entre 50 a 75 % da CVM, já em intensidades de 75 a 100 % da CVM apenas o treino excêntrico demonstrou resultados positivos. Isto revelou que o treino excêntrico, ao contrário de concêntrico, foi capaz de aumentar a força máxima do tendão, a sua rigidez e resistência a tensão (Malliaras et al; 2013). Parece que o treino excêntrico pesado pode induzir mudanças qualitativas e quantitativas no tendão, embora mais pesquisas sejam necessárias para esclarecer as condições ótimas de carga (Douglas et al; 2016). Tendo em conta esta plasticidade do tendão em resposta a estimulação excêntrica, este tipo de treino ganhou grande difusão em termos de reabilitação, tornado-se uma ferramenta amplamente usada para tratar tendinopatias e reestruturação do tendão (Ohberg et al; 2004). O tendão é um tecido metabolicamente ativo (Morrissey et al; 2011) e esta plasticidade acontece como consequência da modelação das taxas de síntese e degradação de colagénio, sendo que o facto de o tendão estar diretamente ligado ao músculo torna as suas adaptações a estímulos externos acontecerem de uma forma muito parecida e coordenada (Miller et al; 2005). Quando verificando os efeitos de treino pliométrico e de resistência tradicional no tendão de Aquiles, os dois parecem favorecer a rigidez do tendão, mas não produzem alterações na sua AST (Fouré et al; 1985) (Kuno et al; 2007). Ainda quanto ao treino de resistência, quando realizado a longo prazo, está associado a aumentos no tendão de Aquiles, podendo estar subentendido

que, para obter resultados quantitativos com cargas submáximas, é necessário expor os tendões a cargas crônicas de longo prazo (Farup et al; 2014).

Falando em ligamentos, dos que constituem o joelho, o ligamento cruzado anterior (LCA) é dos que mais atormenta atletas profissionais. Lim et al. (2009), identificou uma série de fatores de risco biomecânicos associados a lesão do LCA, passando eles por hiperextensão da AJ, momentos de valgus durante a receção ao solo, diminuída amplitude de flexão do joelho, tronco e coxa, grande rotação interna da coxa e o deficit de força na relação isquiotibiais/quadríceps. Para além deste, Alentorn-Geli et al. (2009a) identifica a fadiga muscular como dificultador do controlo neuromuscular e descreve os mais comuns mecanismos de lesão sem contacto do LCA como mudanças de direção ou manobras de corte combinadas com desaceleração, receção de um salto dentro ou perto de extensão total e girar com o joelho em extensão e o pé plantado.

Até à data, ainda não foi possível estabelecer um tipo de treino ideal para a prevenção das lesões do LCA, no entanto existe um consenso alargado sobre a eficácia de programas que combinem vários tipos de treino (força, neuromuscular, pliometria, equilíbrio, agilidade) (Sadoghi, Von Keudell, & Vavken, 2012) (Lim et al; 2009) em contraste com programas focados especificamente em trabalho de força que, sozinho, não é capaz de alterar a cinemática e cinética do joelho (Lim et al; 2009). A maior parte dos estudos encontrados nesta matéria, parecem apontar para efeitos de redução das taxas de lesões do LCA acima de 50% (Sadoghi, Von Keudell, & Vavken, 2012) (Gilchrist et al; 2008) (Mandelbaum et al; 2005) e poucos são inconclusivos (Alentorn-Geli et al; 2009b). É aconselhada a sua realização, em média, 6 semanas antes do início da época e durante manter com baixa frequência (Sadoghi, von Keudell, & Vavken, 2012). Para além da intervenção, é importante ter testes ou metodologias de triagem para poder identificar indivíduos potencialmente de risco e assim trabalhar mais com eles para reduzir os fatores de risco modificáveis, sendo que Alentorn-Geli et al. (2009a) reviu vários estudos e conclui que estes programas conseguem fazer esta identificação com fiabilidade. A maior parte dos programas utiliza tarefas de receção ao solo com ou sem contra salto no final, verificando, através de vídeo e plataformas de força, se os membros se comportam biomecânicamente de forma correta durante a execução. No entanto alguns testes apresentam resultados contraditórios, como foi o caso do Landing Error Scoring System (LESS) que conseguiu identificar padrões de movimento potencialmente de risco no caso de uma amostra indivíduos de academias militares (Padua et al; 2009), enquanto na

presença de uma amostra de atletas do ensino médio não teve sucesso na previsão de lesões do LCA (Smith et al; 2012).

OBJETIVO

O futebol e futsal são modalidades desportivas onde se verifica uma grande ocorrência de lesões musculares, sendo isto provocado não só pelas cargas exigidas, mas também pelas características das modalidades como as suas mudanças rápidas de velocidade e direção. A literatura aponta as principais causas de lesão muscular para fatores como deficits de flexibilidade e força dos músculos, alterações posturais e fadiga muscular.

O principal objetivo deste estudo passou pela utilização de um conjunto de testes para identificação de parâmetros de risco para a ocorrência de lesões musculares associadas à AJ, especificamente no músculo quadríceps e nos músculos isquiotibiais, numa população de risco que são os atletas de futebol ou futsal. Assim, o estudo contou com um grupo de futebolistas (GF) e em um grupo de controlo (GC).

Secundariamente, o estudo teve como objetivo correlacionar os testes utilizados, e interpretar a sua importância futura para prevenir lesões dos músculos associados à AJ.

Para isto, foi aplicada aos grupos da amostra uma bateria de testes que consistiu em:

avaliação de força muscular no com o objetivo de medir a força do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, de ambos os membros, em função concêntrica e excêntrica e em duas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s

Observar a performance dinâmica dos indivíduos; um teste de remate precedido de um drible com mudança de direção, acompanhando eletromiograficamente o movimento em cada membro de modo medir a activação elétrica desses músculos;

Avaliação ecográfica do joelho com objetivo de medir estruturas do músculo e tendão;

Medição de perímetros dos membros inferiores, da anca e da cintura.

METODOLOGIA

4.1. Caracterização e Seleção da Amostra

O estudo realizado avaliou 31 indivíduos do género masculino, sendo 15 deles pertencentes ao grupo de futebolistas (GF), indivíduos que estavam a jogar futebol ou futsal em contexto desportivo (federados) e portanto com risco de lesão muscular aumentado, e os restantes 16 pertencentes ao grupo de controlo (GC), indivíduos praticantes de exercício regular mas sem qualquer contexto desportivo de risco no momento.

Durante a recolha de dados, pretendendo prever risco de lesão muscular, o estudo optou pela utilização dos seguintes testes e medições: o teste de remate acompanhado de eletromiografia do músculo RF e do músculo TA; o teste Drop Vertical Jump Bilateral; o teste de força no dinamómetro isocinético realizado concêntrica e excentricamente, para a extensão e para a flexão do joelho, em cadeia cinética aberta, ao membro dominante e ao membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s; a medição dos perímetros dos membros inferiores, da cintura e da anca; uma ecografia ao joelho procurando avaliar as estruturas musculares (reto femoral e vasto lateral) e as estruturas tendinosas (tendão quadríceps).

De forma a serem selecionados para o estudo e realizarem a referida bateria de testes, os sujeitos deveriam corresponder aos seguintes critérios de inclusão: não terem qualquer episódio de lesão do joelho do membro dominante e do membro não dominante no passado, e nenhuma lesão ou dor do joelho no período das avaliações; não praticarem qualquer tipo de desporto de risco á mais de um ano (aplicado apenas ao GC); estarem entre a faixa etária dos 18 aos 30 anos de idade; e não estarem a tomar qualquer tipo de medicação no momento em que se realizaram os testes.

Após terem sido selecionados, todos os sujeitos do estudo (do GF e do GC) responderam ainda a um questionário (anexo A) e assinaram um consentimento informado (anexo B) a autorizar a sua participação no estudo, pois, o consentimento informado explicava todos os procedimentos do estudo, o que permitiu terem conhecimento total do estudo e por conseguinte integra – lo de forma consciente.

O membro dominante dos indivíduos foi identificado através de um teste que correspondeu ao seguinte exercício: lançando uma bola ao ar, quando a bola desceu os sujeitos efetuaram um remate à baliza, sendo o membro (direito ou esquerdo) utilizado para efetuar o remate à baliza identificado como o membro dominante de cada sujeito, e o membro contra lateral identificado como o membro não dominante. Foi ainda registado

a idade, retirada a estatura (cm), através do equipamento *Estadiómetro portátil Harpenden, modelo 98.603*, e a massa corporal (kg), através do equipamento *Balança digital portátil Seca, modelo 770*, de cada sujeito, como se pode verificar mais a baixo na tabela 1.

4.2. Instrumentos e Procedimentos

4.2.1. Protocolo Drop Vertical Jump

Para realizar o teste DVJ foi utilizado o equipamento *OptoJump Next*, com dois feixes colocados paralelamente entre si, a uma distância de 0,985 metros; uma caixa de madeira com 30 cm de altura; fitas de velcro para marcar os três pontos articulares, do membro dominante e do membro não dominante, de acordo com os pontos articulares utilizados por Paterno et al (2010) e com o objetivo de poder verificar o ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores, através do programa de imagem *Kinovea*; e uma câmara de filmar para captar os saltos, no plano frontal.

De forma a promover segurança e estabilidade dinâmica aos joelhos dos indivíduos, antes de se realizar o teste DVJ aplicou-se a um breve aquecimento composto por dois exercícios. O primeiro exercício a ser realizado foi o “Squat”, onde os sujeitos foram instruídos a colocar os pés à largura dos ombros com as pontas dos pés ligeiramente para fora, e de seguida, começaram a executar o exercício levando o rabo orientado para trás e para baixo até as ancas passarem a linha dos joelhos, permanecendo com as costas direitas e os joelhos alinhados com as pontas dos pés voltando de seguida à posição inicial. O segundo exercício realizado foi o “Step Down”, os sujeitos deveriam começar com os dois pés em cima da caixa de 30 cm, de seguida, deixarem a caixa apenas com um membro, fazendo a receção ao solo acompanhada da flexão da anca, joelho e tornozelo, enquanto o pé do membro contra lateral permanecia em cima da caixa, executando depois a subida para o step partindo da posição onde estavam, de costas para o mesmo, e com o membro que fez a receção ao solo em extensão total (extensão da anca, joelho e tornozelo). Realizaram – se 2 séries de 10 repetições para o “Squat” e 2 séries de 10 repetições para o “Step Down” sendo que este último exercício foi executado para ambos os membros.

No fim do aquecimento, os sujeitos puderam praticar o salto a realizar, executando três tentativas para treinar, procedendo-se depois á colocação das fitas de velcro para marcar os três pontos articulares (na articulação coxo – femoral, na articulação do joelho e na articulação tibiotársica) do membro dominante e do membro não dominante, de cada sujeito. A marcação dos pontos articulares seguiu as seguintes indicações: a articulação coxo-femoral identificou-se por apalpação através do grande trocânter e seguindo linha até à zona anterior da coxa, marcando-se então um ponto alinhado com a espinha ílíaca antero inferior; a articulação do joelho identificou-se no ponto médio da patela, foi pedido a cada sujeito que realizasse uma ligeira flexão do joelho para ser identificado, por apalpação, o ponto médio do côndilo lateral do fémur, e depois foi pedido ao sujeito que realizasse a extensão total do joelho e foi traçada uma linha para a zona anterior, o que coincidia com o ponto médio da patela; a articulação tibiotársica foi identificado no ponto entre os dois maléolos.

Para análise no programa Kinovea, o eixo mecânico (Sharma et al., 2001) foi definido como sendo o ângulo formado pela interseção de duas linhas, uma linha vai desde o meio da cabeça do fémur até ao ponto médio da patela e a segunda linha vai desde o ponto médio do tarso até ao ponto médio da patela. A interseção das duas linhas pode ser observada no plano frontal, através da gravação do salto DVJ, onde podemos observar ainda o ângulo de alinhamento do joelho. Este ângulo foi retirado lateralmente em relação ao joelho. Pois, seguindo as referências do estudo de Moreland et al (1987), o alinhamento do joelho dos membros inferiores (do membro dominante e do membro não dominante), para fins descritivos, foi classificado como varo, valgo ou normal, com base no ângulo do eixo mecânico a partir dos pontos articulares marcados, então, tínhamos um desalinhamento do joelho em varo se obtivéssemos um ângulo $>181,5^\circ$, um desalinhamento do joelho em valgo se obtivéssemos um ângulo $<180^\circ$ e um alinhamento do joelho normal se obtivéssemos um ângulo entre os 180° e $181,5^\circ$ ($0^\circ - 1,5^\circ$ de varismo). Esta classificação foi feita no momento em repouso e no momento final de receção ao solo. No entanto, o desalinhamento em varo foi considerado de risco quando superou os 3° e o desalinhamento em valgo foi considerado de risco quando superou os 6° (Ramos-Alvarez, 2015).



Fig 1. – Disposição da caixa de 30 cm e das células do equipamento *OptoJump Next*, durante a realização do DVJ.

Na realização do DVJ, cada indivíduo iniciou o teste em cima de uma caixa de 30 cm de altura, executando de seguida três saltos para registo. Em cada salto o indivíduo deixou a caixa, após indicação sonora, com as mãos colocadas nas ancas, alcançando o solo simultaneamente com os dois pés, fazendo a receção ao solo entre os dois feixes do *OptoJump Next*, e de seguida executou um salto vertical máximo. O momento de receção ao solo foi definido desde o início do contacto dos pés com o solo até ao final do contacto dos pés com o solo ao executar o salto vertical. Sendo que foram efetuados três saltos para registo, a seleção do salto para análise fez-se através da identificação do maior índice de força reativa foi maior. Sendo então utilizadas as seguintes variáveis de estudo: o ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores (grau de varismo ou valgismo) no momento em repouso e no momento final de receção ao solo; o tempo de contacto com o solo; a altura do salto; a potência do salto; e o índice de força reativa, de cada indivíduo. De forma a obter a altura do centro de gravidade durante o salto, foram calculados os comprimentos dos segmentos do pé, da perna e da coxa, utilizando as referencias no livro de Hall (2016), e então somado este valor com a altura de salto registada pelo *OptoJump Next* (altura do salto desde o chão aos pés). De forma a obter a altura do centro de gravidade durante o salto, foram calculados os comprimentos dos segmentos do pé, da perna e da coxa, utilizando as referencias no livro de Hall (2016), e então somado este valor com a altura de salto registada pelo *OptoJump Next* (altura do salto desde o chão aos pés).



Fig 2. – Medição do ângulo de alinhamento do joelho com o software *Kinovea*, no momento de repouso.



Fig 3. – Medição do ângulo de alinhamento do joelho com o software *Kinovea*, no momento de recepção ao solo.

Test	Date	#	TCont.[s]	TFlight[s]	Height[cm]	Power[W/t]	Pace[step/]	Jumping P	Jumping P	Used Area	RSI[m/s]
DROP JUMI	28-06-2011	1	0,463	0,523	33,5	26,78	1,01			26	0,72
		2							-31,8	-31,8	27,1
		Minimum	0,463	0,523	33,5	26,78	1,01	-31,8	-31,8	26	0,72
		Maximum	0,463	0,523	33,5	26,78	1,01	-31,8	-31,8	27,1	0,72
		Avg	0,463	0,523	33,5	26,78	1,01	-31,8	-31,8	26,6	0,72
		Std dev								0,8	
		CV								3	

Fig 4. – Output do programa do equipamento *OptoJump Next*.

4.2.2. Protocolo de Força no Dinamómetro Isocinético

O teste de força no dinamómetro isocinético teve lugar no CIDAF, nos mesmos dias e após o teste Drop Vertical Jump Bilateral. A avaliação foi realizada num dinamómetro isocinético *Biodex Multijoint System 3 Pro*.



Fig 5. – Fixação dos sujeitos para os registos no dinamómetro *Biodex Multijoint System 3 Pro*.

A avaliação realizada neste estudo foi similar à utilizada por Lautamies et al (2008), sendo que contou com dois protocolos de teste, um protocolo concêntrico e um protocolo excêntrico; para registo da força concêntrica no dinamómetro isocinético, para a extensão e para a flexão do joelho, em cadeia cinética aberta, no membro dominante e no membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na de 180°/s; para registo da força excêntrica no dinamómetro isocinético (alongamento da unidade músculo – tendão, combinando tensão ativa/músculo e a tensão passiva/tendão) para a extensão e para a flexão do joelho, em cadeia cinética aberta, no membro dominante e no membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na de 180°/s.

Antes da aplicação dos testes, os indivíduos realizaram um protocolo de aquecimento de cinco minutos a pedalar entre a 50 a 60 rpm's no cicloergómetro *Monark Ergomedic Pico de 894E*, seguido de dois exercícios de alongamento estático para o músculo quadríceps e para os músculos isquiotibiais, com a duração de 20 segundos cada.

Para iniciar os protocolos, os indivíduos sentaram – se na cadeira do dinamómetro isocinético e foram colocadas as fitas de fixação à cadeira do equipamento, duas na zona do peito (cruzadas), uma na zona anterior da cintura e uma para fixação na zona média da coxa, de seguida, o côndilo lateral do fémur foi alinhado com o eixo do braço da alavanca do equipamento, sendo então colocada uma última fita de fixação na articulação tibiotársica, três a cinco centímetros acima do maléolo lateral da tibia. A amplitude de movimento do teste ocorreu num intervalo angular de 0° a 90°. O limite superior de máxima extensão do joelho de cada indivíduo foi definido como 0° consoante o feedback de cada um relativamente ao seu grau de conforto, através desta referência, foi então realizada a flexão do joelho até ao ponto indicado pelo equipamento como os 90°, definindo-se então o limite inferior da amplitude de movimento. De seguida, colocando o membro inferior do indivíduo no ângulo de 30° (Lautamies et al., 2008), o equipamento pesou o membro inferior, estando este relaxado, para efeitos de correção do efeito da gravidade. Os indivíduos também foram instruídos a, durante a realização dos testes, colocarem os braços cruzados sobre o peito, com as mãos em cima dos ombros.

O primeiro protocolo realizado foi o teste de força concêntrica no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s e depois na velocidade angular de 180°/s, em que os indivíduos, em cada velocidade angular executaram 3 repetições submáximas da extensão e flexão do joelho para se adaptarem às características do movimento, e depois executaram 5 repetições máximas da extensão e flexão do joelho para teste. O segundo protocolo realizado foi o teste de força excêntrica no dinamómetro isocinético na

velocidade angular de 60°/s e depois na velocidade angular de 180°/s, em que os indivíduos realizaram a mesma sequência de repetições para habituação e registo (3-5). Todas as séries e velocidades angulares, para cada protocolo, foram separadas por um minuto de descanso, e os dois protocolos foram realizados em primeiro lugar ao membro direito e em seguida ao membro esquerdo.

No final do teste, os indivíduos recuperaram do esforço utilizando o cicloergómetro *Monark Ergomedic Pico de 894E* para pedalar durante mais cinco minutos, entre 50 a 60 rpm's.



Fig 6. – Aquecimento no cicloergómetro *Monark Ergomedic Pico de 894E*.

Dos testes realizados foram retirados, através do software *Acknowledge* versão 4.1 (Biopac Systems, Inc.), os picos de torque para cada um dos protocolos aplicados, sendo identificados, na melhor das 5 repetições realizadas, para o músculo quadríceps (extensor do joelho) e músculos isquiotibiais (flexores do joelho) do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s.

Utilizando os rácios presentes nos estudos de Campbell e Glenn (1982) e Heiser et al (1984), foi determinado, em cada indivíduo, o rácio convencional Icon/Qcon, dividindo o peak torque dos músculos isquiotibiais pelo peak torque do músculo quadríceps, no teste concêntrico, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s e no fim multiplicando o valor obtido por cem. Foi também determinado o rácio convencional Iexc/Qexc, utilizando a mesma fórmula com os valores do peak torque excêntrico do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais. Estas relações são ótimas na prevenção e reabilitação das lesões do joelho dos membros inferiores, pois, é recomendado que o rácio ótimo - normal (Icon/Qcon e Iexc/Qexc) deva estar entre os 50% a 80% (Campbell e Glenn; 1982).

Seguindo as referências de Lautamies et al (2008) e Myer et al (2011), foi avaliado, em cada indivíduo, o índice de simetria de força do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais no teste concêntrico, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O índice de simetria de força dos músculos na fase concêntrica foi determinado dividindo o valor do pico de torque do músculo do membro não dominante na fase concêntrica, pelo valor do pico de torque do músculo do membro dominante na fase concêntrica e multiplicando o valor por cem (Q ou Isq do membro não dominante/ Q ou Isq do membro dominante \times 100). O mesmo protocolo foi repetido para obter os índices de simetria excêntricos através dos valores do peak torque do teste excêntrico. Um índice de simetria dos membros inferior a 100% apresenta um déficit do membro não dominante (Myer et al; 2011), sendo que, um índice de simetria dos membros inferiores $\geq 90\%$ é considerado normal (diferença $\geq 10\%$) (Neeter et al; 2006). Então, no presente estudo, um índice de simetria dos membros inferiores superior a 100% apresentaria um déficit do membro dominante, sendo que, um índice de simetria dos membros inferiores $\leq 110\%$ seria considerado normal (diferença $\geq 10\%$).

Tendo em conta que a força gerada pelo músculo para este se encurtar ao longo de uma amplitude de movimento angular (ação concêntrica) é a mesma força gerada pelo músculo para se alongar ao longo dessa mesma amplitude de movimento angular (ação excêntrica), para uma determinada velocidade angular constante, como se pode verificar pela relação força – comprimento das fibras musculares, então, para prever uma lesão muscular e articular do joelho dos membros inferiores é fundamental utilizar o teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica e na fase excêntrica para a extensão e para a flexão do joelho a diferentes velocidades angulares. É durante as ações excêntricas que o tendão tem um papel importante na proteção do músculo contra lesões, sendo que para isto também é importante perceber a que comprimento muscular ocorre o peak torque. Assim, o presente estudo propõe determinar, recorrendo ao dados do dinamómetro isocinético, o ângulo de ocorrência do peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. Através da utilização deste ângulo, é ainda proposto, determinar o torque do tendão do quadríceps e dos tendões dos isquiotibiais (tensão passiva oferecida pela UMT) no teste excêntrico, sendo este valor obtido através da subtração do maior valor de torque identificado no teste concêntrico, no ângulo de ocorrência do peak torque do músculo no teste excêntrico, ao valor do peak torque do músculo no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. Obtendo-se assim, o torque do quadríceps ou isquiotibiais (tensão ativa/músculo)

e o torque do/s tendão/ões quadríceps ou isquiotibiais (tensão passiva/tendão) em ação excêntrica, no ângulo de ocorrência do peak torque dos músculos no teste excêntrico .

Então, seguindo as referências de Coombs et al (2002), foi determinado, em cada indivíduo, o rácio funcional de extensão Icon/Qexc, dividindo o peak torque dos músculos isquiotibiais, no teste concêntrico, pelo peak torque do músculo quadríceps, no teste excêntrico, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s e multiplicando o valor obtido por cem.

Por fim, os índices de simetria supracitados, foram também aplicados aos valores, no teste excêntrico, do peak torque do músculo quadríceps e do peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s.

4.2.3. Protocolo de Eletromiografia Muscular

Os testes para registo de EMG de superfície foram realizados no pavilhão 3 da FCDEF-UC.

O equipamento utilizado para aquisição de dados foi o *MegaWin ME6000 Muscle Tester MT-M6T4-0-10EN*, ligando-se este aos membros dos sujeitos através dos elétrodos *Ambu Blue Sensor, T-00-S/25*. Devido a problemas técnicos com este equipamento, esta avaliação eletromiográfica apenas pôde contar com 8 indivíduos que concluíram o teste antes da avaria.

Para efetuar o registo, os sujeitos fizeram um pequeno aquecimento que consistiu em duas voltas ao campo do pavilhão e 5 alongamentos estáticos, aos músculos dos membros inferiores que viriam a estar em utilização durante o teste, aguentando durante 20 segundos cada um.

De seguida, foi iniciada a colocação dos elétrodos no músculo RF e no músculo TA de ambos os membros. Os locais para colocação dos elétrodos estavam rapados e foram devidamente limpos com algodão e álcool para fornecer uma leitura o mais limpa possível. Estes foram então colocados no ventre muscular segundo indicações de imagem do programa e seguidamente por apalpação até ao local indicado. Uma vez colocados os elétrodos, eram inseridos os cabos de ligação ao equipamento de registo. Foi reforçada a ligação dos cabos com os elétrodos aplicando, por cima do encaixe, fita adesiva, bem como em alguns dos cabos para os fixar aos membros inferiores dos indivíduos e evitar o seu balanço durante o teste, de forma garantir a melhor qualidade de registo possível. Os

indivíduos eram então aconselhados a movimentarem-se um bocado de forma a verificar a qualidade de registo.



Fig 7. – Equipamento de eletromiografia muscular, *ME6000 Muscle Tester MT-M6T4-0-10EN*.



Fig 8. – Exemplo de colocação dos eletrodos e conexão do equipamento antes da realização do teste de remate.

O teste consistiu em três registos de um remate a uma baliza. Os sujeitos iniciavam o teste parados e deveriam começar após sinal sonoro de “três, dois, um, vai!”, acelerando cinco metros até outro cone onde efetuavam uma mudança de direção para o lado do MD e rematavam de imediato à baliza. O procedimento foi repetido entre três a cinco vezes conforme a qualidade dos registos, se algum cabo se soltasse, ou no caso do descolamento de um elétrodo.

Para tratamento da informação recolhida no terreno, o software do equipamento forneceu dados em μV , refletindo voltagem em função do tempo e tendo sido identificada a frequência de recolha dividindo o tempo do registo pelo número total de registos, encontrando-se uma taxa de recolha de 10 registos por segundo. Os dados de cada indivíduos foram analisados para identificação do valor de ativação máxima regista para cada um. Através da sincronização entre o início de uma filmagem e o início do registo eletromiográfico, foram definidos três momentos de análise de dados, um período de movimentação antes do remate, o período de contacto de remate e o período da movimentação pós remate. De seguida, foram evitados os ruídos de registo eliminando valores de ativação abaixo dos $10 \mu\text{V}$, sendo então definido para cada valor registado, dentro dos intervalos de análise previamente descritos, a sua percentagem em relação ao valor ativação máxima identificado. Assim, cada um dos três intervalos teve ainda definida a média de todos os seus valores em percentagem da ativação máxima para cada grupo.

4.2.4. Protocolo de Ecografia do joelho

As recolhas foram efetuadas na Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra (ESTESC), no laboratório do Professor João Pedroso Lima.

O equipamento utilizado para a aquisição de imagens foi um ecógrafo da marca *Siemens® Modelo Acuson MX3 Elite*, com uma sonda linear multifrequência que varia de 10 a 13 MHz. O protocolo utilizado para o estudo baseou-se na aquisição de imagens no plano longitudinal e transversal do músculo vasto lateral (VL) e RF, no membro dominante e no membro não dominante. Foram também avaliados o tendão quadríceps, a porção proximal e distal do ligamento patelar, no membro dominante e no membro não dominante.



Fig 9. – Equipamento utilizado para aquisição de imagens, *Siemens® Modelo Acuson MX3 Elite*.

Em relação ao posicionamento do sujeito, este encontrava-se em decúbito ventral com flexão do joelho a 30° para permitir a abertura do espaço articular. Os parâmetros avaliados foram a espessura do músculo VL, a espessura do músculo RF, a espessura do tendão quadríceps, a espessura do ligamento patelar proximal e distal, de acordo com os pontos marcados anteriormente (o perímetro proximal, medial e distal da coxa), a AST do músculo RF e o ângulo de penação do músculo VL. O ponto utilizado para a avaliação ecográfica da zona da coxa foi o perímetro medial. Para retirar esse mesmo ponto, mediu-se com uma fita métrica desde a zona superior da patela até à espinha ilíaca antero superior, e de seguida, marcou-se um ponto a meio dessas duas referências.

4.2.5. Protocolo de Medição de Perímetros

As medições aconteceram na ESTeSC. Os perímetros retirados para estudo foram os seguintes: perímetro da cintura, perímetro da anca, perímetro proximal da coxa, perímetro medial da coxa, perímetro distal da coxa, perímetro do joelho e o perímetro da perna.

O perímetro da cintura foi retirado um dedo a cima da linha da cicatriz umbilical. O perímetro da anca foi identificado na linha de maior volume glúteo. O perímetro proximal da coxa teve como referência, na zona posterior da coxa, o fim da prega glútea. Nos perímetros medial e distal da coxa, foi pedido aos indivíduos que colocassem o pé em cima de um banco e então, com uma flexão de aproximadamente 90° entre a perna e a coxa, foi medida a coxa desde o limite proximal da patela até à espinha ilíaca antero superior e marcado o ponto médio para medição do perímetro medial e medidos 10 cm a cima da patela para medição do perímetro distal. O perímetro do joelho determinou-se, com o membro inferior em extensão, através do ponto médio da patela. Por fim, o perímetro da perna foi retirado no local mais volumoso do segmento.

4.3. Procedimento Estatístico

O estudo contou com 31 sujeitos, no entanto, para apresentação dos resultados foram separados 4 indivíduos que nos 6 meses após a realização dos testes se lesionaram, portanto com os 27 sujeitos restantes os testes estatísticos utilizados foram testes não paramétricos. Para verificação de diferenças entre os GC e GF foi utilizado o teste *U de Mann-Whitney* e no caso da verificação de correlações entre as variáveis o teste utilizado foi *Rô de Spearman*. A análise estatística foi realizada através do programa *IBM SPSS Statistics 25* e contou com análises de estatística descritiva, correlações entre variáveis de interesse e comparação de diferenças de médias entre grupos. Os dados do GF e o GC foram analisados conforme os raciocínios adequados aos interesses do estudo, de forma a conseguir extrair conclusões.

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos na realização dos testes e o tratamento estatístico dos dados. Após 6 meses da realização da recolha de dados, contactando os membros da amostra verificou-se que 4 indivíduos, pertencentes ao GF, se lesionaram durante este período. Assim, estes 4 indivíduos formaram o grupo de futebolistas com lesão (GFL) que foi utilizado para comparação dos seus valores com os do GC (n=16), ficando o GF (n=11) reduzido aos 11 indivíduos que não tiveram nenhuma lesão nos 6 meses após a realização dos testes.

5.1. Caracterização Amostra

A caracterização da amostra avaliou as medidas de valor médio de idade cronológica, estatura, massa corporal e IMC de todos os indivíduos de ambos os grupos. Na tabela 1 estão todos estes valores no GC e o GF, respetivamente, para as idades de $24,25 \pm 2,49$ e $22,80 \pm 3,26$ anos, estatura de $175,42 \pm 4,56$ e $175,88 \pm 6,05$ centímetros, massa corporal de $74,08 \pm 11,30$ e $72,49 \pm 7,95$ quilogramas e IMC de $24,08 \pm 3,56$ e $23,41 \pm 1,96$.

Tabela 1. – Caracterização dos grupos da amostra segundo as variáveis de idade, altura, peso e índice de massa corporal.

Variáveis	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa Corporal (kg)	IMC (kg/m ²)
Grupo	Média ± DP			
GC (n = 16)	$24,25 \pm 2,49$	$175,42 \pm 4,56$	$74,08 \pm 11,30$	$24,08 \pm 3,56$
GF (n = 15)	$22,80 \pm 3,26$	$175,88 \pm 6,05$	$72,49 \pm 7,95$	$23,41 \pm 1,96$

Na tabela 2, podemos encontrar os valores da amostra para o perímetro da cintura e da anca. Os valores de significância na tabela, demonstram que entre os grupos da amostra não existem diferenças. Comparando os dois grupos, o GF apresentou um perímetro da cintura de $78,76 \pm 4,72$ e o GC de $81,13 \pm 7,08$.

As avaliações corporais permitiram ainda conhecer os valores médios da percentagem de massa gorda e magra dos indivíduos

Tabela 2. – Perímetros da cintura e anca e percentagens de massa gorda e magra (Média ± DP).

Variáveis	Perímetro da Anca (cm)	Perímetro da Cintura (cm)	Massa Gorda (%)	Massa Magra (%)
Grupo				
GC (n = 16)	93,06 ± 7,40	81,13 ± 7,08	19,63 ± 6,44	80,37 ± 6,44
GF (n = 11)	92,86 ± 5,39	78,44 ± 4,30	15,15 ± 4,57	84,85 ± 4,57

Na tabela 2.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, pode-se verificar que, para o indivíduo 3, o valor do perímetro da anca, do perímetro da cintura, da percentagem de massa gorda e magra não está balizado com o intervalo de valores encontrado no GC (Média ± DP).

Tabela 2.1. – Perímetros da cintura e anca e percentagens de massa gorda e magra, para os indivíduos GFL.

GFL (n=4)	Perímetro da Anca (cm)	Perímetro da Cintura (cm)	Massa Gorda (%)	Massa Magra (%)
	Intervalos de Valores (GC)			
	[85,66 a 100,46]	[74,05 a 88,21]	[13,19 a 26,07]	[73,93 a 86,81]
Ind. 1	93,5	83	19,24	80,76
Ind. 2	100	85	25,32	74,68
Ind. 3	<u>84</u>	<u>70,6</u>	<u>10,43</u>	<u>89,57</u>
Ind. 4	97,5	80	20,21	79,79

5.2. Parâmetros da Avaliação de Força Isocinética

A avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético no teste concêntrico, na velocidade angular de 60°/s, para flexão e extensão do joelho, relativamente à tabela 3 podemos verificar que em média, o peak torque do músculo quadríceps a 60°/s, do

membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais a 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, nos dois grupos avaliados no estudo.

Relativamente ao GC, quanto aos índices de simetria dos testes concêntricos na velocidade angular de 60°/s, pode-se observar na tabela 3, que em média, o índice de simetria do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da flexão do joelho verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

No caso do GF, pode-se observar na tabela 3, que em média, o índice de simetria concêntrico do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da flexão do joelho verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

Quanto à avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, para flexão e extensão do joelho, relativamente à tabela 3 pode-se verificar que em média, o peak torque do músculo quadríceps a 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais a 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, nos dois grupos avaliados no estudo.

Por outro lado, também é possível constatar na tabela 3 que, em média, o valor no teste excêntrico do peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante e no membro não dominante, é superior relativamente ao valor no teste concêntrico do peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante e no membro não dominante.

Relativamente ao GC, quanto aos índices de simetria dos testes excêntricos na velocidade angular de 60°/s, pode-se observar na tabela 3, que em média, o índice de simetria do

músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da extensão do joelho (fase excêntrica) verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

No caso do GF, pode-se observar na tabela 3, que em média, o índice de simetria excêntrico do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da extensão do joelho (fase excêntrica) verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

Tabela 3. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Grupo	Peak Torque Quadríceps (N-m) a 60°/s			Peak Torque Isquiotibiais (N-m) a 60°/s		
	Membro Dominante	Membro Não Dominante Média ± DP	Índice de Simetria (%)	Membro Dominante	Membro Não Dominante Média ± DP	Índice de Simetria (%)
GC (n = 16)						
Concêntrica	210,79 ± 43,20	192,38 ± 36,69	91,92 ± 8,78	112,02 ± 22,48	97,46 ± 21,24	87,09 ± 9,74
Excêntrica	230,91 ± 56,59	218,25 ± 48,90	97,37 ± 22,63	155,43 ± 40,59	144,16 ± 27,74	96,23 ± 23,08
GF (n = 11)						
Concêntrica	213,17 ± 37,54	210,45 ± 34,68	99,45 ± 11,57	118,27 ± 24,68	113,65 ± 17,95	98,88 ± 21,25
Excêntrica	250,31 ± 50,83	230,65 ± 42,35	93,60 ± 15,01	155,42 ± 16,73	149,64 ± 22,00	97,08 ± 15,71

Observando a tabela 3.1, respetiva aos valores do GFL, quanto aos valores no teste concêntrico, verifica-se que, para individuo 1 e 3, o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para os indivíduos 1, 2 e 4; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, o individuo 1 e 4 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Respetivamente aos valores do teste excêntrico, na tabela 3.1, verifica-se que, para individuo 3, o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para os indivíduos 1, 2 e 4; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, o individuo 3 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 3.1. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)		Peak Torque Quadríceps 60°/s (N-m)		
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
		Intervalo de Valores (GC)		
		[167,59 a 253,99]	[155,69 a 229,07]	[83,14 a 100,7]
Concêntrica	Ind. 1	<u>144,5</u>	<u>148,1</u>	<u>102,49</u>
	Ind. 2	242,3	<u>243,4</u>	100,45
	Ind. 3	<u>161</u>	156,1	96,96
	Ind. 4	212,3	<u>235,9</u>	<u>111,12</u>
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)		
		[174,32 a 287,5]	[169,35 a 267,15]	[74,74 a 120,0]
Excêntrica	Ind. 1	244,5	<u>269,4</u>	110,18
	Ind. 2	263,3	<u>293,6</u>	111,51
	Ind. 3	<u>166,7</u>	240,4	<u>144,21</u>
	Ind. 4	285,4	<u>294</u>	103,01

Na tabela 3.2, referente aos indivíduos do GFL, quanto aos valores no teste concêntrico, verifica-se que, para o indivíduo 2, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para os indivíduos 2 e 4; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s, o indivíduo 2, 3 e 4 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Respetivamente aos valores no teste excêntrico, na tabela 3.2, verifica-se que, para todos os indivíduos, o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s, está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade

angular de 60°/s, apenas o individuo 1 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 3.2. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)		Peak Torque Isquiotibiais 60°/s (N-m)		
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
		Intervalos de Valores (GC)		
		[89,54 a 134,50]	[76,22 a 118,7]	[77,35 a 96,83]
Concêntrica	Ind. 1	108,6	87,3	80,39
	Ind. 2	<u>137,5</u>	<u>138,9</u>	<u>101,02</u>
	Ind. 3	124,9	89,2	<u>71,42</u>
	Ind. 4	124,6	<u>129,9</u>	<u>104,25</u>
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)		
		[114,84 a 196,02]	[116,42 a 171,9]	[73,15 a 119,31]
Excêntrica	Ind. 1	133,4	162,2	<u>121,59</u>
	Ind. 2	178,4	<u>174,4</u>	97,76
	Ind. 3	128,4	136,4	106,23
	Ind. 4	162,9	171,4	105,22

Quanto à avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, para flexão e extensão do joelho, relativamente à tabela 4 pode-se verificar que, em média, o valor do peak torque do músculo quadríceps a 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao valor do peak torque dos músculos isquiotibiais a 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, nos dois grupos avaliados no estudo.

Observando os valores do GC, quanto aos índices de simetria dos testes concêntricos, na velocidade angular de 180°/s, pode-se verificar na tabela 4, que em média, o índice de simetria do músculo quadríceps apresenta um valor >100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é inferior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da flexão do joelho verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro

dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

No caso do GF, pode-se observar na tabela 4, que em média, na velocidade angular de 180°/s, o índice de simetria concêntrico do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da flexão do joelho verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor >100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é inferior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

Passando à avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, para flexão e extensão do joelho, a tabela 4 demonstra que, em média, o peak torque do músculo quadríceps a 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais a 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, nos dois grupos avaliados no estudo.

Comparando o teste excêntrico com o teste concêntrico, verifica-se na tabela 4 que, em média, o valor no teste excêntrico do peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante e no membro não dominante, é superior relativamente ao valor no teste concêntrico do peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante e no membro não dominante.

Relativamente aos índices de simetria dos testes excêntricos na velocidade angular de 180°/s, no GC, pode-se observar na tabela 4 que, em média, o índice de simetria do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da extensão do joelho (fase excêntrica) verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

Respetivamente ao GF, pode-se observar na tabela 4 que, em média, na velocidade angular de 180°/s, o índice de simetria excêntrico do músculo quadríceps apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque do músculo quadríceps do

membro dominante é superior ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já no caso da extensão do joelho (fase excêntrica) verifica-se que, em média, o índice de simetria dos músculos isquiotibiais apresenta um valor <100%, o que indica que, em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é superior ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante.

Tabela 4. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, no teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s. (Médias e DP)

Grupo	Peak Torque Quadríceps (N-m) a 180°/s			Peak Torque Isquiotibiais (N-m) a 180°/s		
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)						
Concêntrica	138,75 ± 26,49	140,45 ± 27,34	101,71 ± 10,81	91,29 ± 19,80	81,94 ± 17,06	90,83 ± 14,52
Excêntrica	234,19 ± 42,21	221,20 ± 32,81	96,03 ± 15,89	159,46 ± 32,63	141,38 ± 31,17	90,10 ± 17,60
GF (n = 11)						
Concêntrica	148,94 ± 22,07	146,02 ± 19,65	98,81 ± 11,70	94,19 ± 29,16	92,85 ± 13,12	105,12 ± 26,57
Excêntrica	242,08 ± 49,09	233,31 ± 34,88	98,49 ± 17,70	166,49 ± 28,56	155,70 ± 26,38	94,51 ± 13,69

Analisando a tabela 4.1, respetiva aos valores do GFL, quanto aos valores do teste concêntrico, verifica-se que, para indivíduo 1 e 4, o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); quanto ao valor do peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, este não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Passando a analisar os valores do teste excêntrico, verifica-se na tabela 4.1 que, para todos os indivíduos, o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante, na velocidade angular de 180°/s, está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante, na velocidade angular de

180°/s, está balizado com o intervalo de valores do GC, em todos os indivíduos; quanto ao índice de simetria do peak torque do músculo quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, também todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 4.1. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) do músculo quadríceps de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)		Peak Torque Quadríceps 180°/s (N-m)		
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
		Intervalos de Valores (GC)		
		[112,26 a 165,24]	[113,11 a 167,79]	[90,9 a 112,52]
Concêntrica	Ind. 1	116,3	118,4	101,81
	Ind. 2	158,7	151,5	95,46
	Ind. 3	132,6	133,3	100,53
	Ind. 4	149,8	153,5	102,47
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)		
		[191,98 a 276,4]	[188,39 a 254,01]	[80,14 a 111,92]
Excêntrica	Ind. 1	215,7	<u>267,3</u>	<u>123,92</u>
	Ind. 2	251,9	<u>311,7</u>	<u>123,74</u>
	Ind. 3	<u>166,1</u>	<u>262,8</u>	<u>158,22</u>
	Ind. 4	253,4	232	91,55

Na tabela 4.2, respetiva aos valores dos indivíduos do GFL, no teste concêntrico, pode-se verificar que, para o individuo 2 e 4, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; já quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

No caso do valores do teste excêntrico, verifica-se na tabela 4.2 que, para o indivíduo 1 e 2, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC; o peak torque dos

músculos isquiotibiais do membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; quanto ao índice de simetria do peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, o indivíduo 1 e 4 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 4.2. – Peak torques (N-m) e índices de simetria de força máxima (%) dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)		Peak Torque Isquiotibiais 180°/s (N-m)		
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
		Intervalos de Valores (GC)		
		[71,49 a 111,09]	[64,88 a 99,0]	[76,31 a 105,35]
Concêntrica	Ind. 1	91,8	89,5	97,49
	Ind. 2	<u>121,4</u>	<u>115,8</u>	95,39
	Ind. 3	89,2	75,4	84,53
	Ind. 4	<u>115</u>	93,7	81,48
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)		
		[126,83 a 192,09]	[110,21 a 172,55]	[72,5 a 107,7]
Excêntrica	Ind. 1	<u>108,6</u>	144,3	<u>132,87</u>
	Ind. 2	<u>200,8</u>	<u>179,1</u>	89,19
	Ind. 3	169,0	130,9	77,46
	Ind. 4	145,2	158,0	<u>108,82</u>

Na tabela 5, pode-se verificar a existência de uma correlação positiva forte ($r = 0,760$) entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no teste concêntrico, no membro dominante do GC; quanto ao membro não dominante do GC, verifica-se uma correlação positiva forte ($r = 0,875$) entre as mesmas variáveis.

Quanto ao GF, também se verifica a existência de correlações positivas fortes de ($r = 0,782$) e ($r = 0,912$), entre as variáveis supracitadas, no membro dominante e no membro não dominante, respetivamente.

Tabela 5. – Correlação do peak torque do músculo quadríceps entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

		PTcc Quadríceps 180°/s			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
PTcc Quadríceps 60°/s		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
	<i>r</i>	0,760**	0,782**	0,875**	0,912**
	<i>p</i>	0,001	0,004	0,000	0,000

** sig ≤ 0,01 indica a existência de uma correlação forte.

A tabela 6 mostra a existência de uma correlação positiva forte ($r = 0,880$) entre o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s e o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular 180°/s, no teste concêntrico, no membro dominante do GC. Já para o membro não dominante do GC, estas variáveis tiveram uma correlação positiva forte ($r = 0,848$).

Relativamente ao GF, a tabela 6 demonstra que, entre peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade de 60°/s e de 180°/s apenas se verificou uma correlação positiva ($r = 0,721$) no membro dominante.

Tabela 6. – Correlação do peak torque dos músculos isquiotibiais entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

		PTcc Isquiotibiais 180°/s			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
PTcc Isquiotibiais 60°/s		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
	<i>r</i>	0,880**	0,721*	0,848**	0,693
	<i>p</i>	0,000	0,012	0,000	0,018

** sig ≤ 0,01 indica a existência de uma correlação forte.

* sig ≤ 0,05 indica a existência de uma correlação.

Observando a tabela 7, verifica-se que, no teste excêntrico, existe uma correlação positiva forte ($r = 0,745$) entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante do GC. No caso do membro não dominante do GC, existe uma correlação positiva ($r = 0,564$) entre as mesmas variáveis.

Quanto ao GF, apenas no membro não dominante se encontra uma correlação positiva ($r = 0,613$) entre as variáveis da tabela 7.

Tabela 7. – Correlação do peak torque da tensão total dos músculos quadríceps entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase excêntrica.

PTecc Quadríceps 180°/s				
PTecc Quadríceps 60°/s	Membro Dominante		Membro não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,745**	0,331	0,564*	0,613*
<i>p</i>	0,001	0,320	0,023	0,045

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

Já na tabela 8, pode-se verificar, no teste excêntrico, a existência de uma correlação positiva forte ($r = 0,692$) entre o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s e o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular 180°/s, no membro dominante do GC. Verificando o membro não dominante do GC, existe uma correlação positiva forte ($r = 0,742$) entre estas variáveis.

Para o GF, verifica-se que, entre as variáveis supracitadas, existe uma correlação positiva ($r = 0,702$) apenas no membro não dominante.

Tabela 8. – Correlação do peak torque da tensão total dos músculos isquiotibiais entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase excêntrica.

PTecc Isquiotibiais 180°/s				
PTecc Isquiotibiais 60°/s	Membro Dominante		Membro não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,692**	0,155	0,742**	0,702*
<i>p</i>	0,003	0,649	0,001	0,016

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

Através da avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético no teste concêntrico, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, para flexão e extensão do joelho, foi possível estabelecer rácios convencionais Icon/Qcon a 60°/s e 180°/s, verificando-se na tabela 9, que, em média, o rácio convencional Icon/Qcon na velocidade

angular de 60°/s é inferior relativamente ao rácio convencional Icon/Qcon na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante e no membro não dominante, de ambos os grupos do estudo.

Tabela 9. – Rácio Convencional Icon/Qcon (%) na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e de 180°/s. (Média e DP)

Variáveis	Rácio Convencional Icon/Qcon 60°/s (%)		Rácio Convencional Icon/Qcon 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
Grupo	Média ± DP		Média ± DP	
GC (n = 16)	53,78 ± 7,50	50,79 ± 6,49	66,22 ± 9,80	58,69 ± 8,46
GF (n = 11)	55,51 ± 7,03	54,13 ± 3,28	63,30 ± 16,40	64,24 ± 10,60

Analisando a tabela 9.1, referente aos valores dos indivíduos do GFL, na fase concêntrica, é possível verificar que, para o indivíduo 1 e 3, no membro dominante, o valor do rácio convencional Icon/Qcon, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); no membro não dominante, o valor rácio convencional Icon/Qcon, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o individuo 1.

Já na velocidade angular de 180°/s, o rácio convencional Icon/Qcon do membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o individuo 1, 2 e 3; por fim, quanto ao rácio convencional Icon/Qcon do membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, o indivíduo 1 e 2 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 9.1. – Rácio Convencional Icon/Qcon (%) na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Rácio Convencional Icon/Qcon 60°/s (%)		Rácio Convencional Icon/Qcon 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
	Intervalos de Valores (GC)			
	[46,28 a 61,28]	[44,3 a 57,28]	[56,42 a 76,02]	[50,23 a 67,15]
Ind. 1	<u>75,16</u>	<u>58,95</u>	<u>78,93</u>	<u>75,59</u>
Ind. 2	56,75	57,07	<u>76,50</u>	<u>76,44</u>
Ind. 3	<u>77,58</u>	57,14	67,27	56,56
Ind. 4	58,69	55,07	<u>76,77</u>	61,04

Utilizando a avaliação de força realizada no dinamômetro isocinético no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, para flexão e extensão do joelho, foi possível estabelecer rácios convencionais Iexc/Qexc a 60°/s e 180°/s, verificando-se na tabela 10, que, em média, o rácio convencional Iexc/Qexc na velocidade angular de 60°/s é menor em relação ao rácio convencional Iexc/Qexc na velocidade angular de 180°/s, para o membro dominante e o membro não dominante do GF, já no caso do GC, apenas o membro dominante descreve esta tendência.

Tabela 10. – Rácio Convencional (%) Iexc/Qexc na fase excêntrica, nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s. (Médias e DP)

Variáveis	Rácio Convencional Iexc/Qexc 60°/s (%)		Rácio Convencional Iexc/Qexc 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
	Média ± DP		Média ± DP	
GC (n = 16)	68,35 ± 13,36	67,50 ± 12,49	68,47 ± 10,54	64,07 ± 11,68
GF (n = 15)	64,17 ± 12,40	66,73 ± 15,25	69,78 ± 10,09	67,33 ± 10,35

Quanto à tabela 10.1, esta apresenta os valores respetivos aos indivíduos do GFL, na fase excêntrica, verificando-se que, para o indivíduo 1, o valor do rácio convencional Iexc/Qexc na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); para o membro não dominante, o valor do

rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} , na velocidade angular de 60°/s, de todos os indivíduos, está balizado com o intervalo de valores do GC.

Relativamente aos valores do rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} , na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, verifica-se que nenhum dos indivíduos têm o valor balizado com o intervalo de valores do GC; por fim, para o indivíduo 3, o valor do rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} , na velocidade angular de 180°/s, no membro não dominante, não está balizado com os valores de referência do GC.

Tabela 10.1. – Rácio Convencional (%) I_{exc}/Q_{exc} na fase excêntrica, nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Rácio Convencional I_{exc}/exc 60°/s (%)		Rácio Convencional I_{exc}/Q_{exc} 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
	Intervalos de Valores (GC)			
	[54,99 a 81,71]	[55,01 a 79,99]	[57,93 a 79,01]	[52,39 a 75,75]
Ind. 1	<u>54,56</u>	60,21	<u>50,35</u>	53,98
Ind. 2	67,76	59,40	<u>79,71</u>	57,46
Ind. 3	77,02	56,74	<u>101,75</u>	<u>49,81</u>
Ind. 4	57,08	58,30	<u>57,30</u>	68,10

Utilizando os valores do teste concêntrico e do teste excêntrico, da avaliação de força realizada no dinamómetro isocinético, para extensão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, a tabela 11 apresenta o rácio funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} , verificando-se que, em média, o rácio funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} , na velocidade angular de 60°/s, é menor comparativamente com o rácio funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} , na velocidade angular de 180°/s.

Tabela 11. – Rácio Funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} (%) para o peak torque dos isquiotibiais e do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. (Médias e DP)

Variáveis	Rácio Funcional de Extensão I_{exc}/Q_{con} 60°/s (%)		Rácio Funcional de Extensão I_{exc}/Q_{con} 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
Grupo	Média ± DP		Média ± DP	
GC (n = 16)	73,97 ± 12,58	76,10 ± 13,69	115,33 ± 14,74	101,93 ± 20,88
GF (n = 11)	74,51 ± 12,08	71,86 ± 9,17	113,14 ± 20,66	107,19 ± 15,20

A tabela 11.1, destaca os valores dos indivíduos do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 1, o valor do rácio funcional de extensão Iexc/Qcon, na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); no membro não dominante, o valor do rácio funcional de extensão Iexc/Qcon, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1.

Relativamente aos valores do rácio funcional de extensão Iexc/Qcon, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, verifica-se que, para o indivíduo 1 e 4, valor não está balizado com o intervalo de valores do GC; já quanto ao membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, para todos os indivíduos, o valor do rácio funcional de extensão Iexc/Qcon está balizado com os valores de referência do GC.

Tabela 11.1. – Rácio Funcional de extensão Iexc/Qcon (%) para o peak torque dos isquiotibiais e do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Rácio Funcional Iexc/Qcon 60°/s (%)		Rácio Funcional Iexc/Qcon 180°/s (%)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
	Intervalos de Valores (GC)			
	[61,39 a 86,55]	[62,41 a 89,79]	[100,59 a 130,07]	[81,05 a 122,81]
Ind. 1	<u>92,32</u>	<u>109,52</u>	<u>93,38</u>	121,88
Ind. 2	73,63	71,65	126,53	118,22
Ind. 3	79,75	87,38	127,45	98,20
Ind. 4	76,73	72,66	<u>96,93</u>	102,93

5.2.1. Dados no Ângulo de Ocorrência do Peak Torque do Teste Excêntrico

Após observação dos valores do teste excêntrico, para flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s, foi verificado o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, que foi utilizado como referência. Nesse mesmo ângulo, relativamente à tabela 12, verifica-se que ocorre um torque da tensão activa do quadríceps (tensão das fibras musculares ativas), e um torque da tensão passiva do quadríceps (tensão do tendão), sendo que a soma dos dois torques corresponde ao valor do PT do músculo quadríceps.

Observando a tabela 12, verifica-se que, em média, na velocidade angular de 60°/s, o torque da tensão activa do quadríceps é superior ao torque da tensão passiva do quadríceps, no membro dominante e no membro não dominante de ambos os grupos do estudo.

Relativamente ao ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s, na tabela 12 pode-se constatar que, em média, este ângulo é inferior no membro dominante em comparação com o membro não dominante, para os dois grupos de estudo.

Tabela 12. – Torques do músculo quadríceps e do tendão quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Variáveis	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
Grupo	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)	183,68 ± 56,56	47,23 ± 61,48	56,88 ± 18,59	177,36 ± 37,32	40,89 ± 39,66	61,13 ± 11,61
GF (n = 11)	203,26 ± 42,42	47,05 ± 45,52	58,55 ± 10,55	196,94 ± 36,03	33,71 ± 42,23	61,09 ± 9,96

Na tabela 12.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, na velocidade angular de 60°/s, verificando-se que, para o indivíduo 2, o valor do torque da tensão activa do quadríceps, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do torque da tensão passiva do quadríceps, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 4; ainda no membro dominante, o valor do ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, o indivíduo 4 não está balizado com os valores de referência do GC.

No caso do membro não dominante, verifica-se que, para o indivíduo 2 e 4, o valor do torque da tensão activa do quadríceps não está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do torque da tensão passiva do quadríceps, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1 e 3; quanto ao ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, no membro não dominante, o indivíduo 4 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 12.1. – Torque do músculo quadríceps e do tendão quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamômetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	Intervalos de Valores (GC)					
	[127,12 a 240,24]	[-14,25 a 108,71]	[38,29 a 75,47]	[140,04 a 214,68]	[1,23 a 80,55]	[49,52 a 72,74]
Ind. 1	137,5	107,0	68	144,7	<u>124,7</u>	66
Ind. 2	<u>242,2</u>	21,1	68	<u>228,6</u>	65,0	<u>74</u>
Ind. 3	147,7	19,0	60	150,8	<u>89,6</u>	62
Ind. 4	167,3	<u>118,1</u>	<u>81</u>	<u>231,1</u>	62,9	<u>73</u>

Na tabela 13, pode-se constatar que não existe nenhuma correlação ($p > 0,05$), na velocidade angular de 60°/s, entre o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, e o PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, no membro dominante e no membro não dominante, para ambos os grupos do estudo.

Tabela 13. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps de ambos os membros, na velocidade angular de 60°/s.

Ângulo de Ocorrência PT Quadríceps 60°/s	PTecc Quadríceps 60°/s			
	Membro Dominante		Membro não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,073	0,156	0,259	0,024
<i>p</i>	0,789	0,648	0,332	0,944

Verificando o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 14, verifica-se que, em média, o torque da tensão activa do quadríceps é superior ao torque da tensão passiva do quadríceps, no membro dominante e no membro não dominante do GF, já para o GC, o mesmo padrão apenas se constata no membro não dominante.

Quanto o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, na velocidade angular de 180°/s, na tabela 14 pode-se constatar que, em média, este ângulo

é inferior no membro dominante em comparação com o membro não dominante para o GC, sendo que no GF, em média, o valor do ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, é mais alto no membro dominante relativamente ao membro não dominante.

Tabela 14. – Torque do músculo quadríceps, do tendão quadríceps e dos músculos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s. (Médias e DP)

Grupo	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)	116,24 ± 33,21	117,95 ± 47,76	50,94 ± 21,95	119,98 ± 33,02	101,22 ± 42,85	52,94 ± 16,30
GF (n = 11)	127,37 ± 42,87	114,71 ± 45,08	46,45 ± 21,19	120,56 ± 39,03	112,75 ± 32,06	42,82 ± 23,22

Já a tabela 14.1, destaca os valores dos indivíduos do GFL, na velocidade angular de 180°/s, verificando-se que, para todos os indivíduos, o valor do torque da tensão activa do quadríceps, no membro dominante, está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do torque da tensão passiva do quadríceps, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 3; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, no membro dominante, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

No caso do membro não dominante, verifica-se que, para todos os indivíduos, o valor do torque da tensão activa do quadríceps, está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do torque da tensão passiva do quadríceps, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1 e 2; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, no membro não dominante, o indivíduo 1 e 2 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 14.1. – Torque do músculo quadríceps, do tendão quadríceps e dos músculos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do teste de força no dinamômetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque do Quadríceps (N-m)	Torque do Tendão Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	Intervalos de Valores (GC)					
	[83,03 a 149,45]	[70,19 a 165,71]	[28,99 a 72,89]	[86,96 a 153,0]	[58,37 a 144,07]	[36,64 a 69,24]
Ind. 1	109,1	106,6	62	97,5	<u>169,8</u>	<u>73</u>
Ind. 2	141,4	110,5	64	119,7	<u>192,0</u>	<u>77</u>
Ind. 3	129,6	<u>36,5</u>	54	119,9	142,9	64
Ind. 4	135,5	117,9	71	147,9	84,1	61

Na tabela 15, é possível constatar que não existe nenhuma correlação ($p > 0,05$), na velocidade angular de 180°/s, entre o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, e o PT do músculo quadríceps, no teste excêntrico, no membro dominante e no membro não dominante, para ambos os grupos do estudo.

Tabela 15. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps de ambos os membros, na velocidade angular de 180°/s.

Ângulo de Ocorrência PT Quadríceps 180°/s	PTecc Quadríceps 180°/s				
	<i>r</i>	Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,199	0,480	0,449	0,519	
<i>p</i>	0,460	0,135	0,081	0,102	

Após análise dos valores do teste excêntrico, para extensão do joelho, na velocidade angular de 60°/s, foi verificado o ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, que foi utilizado como referência. Nesse mesmo ângulo, relativamente à tabela 16, verifica-se que ocorre um torque da tensão activa dos isquiotibiais (tensão das fibras musculares ativas), e um torque da tensão passiva dos isquiotibiais (tensão dos tendões), sendo que a soma dos dois torques corresponde ao valor do PT dos músculos isquiotibiais. Observando a tabela 16, verifica-se que, em média, na velocidade angular de 60°/s, o torque da tensão activa dos isquiotibiais é superior ao torque da tensão passiva dos

isquiotibiais, no membro dominante e no membro não dominante para o GF, sendo que, no caso do GC, este padrão apenas acontece no membro dominante.

Quanto o ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s, na tabela 16 é possível constatar que, em média, este ângulo é inferior no membro dominante em comparação com o membro não dominante para o GF, sendo que no GC, em média, o valor do ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, é mais alto no membro dominante relativamente ao membro não dominante.

Tabela 16. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s. (Médias e DP)

Variáveis	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque dos Isq (N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque dos Isq.(N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
Grupo	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)	88,62 ± 23,83	57,64 ± 35,04	21,19 ± 17,36	71,34 ± 29,62	72,82 ± 32,44	20,44 ± 19,14
GF (n = 11)	90,15 ± 44,84	65,27 ± 42,81	15,55 ± 9,94	91,48 ± 34,47	58,15 ± 30,62	30,00 ± 27,61

Na tabela 16.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, na velocidade angular de 60°/s, verificando-se que, para o indivíduo 2, 3 e 4, o valor do torque da tensão activa dos isquiotibiais, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); no caso do valor do torque da tensão passiva dos isquiotibiais, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 3; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, no membro dominante, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

No membro não dominante, verifica-se que, para o indivíduo 1 e 4, o valor do torque da tensão activa dos isquiotibiais, não está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do torque da tensão passiva dos isquiotibiais, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, no membro não

dominante, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 16.1. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque dos Isq (N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque dos Isq.(N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	Intervalos de Valores (GC)					
	[64,79 a 112,45]	[22,6 a 92,68]	[3,83 a 38,55]	[41,72 a 100,96]	[40,38 a 105,26]	[1,3 a 39,58]
Ind. 1	94,6	38,8	13	<u>30,2</u>	<u>132,0</u>	4
Ind. 2	<u>132,6</u>	45,8	23	42,1	57,8	9
Ind. 3	<u>119,6</u>	<u>8,8</u>	15	86	50,4	19
Ind. 4	<u>121,4</u>	41,50	18	<u>127,6</u>	43,8	21

Na tabela 17, é possível constatar que existe correlação negativa ($r = -0,618$), na velocidade angular de 60°/s, entre o ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, e o PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, no membro dominante do GC.

Tabela 17. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, na velocidade angular de 60°/s.

Ptecc Isquiotibiais 60°/s					
Ângulo de Ocorrência PT Isquiotibiais 60°/s	Membro Dominante		Membro não Dominante		<i>r</i>
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)	
	<i>p</i>	-0,618*	0,496	-0,088	
	0,011	0,120	0,746	0,696	

* sig ≤ 0,05 indica a existência de uma correlação.

Verificando o ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 18, verifica-se que, em média, o torque da tensão activa dos isquiotibiais é inferior ao torque da tensão passiva dos isquiotibiais, no membro dominante e no membro não dominante para o GF, sendo que, no caso do GC, este padrão apenas se verifica no membro dominante.

Relativamente ao ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, na velocidade angular de 180°/s, na tabela 18 é possível constatar que, em média, este ângulo é maior no membro dominante em comparação com o membro não dominante para os dois grupos de estudo.

Respetivamente ao ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, no membro não dominante, a tabela 18 mostra ainda que, em média, existe um aumento significativo ($p \leq 0,05$) do ângulo do GC comparativamente ao ângulo do GF.

Tabela 18. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s. (Média e DP)

Variáveis	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque dos Isq. (N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque dos Isq. (N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
Grupo	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)	68,35 ± 17,59	91,11 ± 32,47	43,56 ± 23,79	71,70 ± 21,09	69,68 ± 30,67	37,06 ± 23,08*
GF (n = 11)	75,87 ± 23,11	90,62 ± 34,81	27,00 ± 19,68	63,76 ± 27,77	91,94 ± 38,94	19,45 ± 15,87

* sig $\leq 0,05$ existe diferença significativa entre os grupos

Na tabela 18.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, na velocidade angular de 180°/s, verificando-se que, para o indivíduo 2 e 4, o valor do torque da tensão activa dos isquiotibiais, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor do torque da tensão passiva dos isquiotibiais, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1 e 4; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, no membro dominante, o indivíduo 1, 2 e 3 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Relativamente ao membro não dominante, verifica-se que, para todos os indivíduos, o valor do torque da tensão activa dos isquiotibiais, está balizado com o intervalo de valores do GC; também o valor do torque da tensão passiva dos isquiotibiais, no membro não dominante, está balizado com o intervalo de valores do GC, para todos os indivíduos; quanto ao valor do ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste

excêntrico, no membro não dominante, o indivíduo 1 e 3 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 18.1. – Torque dos músculos isquiotibiais e dos tendões dos isquiotibiais, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, do teste de força no dinamômetro isocinético na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Torque dos Isq (N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque dos Isq.(N-m)	Torque dos Tendões Isq. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	Intervalos de Valores (GC)					
	[50,76 a 85,94]	[58,64 a 123,58]	[19,77 a 67,35]	[50,61 a 92,79]	[39,01 a 100,35]	[13,98 a 60,14]
Ind. 1	70,1	<u>38,5</u>	<u>19</u>	75,8	68,5	<u>13</u>
Ind. 2	<u>86,6</u>	114,2	<u>11</u>	88,4	90,7	17
Ind. 3	60,7	108,3	<u>10</u>	55,4	75,5	<u>10</u>
Ind. 4	<u>99,6</u>	<u>45,6</u>	23	89,2	68,8	39

Sobre a tabela 19, é possível verificar que existe correlação negativa ($r = -0,546$), na velocidade angular de 180°/s, entre o ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, e o PT dos músculos isquiotibiais, no teste excêntrico, no membro não dominante do GC.

Tabela 19. – Correlação entre o ângulo de ocorrência do peak torque na fase excêntrica e o peak torque na fase excêntrica, dos músculos isquiotibiais de ambos os membros, na velocidade angular de 180°/s.

PTecc Isquiotibiais 180°/s					
Ângulo de Ocorrência PT Isquiotibiais 180°/s		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
	<i>r</i>	0,138	0,047	-0,546*	-0,234
	<i>p</i>	0,610	0,891	0,029	0,488

* sig ≤ 0,05 indica a existência de uma correlação.

5.3. Parâmetros do Teste Drop Vertical Jump

Durante a realização do teste DVJ, a filmagem no plano frontal permitiu obter os ângulos de alinhamento do joelho, no momento de repouso e no momento de receção ao solo, verificando-se na tabela 20 que, em média, no momento de repouso, no membro dominante e no membro não dominante, o ângulo de alinhamento do joelho apresenta um valor $<180^\circ$, em ambos os grupos, o que indica um desalinhamento valgo do joelho. Já no momento de receção ao solo, em média, no membro dominante e no membro não dominante, o ângulo de alinhamento do joelho aumenta para um valor $>181,5^\circ$, em ambos os grupos, representando isto um desalinhamento varo do joelho.

Tabela 20. – Ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores no momento de repouso e no momento de receção ao solo, referente ao teste DVJ. (Médias e DP)

Variáveis	Ângulo de alinhamento do Joelho do Membro Dominante (°)		Ângulo de alinhamento do Joelho do Membro não Dominante (°)	
	Momento de Repouso	Momento de Receção ao Solo	Momento de Repouso	Momento de Receção ao Solo
Grupo	Média ± DP		Média ± DP	
GC (n = 16)	177,38 ± 3,96	192,81 ± 21,89	177,88 ± 3,16	188,94 ± 15,30
GF (n = 11)	178,27 ± 3,80	188,91 ± 12,02	178,09 ± 2,55	193,45 ± 11,74

Na tabela 20.1, estão apresentados os valores dos indivíduos do GFL, verificando-se que, para todos os indivíduos, o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro dominante, no momento de repouso, está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); já o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro dominante, no momento de receção ao solo, está balizado com o intervalo de valores do GC, para todos os indivíduos.

Quanto ao valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro não dominante, no momento de repouso, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC; por fim verifica-se, para o indivíduo 1 e 2, que o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro não dominante, no momento de receção ao solo, não está balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 20.1. – Ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores no momento de repouso e no momento de receção ao solo, referente ao teste DVJ, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Ângulo de alinhamento do Joelho do Membro Dominante (°)		Ângulo de alinhamento do Joelho do Membro não Dominante (°)	
	Momento de Repouso	Momento de Receção ao Solo	Momento de Repouso	Momento de Receção ao Solo
	Intervalos de Valores (GC)			
	[173,42 a 181,34]	[170,92 a 214,7]	[174,72 a 181,04]	[173,64 a 204,24]
Ind. 1	177	179	178	<u>215</u>
Ind. 2	178	197	177	<u>210</u>
Ind. 3	175	211	178	202
Ind. 4	176	164	179	188

Através da avaliação realizada no teste DVJ, foram conseguidos alguns parâmetros bilaterais, verificando-se na tabela 21, que, em média, o valor do tempo de contacto com o solo, da altura do salto e da potência do salto do GF foi melhor que os valores registados para o GC.

Tabela 21. – Variáveis do teste DVJ bilateral, tempo de contacto com o solo, altura do salto e potência do salto. (Médias e DP)

Variáveis	Teste DVJ Bilateral		
	Tempo de Contacto com o Solo (s)	Altura do Salto (cm)	Potência do Salto (W/kg)
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
GC (n = 16)	0,343 ± 0,09	28,95 ± 7,01	29,35 ± 8,28
GF (n = 11)	0,303 ± 0,07	29,52 ± 5,43	31,90 ± 6,34

Através da tabela 21.1, onde estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, verifica-se, para o indivíduo 4, que o valor do tempo de contacto com o solo, não está balizado com o balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); quanto ao valor da altura do salto, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 4; já no caso do valor da potência do salto, o indivíduo 1 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 21.1. – Variáveis do teste DVJ bilateral, tempo de contacto com o solo, altura do salto e potência do salto, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Teste DVJ Bilateral		
	Tempo de Contacto com o Solo (s)	Altura do Salto (cm)	Potência do Salto (W/kg)
	Intervalos de Valores (GC)		
	[0,252 a 0,433]	[21,94 a 35,96]	[21,07 a 37,63]
Ind. 1	0,348	26,60	26,21
Ind. 2	0,350	23,82	23,96
Ind. 3	0,339	33,00	31,58
Ind. 4	<u>0,173</u>	<u>36,80</u>	<u>54,91</u>

Na tabela 22, é possível verificar que existe correlação negativa ($r = -0,587$), entre o tempo de contacto e a potência do salto, no GC. Já quanto ao GF, também existe uma correlação negativa ($r = -0,721$) entre as duas variáveis descritas anteriormente.

Tabela 22 – Correlação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto no teste DVJ.

Potência do Salto	Tempo de Contacto o Solo	
	Bilateral	
	GC	GF
<i>r</i>	-0,587*	-0,721*
<i>P</i>	0,017	0,012

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

Na tabela 23, é possível verificar que existe correlação positiva forte ($r = 0,766$), entre a altura do salto e a potência do salto, no GC. Para o GF, não se verificou qualquer correlação entre as variáveis ($p > 0,05$).

Tabela 23 – Correlação entre a altura do salto e a potência do salto, no teste DVJ.

Potência do Salto	Altura do Salto	
	Bilateral	
	GC	GF
<i>r</i>	0,766**	0,469
<i>P</i>	0,000	0,145

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

5.4. Parâmetros Ecografia ao Membro Inferior

A avaliação realizada através da ecografia ao membro inferior, permitiu acesso aos valores de espessura do músculo RF e do músculo VL, verificando-se na tabela 24, que a espessura do músculo RF é superior à espessura do músculo VL, no membro dominante e no membro não dominante.

Por outro lado, na tabela 24 é possível identificar um aumento significativo ($p \leq 0,05$) na espessura do RF, no membro dominante, do GF em relação ao GC.

Tabela 24. – Espessura do músculo reto femoral e do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias. (Médias e DP)

Variáveis	Espessura Reto Femoral (cm)		Espessura Vasto Lateral (cm)	
	Membro Dominante	Membro não Dominante	Membro Dominante	Membro não Dominante
Grupo	Média \pm DP		Média \pm DP	
GC (n = 16)	1,80 \pm 0,34	1,88 \pm 0,32	2,29 \pm 0,38	2,19 \pm 0,41
GF (n = 11)	2,13 \pm 0,21*	2,12 \pm 0,30	2,17 \pm 0,59	2,31 \pm 0,41

* sig $\leq 0,05$ existe diferença significativa entre os grupos

Na tabela 24.1, estão destacados os valores do indivíduos do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 1, 2 e 3, o valor da espessura do RF, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média \pm DP); já o valor da espessura do RF, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1, 2 e 3;

Relativamente ao valor da espessura do VL, no membro dominante, verifica-se que para o indivíduo 2 e 3 o seu valor não está balizado com o intervalo de valores do GC; quanto ao valor da espessura do VL, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 3.

Tabela 24.1. – Espessura do músculo reto femoral e do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Espessura Reto Femoral (cm)		Espessura Vasto Lateral (cm)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
	Intervalos de Valores (GC)			
	[1,46 a 2,14]	[1,56 a 2,2]	[1,91 a 2,67]	[1,78 a 2,6]
Ind. 1	<u>2,34</u>	<u>2,44</u>	2,42	2,44
Ind. 2	<u>2,66</u>	<u>2,55</u>	<u>2,93</u>	2,55
Ind. 3	<u>1,38</u>	<u>1,4</u>	<u>1,61</u>	<u>1,35</u>
Ind. 4	1,98	1,97	2,2	2,13

Na tabela 25, pode-se verificar, no GC, a existência de uma correlação positiva ($r = 0,570$) entre a espessura do músculo RF e a área de secção transversa do músculo RF, no membro não dominante. No membro dominante, não se identifica nenhuma correlação ($p \leq 0,05$). Analisando o GF, verifica-se que, entre as variáveis supracitadas, existe uma correlação positiva forte ($r = 0,800$), no membro dominante, e uma correlação positiva forte ($r = 0,859$), no membro não dominante

Tabela 25. – Correlação entre a espessura do reto femoral e a sua área de secção transversa em ambos os membros.

Área de Secção Transversal do Reto Femoral	Espessura Reto Femoral				
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
r	0,381	0,800**	0,570*	0,859**	
p	0,145	0,003	0,021	0,001	

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

Relativamente à tabela 26, verifica-se, no GC, a existência de uma correlação positiva ($r = 0,523$) entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de $60^\circ/s$, no membro dominante; já no membro não dominante, no GC, identifica-se uma correlação positiva forte ($r = 0,626$) entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de $60^\circ/s$. Correlacionando a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps, na velocidade angular de $180^\circ/s$, no GC, no membro dominante verificou-se uma correlação positiva ($r = 0,512$).

No GF, não foi identificada nenhuma correlação entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, nas duas velocidades angulares, nos dois membros inferiores.

Tabela 26. – Correlação entre a área de secção transversa do músculo reto femoral e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$, de ambos os membros na fase concêntrica.

		Espessura Reto Femoral				
		Membro Dominante		Membro não Dominante		
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)	
PTcc Quadríceps	<i>r</i>	0,523*	-0,363	0,626**	0,134	
		- $60^\circ/s$	0,145	-0,435	0,512*	-0,015
	<i>p</i>	- $180^\circ/s$	0,038	0,272	0,010	0,694
			0,593	0,181	0,043	0,964

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

Quanto à tabela 27, verifica-se, no GC, a existência de uma correlação negativa ($r = -0,573$) entre a espessura do músculo RF e o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps no teste excêntrico, na velocidade angular de $60^\circ/s$, no membro dominante.

No GF, não foi identificada nenhuma correlação entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps, nas duas velocidades angulares, nos dois membros inferiores.

Tabela 27. – Correlação entre a espessura do músculo reto femoral e o ângulo de ocorrência peak torque na fase excêntrica, do músculo quadríceps, do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s.

		Espessura Reto Femoral			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
Ângulo de Ocorrência do PTecc Quadríceps	<i>r</i>	-0,573*	-0,053	-0,291	-0,475
		-0,448	0,185	0,220	0,374
- 60°/s -180°/s	<i>p</i>	0,020	0,877	0,275	0,139
		0,082	0,629	0,413	0,257

* sig ≤ 0,05 indica a existência de uma correlação.

A avaliação realizada através da ecografia ao membro inferior, permitiu acesso às espessuras do tendão do músculo quadríceps, do ligamento patelar proximal e do ligamento patelar distal. Assim, relativamente à tabela 28, verifica-se que, no GC, a espessura do ligamento patelar proximal e a espessura do ligamento patelar distal são inferiores no membro dominante comparativamente com o membro não dominante; no GF, verifica-se que, a espessura do tendão do músculo quadríceps, a espessura do ligamento patelar proximal e a espessura do ligamento patelar distal são superiores no membro dominante comparativamente com o membro não dominante.

Tabela 28. – Espessuras do tendão quadríceps, ligamento patelar proximal e distal, referentes ao membro dominante e ao membro não dominante. (Médias e DP)

Variáveis	Espessuras no Membro Dominante			Espessuras Membro não Dominante		
	Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)	Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)
Grupo	Média ± DP			Média ± DP		
GC (n = 16)	0,59 ± 0,10	0,52 ± 0,07	0,44 ± 0,05	0,59 ± 0,13	0,54 ± 0,07	0,46 ± 0,06
GF (n = 11)	0,62 ± 0,10	0,56 ± 0,09	0,47 ± 0,05	0,60 ± 0,07	0,51 ± 0,07	0,44 ± 0,05

Na tabela 28.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 2, o valor da espessura do tendão do músculo quadríceps, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor da espessura do ligamento patelar proximal, no membro dominante, não está balizado com

o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1, 2 e 3; quanto ao valor da espessura do ligamento patelar distal, no membro dominante, o indivíduo 1 e 2 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Relativamente ao membro não dominante, verifica-se que, para todos os indivíduos, o valor da espessura do tendão do músculo quadríceps, está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor da espessura do ligamento patelar proximal, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 1, 2 e 4; quanto ao valor da espessura do ligamento patelar distal, no membro não dominante, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 28.1. – Espessuras do tendão quadríceps, ligamento patelar proximal e distal, referentes ao membro dominante e ao membro não dominante, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)	Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)
	Intervalos de Valores (GC)					
	[0,49 a 0,69]	[0,45 a 0,59]	[0,39 a 0,49]	[0,46 a 0,72]	[0,47 a 0,61]	[0,4 a 0,52]
Ind. 1	0,66	<u>0,41</u>	<u>0,37</u>	0,65	<u>0,42</u>	0,44
Ind. 2	<u>0,79</u>	<u>0,69</u>	<u>0,54</u>	0,64	<u>0,65</u>	0,51
Ind. 3	0,53	<u>0,44</u>	0,45	0,56	0,58	0,47
Ind. 4	0,61	0,48	0,41	0,61	<u>0,69</u>	0,44

A avaliação realizada através da ecografia ao membro inferior, a nível muscular forneceu dados sobre a AST do músculo RF e o ângulo de penação do músculo VL, verificando-se na tabela 29, que, em média, a AST do músculo RF, no membro dominante, é inferior à AST do músculo RF, no membro não dominante, para o GC, sendo que relativamente o GF constata-se a situação contrária e é o membro dominante que, em média, tem o valor mais alto.

Quanto ao ângulo de penação do VL, verifica-se que, em média, no membro dominante, é inferior ao ângulo de penação do VL, no membro não dominante, para os dois grupos do estudo, como se pode observar na tabela 29.

Tabela 29. – Medições da área de secção transversa do músculo reto femoral e do ângulo de penação do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias. (Médias e DP)

Variáveis	Área de Secção Transversa do Reto Femoral (cm ²)		Ângulo de Penação do Vasto Lateral (°)	
	Membro Dominante	Membro não Dominante	Membro Dominante	Membro não Dominante
Grupo	Média ± DP		Média ± DP	
GC (n = 16)	7,13 ± 1,60	7,31 ± 1,13	17,63 ± 1,75	17,94 ± 1,53
GF (n = 11)	8,25 ± 0,93	8,07 ± 1,34	17,36 ± 1,43	17,64 ± 1,50

Relativamente à tabela 29.1, destaca os valores dos indivíduos do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 1 e 2, o valor da AST do músculo RF, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); o valor da AST do músculo RF, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2 e 3.

Analisando o ângulo de penação do músculo VL, verifica-se que, para o indivíduo 2, o valor do ângulo de penação do músculo VL, não está balizado com o intervalo de valores do GC; quanto ao valor da espessura do ligamento patelar proximal, no membro não dominante, o indivíduo 2 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC.

Tabela 29.1. – Medições da área de secção transversa do músculo reto femoral e do ângulo de penação do músculo vasto lateral, obtidos através das ecografias, para os indivíduos do GFL.

GFL (n=4)	Área de Secção Transversa do Reto Femoral (cm ²)		Ângulo de Penação do Vasto Lateral (°)	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
Intervalos de Valores (GC)				
	[5,53 a 8,73]	[6,18 a 8,44]	[15,88 a 19,38]	[16,41 a 19,47]
Ind. 1	<u>8,74</u>	8,27	17	18
Ind. 2	<u>10,76</u>	<u>9,67</u>	<u>15</u>	<u>14</u>
Ind. 3	5,6	<u>4,79</u>	16	17
Ind. 4	8,68	8,10	16	18

Sobre a tabela 30, pode-se verificar, no GC, que existe uma correlação positiva ($r = 0,500$) entre a AST do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na

velocidade angular de 60°/s, no membro dominante; no GC, existe uma correlação positiva ($r = 0,515$) entre a AST do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, quanto ao membro não dominante, existe uma correlação positiva forte ($r = 0,643$) entre estas variáveis. Respetivamente ao GF, a tabela 30 indica que existe uma correlação negativa ($r = -0,604$) entre a AST do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante.

Tabela 30. – Correlação entre a área de secção transversa do músculo reto femoral e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, de ambos os membros na fase concêntrica.

		Área de Secção Transversa – Reto Femoral			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
PTcc Quadríceps	<i>r</i>	0,340	-0,568	0,500*	0,007
		0,515*	-0,604*	0,643**	-0,047
- 60°/s - 180°/s	<i>p</i>	0,197	0,068	0,049	0,984
		0,041	0,049	0,007	0,890

** sig $\leq 0,01$ indica a existência de uma correlação forte.

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

5.5. Medição de Perímetros dos Membros Inferiores

A avaliação dos perímetros do membro inferior, medindo o membro dominante e o membro não dominante, segundo a tabela 31, verifica que, em média, no GC, o perímetro proximal da coxa, o perímetro medial da coxa, o perímetro do joelho e o perímetro da perna é superior no membro dominante relativamente ao membro não dominante, sendo que o perímetro distal da coxa é único que contradiz este padrão. Já no GF, em média, comporta-se exatamente da mesma forma que o GC, sendo o perímetro distal da coxa o único em que o membro dominante é inferior relativamente ao membro não dominante.

Tabela 31. – Avaliação dos perímetros do membro dominante e do membro não dominante. (Médias e DP)

Variáveis	Perímetros Membro Inferior (cm)				
	Perímetro Proximal da Coxa	Perímetro Medial da Coxa	Perímetro Distal da Coxa	Perímetro do Joelho	Perímetro da Perna
Grupo	Média ± DP				
Membro Dominante					
GC (n = 16)	57,08 ± 6,30	51,12 ± 6,29	42,19 ± 5,07	36,97 ± 2,56	37,31 ± 3,20
GTF (n = 11)	55,60 ± 2,73	51,13 ± 2,44	41,85 ± 1,43	37,50 ± 1,12	36,97 ± 1,31
Membro não Dominante					
GC (n = 16)	56,69 ± 6,29	50,87 ± 6,04	42,28 ± 5,36	36,87 ± 2,51	37,19 ± 2,98
GTF (n = 11)	55,21 ± 2,59	50,55 ± 1,98	42,27 ± 1,77	37,45 ± 1,16	36,86 ± 1,32

Na tabela 30.1, estão destacados os valores dos indivíduos do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 2 e 3, o valor do perímetro proximal da coxa, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP); sobre o valor do perímetro medial da coxa, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; já o valor do perímetro distal da coxa, no membro dominante, todos os indivíduos têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC; o indivíduo 2, não tem o valor do perímetro do joelho, no membro dominante, balizado com o intervalo de valores do GC; quanto ao perímetro da perna, no membro dominante, está balizado com o intervalo de valores do GC, para todos os indivíduos.

Observando os valores dos indivíduos no membro não dominante, verifica-se que, para o indivíduo 2 e 3, o valor do perímetro proximal da coxa, não está balizado com o intervalo de valores do GC; o valor do perímetro medial da coxa, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 2; quanto ao valor do perímetro distal da coxa, no membro não dominante, o indivíduo 3 não têm o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC; o indivíduo 3, não tem o valor do perímetro do joelho, no membro não dominante, balizado com o intervalo de valores do GC; quanto ao perímetro da perna, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC, para o indivíduo 3.

Tabela 31.1. – Avaliação dos perímetros do membro dominante e do membro não dominante, para os indivíduos do GFL.

		Perímetros Membro Inferior (cm)				
GFL (n=4)		Perímetro Proximal da Coxa	Perímetro Medial da Coxa	Perímetro Distal da Coxa	Perímetro do Joelho	Perímetro da Perna
		Intervalos de Valores (GC)				
		[57,08 a 63,38]	[44,83 a 57,41]	[37,12 a 47,26]	[34,41 a 39,53]	[34,11 a 40,51]
Membro Dominante	Ind. 1	59	51,5	43,5	38	37,7
	Ind. 2	<u>67,5</u>	<u>60</u>	48	<u>40</u>	40,1
	Ind. 3	<u>50</u>	46	38	34,5	34,4
	Ind. 4	58,5	53	43,5	36	38
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)				
		[50,40 a 62,29]	[44,83 a 56,91]	[36,92 a 47,64]	[34,36 a 39,38]	[34,21 a 40,17]
Membro não Dominante	Ind. 1	58,5	52	45	37,8	37,5
	Ind. 2	<u>65,5</u>	<u>59</u>	47	39,2	39,8
	Ind. 3	<u>49,5</u>	45	<u>36</u>	<u>34,3</u>	<u>34</u>
	Ind. 4	59	53,5	44,5	37,5	38

Na tabela 32, verifica-se, no GC, que existe uma correlação positiva forte ($r = 0,677$) entre a AST do músculo RF e o perímetro proximal da coxa, no membro dominante, já no membro não dominante, também se verifica uma correlação positiva forte ($r = 0,695$); no GC, existe uma correlação positiva forte ($r = 0,784$) entre a AST do músculo RF e o perímetro medial da coxa, no membro dominante, já no membro não dominante, as variáveis demonstram uma correlação positiva forte ($r = 0,773$); ainda no GC, é possível constatar uma correlação positiva forte ($r = 0,793$) entre a AST do músculo RF e o perímetro distal da coxa, no membro dominante, já no membro não dominante, a correlação existente é uma correlação positiva forte ($r = 0,772$).

Respetivamente ao GF, a tabela 32 não indica que exista qualquer correlação entre a AST do músculo RF e o perímetro proximal, medial ou distal da coxa ($p \leq 0,05$).

Tabela 32 – Correlação entre a área de secção transversa do reto femoral e os perímetros proximal, medial e distal de ambos os membros.

		Área de Secção Transversa – Reto Femoral			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
Perímetros da Coxa	<i>r</i>	0,677**	-0,596	0,695**	-0,507
		0,784**	-0,516	0,773**	-0,059
- Proximal - Medial - Distal		0,793**	0,209	0,772**	0,286
		0,004	0,053	0,003	0,112
	<i>p</i>	0,000	0,104	0,000	0,864
		0,000	0,536	0,000	0,393

** sig ≤ 0,01 indica a existência de uma correlação forte.

5.6. Parâmetros de Eletromiografia Muscular

Quanto ao registo eletromiográfico durante um remate de futebol/futsal, foi possível medir a percentagem de ativação máxima do músculo RF e do músculo TA, no membro dominante e no membro não dominante, em três períodos durante a realização do registo. Assim na tabela 33, verifica-se que, em média, no membro dominante, a percentagem da ativação máxima do músculo TA é superior à percentagem da ativação máxima do músculo RF, no momento da movimentação antes do remate e no momento do contacto de remate, sendo que, no momento da movimentação pós remate, não se verifica o mesmo padrão.

No momento do contacto de remate, é onde são atingidos os valores mais altos de percentagem de ativação máxima, no membro dominante.

Tabela 33. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate. (Médias e DP)

Variáveis	Grupo	Membro Dominante		
		Movimentação o Antes do Remate (%)	Contacto de Remate (%)	Movimentação o Pós Remate (%)
		Média ± DP		
GC (n=2)	Reto Femoral	18,58 ± 6,65	52,45 ± 20,99	17,93 ± 15,99
e GF (n = 5)	Tibial Anterior	43,40 ± 18,64	55,52 ± 29,50	16,95 ± 9,28

Na tabela 33.1, está destacado o valor do indivíduo do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 1, no momento da movimentação antes do remate, no momento do contacto de remate e no momento da movimentação pós remate, o valor da percentagem de ativação máxima do músculo TA, no membro dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP);

Tabela 33.1. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate, para o GFL.

GFL (n=4)	Membro Dominante			
	Movimentação Antes do Remate (%)	Contacto de Remate (%)	Movimentação Pós Remate (%)	
Intervalos de Valores (GC)				
	[11,93 a 25,23]	[31,46 a 73,44]	[1,94 a 33,92]	
	Reto Femoral	13,15	35,36	15,26
Ind. 1	[24,64 a 62,04]	[26,02 a 85,02]	[7,67 a 26,23]	
	Tibial Anterior	<u>7,77</u>	<u>19,47</u>	<u>7,10</u>

Verificando o registo eletromiográfico durante um remate de futebol/futsal, no membro não dominante, relativamente à tabela 34, verifica-se que, em média, a percentagem da ativação máxima do músculo RF é superior à percentagem da ativação máxima do músculo TA, no momento da movimentação antes do remate e no momento da movimentação pós remate, sendo que, apenas no momento do contacto de remate, não se verifica o mesmo padrão.

No momento do contacto de remate, é onde são atingidos os valores mais altos de percentagem de ativação máxima, no membro dominante.

Tabela 34. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro não dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate. (Médias e DP)

Variáveis		Membro Não Dominante		
		Movimentação Antes do Remate (%)	Contacto de Remate (%)	Movimentação Pós Remate (%)
Grupo		Média ± DP		
GC (n=2) e GF (n = 5)	Reto Femoral	31,97 ± 9,68	40,81 ± 13,01	25,70 ± 13,99
	Tibial Anterior	30,07 ± 11,05	50,96 ± 25,46	12,67 ± 9,37

Na tabela 34.1, está destacado o valor do indivíduo do GFL, verificando-se que, para o indivíduo 1, no momento da movimentação antes do remate, o valor da percentagem de ativação máxima do músculo RF, no membro não dominante, não está balizado com o intervalo de valores do GC (Média ± DP).

Relativamente ao valor da percentagem de ativação máxima do músculo TA, no membro não dominante, o indivíduo 1 não tem o seu valor balizado com o intervalo de valores do GC .

Tabela 34.1. – Percentagem de ativação máxima do músculo reto femoral e do músculo tibial anterior do membro não dominante na movimentação antes do remate, no contacto de remate e na movimentação pós remate, para o GFL.

		Membro Não Dominante		
		Movimentação Antes do Remate (%)	Contacto de Remate (%)	Movimentação Pós Remate (%)
GFL (n=4)		Intervalos de Valores (GC)		
		[22,29 a 41,65]	[27,8 a 53,82]	[11,71 a 39,69]
	Reto Femoral	11,34	35,86	13,56
Ind. 1		[19,02 a 41,12]	[25,05 a 76,42]	[3,3 a 22,04]
	Tibial Anterior	17,64	51,77	15,23

Respetivamente à tabela 34, verifica-se a existência de uma correlação negativa ($r = -0,833$) entre a percentagem da ativação máxima do músculo RF e o PT do músculo

quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, no membro não dominante; verifica-se ainda uma correlação negativa ($r = -0,714$) entre a percentagem da ativação máxima do músculo RF e o PT do músculo quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, no membro não dominante.

Tabela 35. – Correlação entre a percentagem da ativação máxima do reto femoral no momento do contacto de remate e o peak torque do músculo quadríceps da fase excêntrica na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, para ambos os membros.

		% da Ativação Máxima do RF – Contacto de Remate			
		Membro Dominante		Membro não Dominante	
		GC (n=0)	GF (n=7)	GC (n=0)	GF (n=7)
PTecc Quadríceps	<i>R</i>	-	0,548	-	-0,833*
	- 60°/s	-	0,000	-	-0,714*
- 180°/s	<i>P</i>	-	0,160	-	0,010
		-	1,000	-	0,047

* sig $\leq 0,05$ indica a existência de uma correlação.

DISCUSSÃO

Todas as avaliações realizadas durante o estudo, tiveram como objetivo a identificação de parâmetros de risco para lesões musculares relacionadas com a AJ, neste sentido, a exploração dos dados recolhidos visou, não só, dados musculares, como também informação tendinosa, morfológica e anatómica. Desta forma é possível explorar o máximo de fatores de risco para os músculos em questão. A força é uma componente fundamental no estabelecimento da existência de fatores de risco, sendo que a avaliação isocinética com o equipamento *BIODEX Multijoint System 3 Pro* forneceu informação essencial para podermos discutir produtivamente. Uma vez que a avaliação isocinética não representa fielmente situações funcionais do dia-a-dia, foi incluído neste estudo a realização do teste funcional DVJ, procurando analisar os indicadores de performance que a amostra alcançou. Por outro lado, a realização de ecografias às estruturas do joelho ofereceu dados relevantes quanto à anatomia e morfologia de músculos, tendões e ligamentos em torno das estruturas musculares da AJ. Os dados de EMG muscular também acrescentam informação relevante à discussão, contribuindo com uma

caracterização da funcionalidade de condução e estimulação elétrica do músculo, possibilitando especular sobre possíveis relações indiretas com valores atingidos pelo músculo em outros testes.

6.1. Análise dos Parâmetros da Avaliação de Força Isocinética

Observando os resultados da avaliação de força isocinética, constata-se que os valores médios registados para o músculo quadríceps e os músculos isquiotibiais, no teste concêntrico e no teste excêntrico, no membro dominante e no membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na de 180°/s, correspondem e estão enquadrados com o conhecimento teórico existente sobre o comportamento do tipo de fibras musculares, do tipo I, predominantemente oxidativas, ou do tipo II, predominantemente glicolíticas, conforme as diferenças de estímulo, a nível de velocidade e ação contrátil, e sua capacidade de resposta em cada uma das situações.

Pode-se verificar, na tabela 3 e 4, que, no teste concêntrico, em média, o peak torque do músculo quadríceps e o peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s, é superior ao peak torque do músculo quadríceps e o peak torque dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante e no membro não dominante em ambos os grupos do estudo.

Os resultados deste estudo, relativamente aos valores dos PT's concêntricos, estão de acordo com os verificados no estudo de Daneshjoo et al. (2013).

O padrão encontrado, no teste concêntrico, é perfeitamente compreensível tendo em conta que os músculos são compostos por fibras musculares de contração lenta (tipo I), que atingem gradualmente o seu valor de força máximo entre 60 a 120 ms, e fibras musculares de contração rápida (tipo II) que têm a capacidade de contrair mais rapidamente, atingindo o seu valor de força máximo entre 20 a 50 ms (Knudson, 2007), sendo que isto significa que na velocidade angular de 180°/s o número de fibras musculares ativas e a contrair na sua força máxima é menor do que na velocidade angular de 60°/s, onde as fibras musculares de tipo I, que levam mais tempo a ser estimuladas, podem desenvolver o seu metabolismo oxidativo e então gerar força simultaneamente com as fibras do tipo II. Estas diferenças descritas sobre a ativação das fibras musculares

pode-se observar na figura 10 onde se encontra a curva força – tempo da fibra muscular do tipo I e do tipo II (Knudson, 2007).

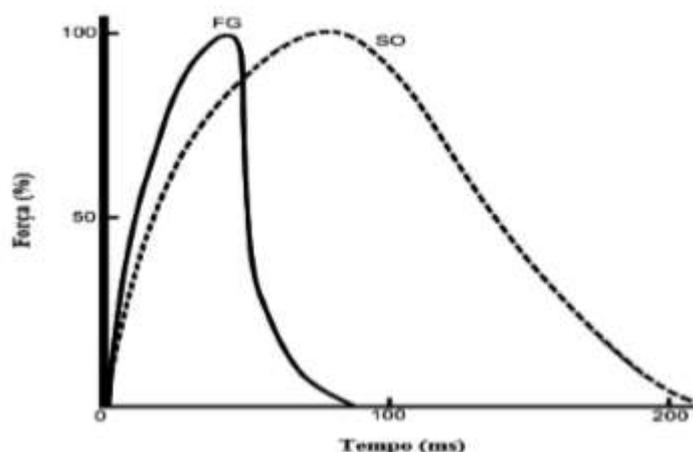


Fig 10. – Curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta (SO) e da fibra muscular de contração rápida (FG) (Knudson, 2007).

As fibras musculares do tipo I, como referido anteriormente, são fibras com um metabolismo oxidativo, tendo uma quantidade alta de mitocôndrias, mioglobina, enzimas oxidativas e são bem irrigadas por capilares sanguíneos. Isto torna-as especializadas em esforços de longa duração, sendo enervadas por moto neurónios de menores dimensões, com um limiar de excitação baixo e uma reduzida velocidade de condução, estas respondem melhor a contrações de baixa intensidade, lentas e contínuas (Standring, 2016). Já as fibras musculares do tipo II, quanto ao tipo de metabolismo são glicolíticas, com grande atividade da ATPase e quantidades altas de fosfocreatina que tornam a disponibilidade energética boa para contrações rápidas e de intensidade alta. São enervadas por moto neurónios maiores, com limiares mais altos de excitação mas maior velocidade de condução de estímulo, proporcionada também por axónios mais espessos, que tornam a comunicação do sistema nervoso central com o músculo mais rápida, para além de desencadarem o processo de despolarização das fibras de forma mais rápida, através de uma melhor libertação e captação de cálcio no seu interior (Standring, 2016). Assim as fibras do tipo II para contrações vigorosas e de curta duração, como é o caso do DVP.

No entanto, observando as tabelas 3 e 4, quanto ao teste excêntrico, o comportamento já não se enquadra no raciocínio anterior, visto que aqui o valor de torque corresponde a uma tensão desenvolvida pela UMT, a qual se divide em tensão ativa, da

responsabilidade das fibras musculares ativas, e em tensão passiva, da responsabilidade do tendão e fâscias que envolvem o músculo. Assim, verifica-se que, no teste excêntrico, em média, o peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibias, na velocidade angular de 180°/s, é superior ao peak torque do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibias, na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante em ambos os grupos do estudo, sendo que, no membro não dominante, este padrão apenas se verifica no GF.

Os resultados do teste excêntrico, estão de acordo com o que está estabelecido na curva força – velocidade (Knudson, 2007), que nos diz que em ações musculares excêntricas a força tende a aumentar com a velocidade. Sendo que a capacidade contrátil das fibras musculares é a mesma, correspondente à tensão ativa, e que portanto tenderá a diminuir com a velocidade, o aumento do torque na velocidade angular de 180°/s, no teste excêntrico, deve-se principalmente à tensão passiva proveniente do tendão. Isto acontece devido à composição viscoelástica do tendão, pois, a quantidade de “stress” ou tensão de um material viscoelástico, depende da quantidade de força aplicada num determinado período de tempo, sendo assim que um alongamento numa velocidade rápida resulta em mais rigidez do tendão do que numa velocidade lenta (Roberts e Konow, 2013). Uma vez que a rigidez tecidual é uma propriedade mecânica caracterizada pela resistência a deformação oferecida por um tecido e está intimamente relacionada à quantidade de energia que um tecido pode absorver (Aquino et al; 2006), isto significa em velocidades mais altas o tendão é capaz de absorver mais tensão.

Relativamente aos PT's concêntricos e excêntricos, do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, nas duas velocidades angulares e em ambos os membros, não se verifica nenhum aumento significativo ($p \geq 0,05$) de um grupo comparativamente com o outro (tabela 3 e 4).

Na tabela 5, verificou-se que há uma correlação positiva forte entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no teste concêntrico, no membro dominante e no membro não dominante, de ambos os grupos de estudo, significando isto que as duas variáveis variam no mesmo sentido, aumentando e diminuindo em paralelo. Quanto aos músculos isquiotibiais, no teste concêntrico, a tabela 6 mostra que no GC há uma correlação forte entre o PT a 60°/s e o PT a 180°/s em ambos os membros, já no GF há uma correlação entre as variáveis apenas no membro dominante.

As correlações destacadas nas tabelas 5 e 6, justificam que treino concêntrico a velocidades mais baixas vai provocar adaptações musculares capazes de melhorar a força muscular concêntrica a velocidades mais altas, tal como a situação contrária.

Observando os resultados dos índices de simetria do teste concêntrico, verifica-se na tabela 3 que, no GC, o valor médio do índice de simetria do músculo quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, de $91,92 \pm 8,78$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal (Lanshammar e Ribom, 2011), não existindo risco de lesão; já no GF, o valor médio do índice de simetria do músculo quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, de $99,95 \pm 11,57$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão. Ainda na tabela 3, sobre os músculos isquiotibiais no teste concêntrico, verifica-se que, no GC, o valor médio do índice de simetria, na velocidade angular de 60°/s, de $87,09 \pm 9,73$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≥ 10 % e é classificada como anormal, existindo risco de lesão; no caso do GF, o valor médio do índice de simetria do músculo quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, de $98,88 \pm 21,25$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão.

Sobre os índices de simetria do teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 4, no GC, o valor médio do índice de simetria do músculo quadríceps, de $101,71 \pm 10,81$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão; quanto ao GF, o valor médio do índice de simetria do músculo quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, de $98,49 \pm 17,70$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão. Relativamente ao índice de simetria dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, observa-se na tabela 4 que, no GC, o valor médio de $90,83 \pm 14,52$ % corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão; no caso do GF, o valor médio do índice de simetria dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 180°/s, de $105,12 \pm 26,57$ %, corresponde, em média, a uma diferença entre membros ≤ 10 % e é classificada como normal, não existindo risco de lesão.

Sobre os índices de simetria no teste concêntrico, este estudo não verifica nenhum aumento significativo ($p \geq 0,05$) de um grupo relativamente ao outro.

O conhecimento das assimetrias existentes em atletas é um parâmetro importante no que diz respeito ao conhecimento de possíveis riscos de lesão no joelho e possivelmente num

dos músculos da coxa, sendo que também é particularmente relevante em processos de reabilitação física (Fousekis et al., 2010).

Por outro lado, no teste concêntrico da avaliação no dinamômetro isocinético, verificou-se através dos resultados da tabela 9 que, em média, o rácio convencional I/Q na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é inferior ao rácio convencional I/Q na velocidade angular de 180°/s, em ambos os grupos do estudo. Verifica-se ainda que todos os rácios convencionais I_{con}/Q_{con} , estão balizados com as recomendações estabelecidas na literatura (50% a 80%) (Kannus, 1994), significando isto que, em média, a força dos músculos isquiotibiais não representa menos de 50% nem mais de 80% da força do músculo quadríceps.

Quanto ao rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} , correspondente ao teste excêntrico, na tabela 10 verifica-se que, em média, no membro dominante, o rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} na velocidade angular de 60°/s é inferior ao rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} na velocidade angular de 180°/s, em ambos os grupos, já no membro não dominante, apenas o GC contraria este padrão. Tal como com rácios convencionais concêntricos, todos os rácios convencionais I_{exc}/Q_{exc} , estão balizados com as recomendações estabelecidas na literatura (50% a 80%) e não representam risco de lesão quanto ao equilíbrio de força entre os músculos extensores e flexores do joelho.

Relativamente ao rácio funcional de extensão I_{exc}/Q_{con} , que reflete as ações musculares durante um remate de futebol ou futsal, correspondeu ao normal segundo a curva força – velocidade e, segundo os resultados da tabela 11, foi, em média, mais alto na velocidade angular de 180°/s do que na velocidade angular de 60°/s, uma vez que o torque dos músculos isquiotibiais em ação excêntrica, que foi maior a 180°/s, cobriu melhor o torque do músculo quadríceps em ação concêntrica, que foi menor a 180°/s. Segundo as recomendações de Dvir et al. (1989), este rácio I_{exc}/Q_{con} deve aproximar-se de 1 ou 100%, sendo que na velocidade angular de 60°/s os membros da amostra variaram os valores médios entre os 74% e os 76% e na velocidade angular de 180°/s superaram sempre os 100%. Apesar dos valores serem baixos na velocidade angular de 60°/s, isto não é muito alarmante visto que, analisadas cinematicamente, ações de remate acontecem em velocidades entre os 1206°/s e 1874°/s (Kellis e Katis, 2007). Este rácio é particularmente relevante, uma vez que representa a ação de remate que é realizada com alguma frequência e numa intensidade alta, sendo que se a força excêntrica dos músculos isquiotibiais não controlar a força concêntrica do músculo quadríceps durante a extensão

do remate, os músculos isquiotibiais podem ser excessivamente alongados e sofrer distensões.

Como descrito na metodologia, para análise de dados do teste excêntrico no dinamômetro isocinético, verificando o ângulo de ocorrência do PT do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, foram separados os valores de tensão ativa/muscular e tensão passiva/tendinosa nesse PT. Esta separação torna mais credível uma possível interpretação conjunta dos resultados do teste excêntrico e do DVJ.

Tal como referido por Brockett et al. (2004) o comprimento ótimo muscular é um fator relevante para evitar lesões por distensão e garantir segurança em comprimentos musculares mais altos, sendo que estudos como os Proske et al. (2004) e Morgan e Proske (2004) demonstraram que indivíduos que atingem os PT em comprimentos musculares mais baixos têm uma maior suscetibilidade para lesão em atletas.

Neste sentido este estudo verificou o ângulo de ocorrência dos PT's, no teste excêntrico, do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, sendo que no caso dos ângulos dos músculos isquiotibiais os valores mais baixos representaram maior alongamento/comprimento muscular. Assim, na tabela 12 e 14, verifica-se que, em média, o ângulo de ocorrência do PT excêntrico do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante e no membro não dominante, é inferior ao ângulo de ocorrência do PT excêntrico do músculo quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, em ambos os grupos do estudo, logo, o PT do músculo quadríceps acontece num comprimento muscular superior na velocidade angular de 180°/s.

Correlacionando o ângulo de ocorrência do PT excêntrico do músculo quadríceps com o PT excêntrico do músculo quadríceps, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, não foi encontrada qualquer correlação ($p \geq 0,05$) entre as duas variáveis, como se pode verificar na tabela 13 e 15.

Já na tabela 16 e 18, constata-se que, em média, o ângulo de ocorrência do PT excêntrico dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s é inferior ao ângulo de ocorrência do PT excêntrico dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante de ambos os grupo do estudo, quanto ao membro dominante, apenas se verifica o mesmo padrão no GC, sendo que, os menores ângulos representam um maior comprimento muscular.

A tabela 18 demonstra ainda que, no teste excêntrico, na velocidade angular de 180°/s, relativamente ao ângulo de ocorrência do PT dos músculos isquiotibiais, no

membro não dominante, há um aumento significativo ($p \leq 0,05$) do GC relativamente ao GF.

O aumento verificado na tabela 18 pode ser interpretado no sentido de que os treinos a que o GF é sujeito, terem implicado um trabalho excêntrico que terá levado aos melhores comprimentos ótimos musculares na velocidade de $180^\circ/s$, indo isto de encontro ao que é sugerido por Brughelli e Cronin (2017) sobre os efeitos positivos do treino excêntrico no comprimento ótimo muscular.

Na tabela 17 e 19, constata-se que, na velocidade angular de $60^\circ/s$, existe uma correlação negativa entre o ângulo de ocorrência do PT excêntrico dos músculos isquiotibiais e o PT excêntrico dos músculos isquiotibiais, no membro dominante para o GC; já na velocidade angular de $180^\circ/s$, também no GC, existe uma correlação negativa entre o ângulo de ocorrência do PT excêntrico dos músculos isquiotibiais e o PT excêntrico dos músculos isquiotibiais, mas neste caso no membro dominante. A correlação negativa indica que quando uma das variáveis aumenta a outra diminui, ou quando uma diminui a outra aumenta.

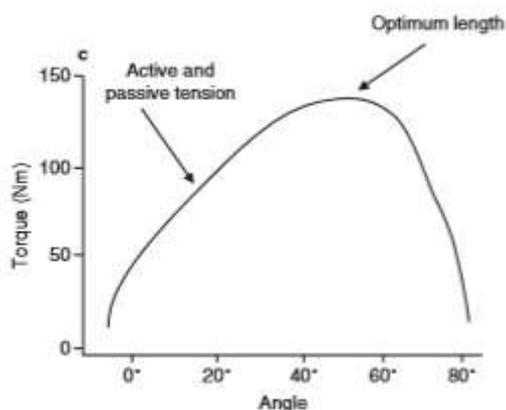


Fig 11. – Curva de tensão ativa e passiva na variação angular. (Brughelli e Cronin, 2017)

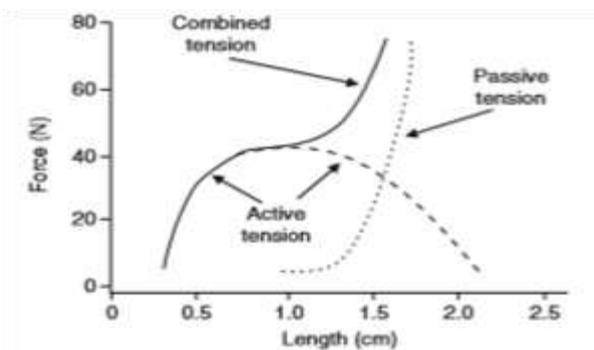


Fig 12. – Curva de Força-Comprimento total do músculo. (Brughelli e Cronin, 2017)

Quanto à tensão ativa e tensão passiva do músculo quadríceps, analisadas no ângulo de ocorrência do PT do teste excêntrico, verifica-se na tabela 12 e 14 que, em média, o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de $60^\circ/s$ é maior comparativamente com o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de $180^\circ/s$, no membro dominante e no membro não dominante, em ambos os grupos deste estudo. Sobre a tensão passiva do músculo quadríceps, na tabela 12 e 14 constata-se que, em média, o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de $60^\circ/s$ é menor comparativamente com o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade

angular de 180°/s, no membro dominante e no membro não dominante, em ambos os grupos deste estudo.

No caso dos músculos isquiotibiais, observa-se na tabela 16 e 18 a tensão ativa e tensão passiva produzida durante o PT do teste excêntrico, verificando-se que, em média, o torque da tensão ativa dos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s é maior comparativamente com o torque da tensão ativa dos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, em ambos os grupos deste estudo, sendo que, no membro não dominante, apenas o GF corresponde ao mesmo padrão.

Relativamente à tensão passiva dos músculos isquiotibiais, na tabela 16 e 18 observa-se que, em média, o torque da tensão passiva dos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s é menor comparativamente com o torque da tensão ativa dos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, em ambos os grupos deste estudo, sendo que, no membro não dominante, apenas o GF corresponde ao mesmo padrão.

O comportamento neste estudo da tensão ativa e da tensão passiva, para a UMT do quadríceps e dos isquiotibiais, segundo a variação entre a velocidade angular mais baixa, de 60°/s, e a velocidade angular mais alta, de 180°/s, segue uma justificação muito similar à dada anteriormente, através da curva força – velocidade, para os PT's concêntricos, no caso da tensão ativa, e para os PT's excêntricos, no caso da tensão passiva.

A tensão ativa, representando as fibras musculares ativas, irá ser menor a partir do momento em que a velocidade da ação muscular aumentar e cada vez menos fibras musculares sejam capazes produzir força, uma vez que essas fibras não estão adaptadas com mecanismos fisiológicos que consigam corresponder a um estímulo tão rápido.

Quanto à tensão passiva, representando os tendões e componentes elásticas da UMT, irá ser maior à medida que a velocidade do alongamento aumentar e mais rigidez o tendão seja capaz de oferecer, isto porque as propriedades viscoelásticas do tendão fazem com que este absorva mais tensão ou stress de uma força se esta força aplicada num período de tempo mais curto e, portanto, numa velocidade mais alta (Roberts e Konow, 2013).

Interpretando os já referidos ângulos de ocorrência do PT, é significativo frisar que, o comprimento do músculo tem uma influencia grande na capacidade deste em gerar força/tensão. O comportamento do músculo em função do seu comprimento está descrito na curva força – comprimento total do músculo que Brughelli e Cronin (2017) apresentam no seu estudo, podendo-se verificar a variação da tensão ativa e da tensão passiva ao

longo dos diferentes comprimentos atravessados pela UMT durante o alongamento decorrente de uma ação muscular excêntrica.

Analisando a curva força – comprimento (Brughelli e Cronin, 2017) quanto à tensão ativa, referente à tensão das fibras musculares, esta apresenta-se como um “U” invertido, subindo rápido inicialmente, atingindo um “intervalo de pico” onde se mantém próximo do valor máximo alcançado durante este intervalo e, então, descendo relativamente rápido à medida que o comprimento da UMT aumenta ainda mais. Isto dá a entender que os comprimentos em que as fibras musculares estão mais expostas a um alongamento possivelmente danoso, são os da zona da curva onde a tensão ativa começa a descer progressivamente.

Por outro lado, complementando a curva força – comprimento (Brughelli e Cronin, 2017) com a parte da curva correspondente à da tensão passiva, do tendão, verifica-se que a tensão passiva só se faz sentir, subindo exponencialmente, em comprimentos posteriores à passagem pelo “intervalo de pico” onde a tensão ativa é mais alta. A partir do comprimento em que a tensão passiva começa a existir, o tendão começa a oferecer proteção às das fibras musculares que sustentavam até aqui sozinhas a tensão existente. No entanto, observa-se um intervalo de comprimentos na curva onde a tensão ativa das fibras musculares já está a descer e a tensão passiva do tendão ainda não existe ou ainda é muito reduzida, sendo aqui, potencialmente, que existe o maior risco de lesão para as fibras musculares.

Desta forma, entende-se que aumentar o comprimento em que as fibras musculares conseguem manter a produção de força, avançando a curva de tensão ativa e prolongando o “intervalo de pico” para comprimentos maiores, será um objetivo concreto e eficaz na redução da ocorrência de lesões musculares.

Tendo em conta que a produção de força apenas se reflete em tensão ativa acompanhada de um alongamento da UMT, ou seja, durante uma ação muscular excêntrica, é compreensível que o treino excêntrico, por trabalhar nestas condições, seja o mais eficaz para alcançar o objetivo descrito de aumentar o comprimento muscular ótimo em que as fibras musculares são capazes de desenvolver tensão ativa alta.

Isto justifica-se devido algumas adaptações musculares provocadas pelo treino excêntrico, uma delas verificada nos resultados obtidos por Franchi et al. (2014), onde o treino excêntrico tendeu a induzir aumentos maiores no tamanho do músculo distal, ao contrário do treino concêntrico que induziu aumentos superiores no tamanho do músculo médio, tal como Douglas et al. (2016), que encontrou no seu estudo aumentos

longitudinais da AST muscular em respostas ao treino excêntrico. Estes aumentos longitudinais do músculo devem-se principalmente ao facto da hipertrofia causada pelo treino excêntrico adicionar novos sarcómeros em série. É proposto (Brughelli e Cronin, 2017) que, no exercício excêntrico, o DMIE às fibras musculares ativas durante o alongamento, vai acontecer maioritariamente nas fibras musculares mais fracas, resultando na separação abrupta dos filamentos de actina e miosina, que culminará, após varias contrações excêntricas, nos sarcómeros destas fibras a serem híper-extendidos e a sofrerem micro-ruturas. Alguns dos sarcómeros comprometidos, podem não ser reconstruídos, decompondo-se e dando lugar à génese de novos sarcómeros noutras locais da fibra muscular, preferencialmente reorganizando a fibra com novos sarcómeros em série, aumentando a capacidade de alongamento da fibra e favorecendo o desenvolvimento de tensão em comprimentos maiores.

6.2 Análise dos Parâmetros do Drop Vertical Jump

No presente estudo, foi escolhido o DVJ bilateral como teste de salto funcional para avaliar o desempenho dos grupos da amostra em situação real, tendo sido possível recolher dados sobre a potência do salto, altura do salto, tempo de contacto com o solo e o ângulo de alinhamento do joelho, do membro dominante e do membro não dominante, no momento de repouso, em cima de caixa de 30 cm, e no momento de receção ao solo.

Os resultados da tabela 20 mostram que, em média, no momento de repouso, o valor do ângulo de alinhamento do joelho, nos dois membros inferiores, foi $< 180^\circ$ (joelho valgo) em ambos os grupos deste estudo, enquanto que, no momento de receção ao solo, o valor do ângulo de alinhamento do joelho, nos dois membros inferiores, foi $> 181,5^\circ$ (joelho varo) em ambos os grupos deste estudo.

Apesar do alinhamento do joelho ser considerado como valgo ou varo, no caso do valgismo, o desalinhamento só foi considerado de risco quando ultrapassou os 6° abaixo dos 180° , já para o varismo, o desalinhamento de risco foi estabelecido 3° acima dos $181,5^\circ$ (Ramos-Alvarez, 2015). Os desalinhamentos de risco foram associados a maior instabilidade muscular que potencializa a deteriorização osteoartrítica do joelho (Standring, 2016).

Neste sentido a tabela 20 mostra que, no momento de repouso, ambos os grupos deste estudo, em média, apresentam um desalinhamento valgo do joelho inferior a 6° , no membro dominante e no membro não dominante, sendo que, no caso do momento de

recepção ao solo, ambos os grupos, em média, verificaram um desalinhamento varo do joelho superior a 3°, no membro dominante e no membro não dominante.

Como referido na revisão de literatura, durante um DVJ acontece o chamado CMAE, acontecendo a flexão da articulação coxo femoral, do joelho e da tibiotársica, durante uma ação muscular excêntrica, e de seguida, o mais rapidamente possível, são extendidas ao máximo, numa ação muscular concêntrica. O tempo em que acontece a flexão articular, corresponde ao tempo de contacto com o solo (tabela 21) e, por acontecer em paralelo com o alongamento ativo dos músculos extensores, é de extrema importância interpretar corretamente o significado deste tempo, sendo que reflete também o tempo que o indivíduo demorou a passar de uma ação excêntrica para uma ação concêntrica. Priorizando a articulação do joelho, o tempo de contacto traduz-se no curto período em que o alongamento da UMT permite a absorção de energia da queda, por parte do tendão, para, dependendo do tempo de contacto, ser maioritariamente dissipada no músculo, através do seu alongamento ativo, ou maioritariamente aproveitada para o encurtamento muscular que se segue, adicionando potência ao salto. Quanto menor o tempo de contacto com o solo, mais energia/tensão o tendão conseguirá absorver (Roberts e Konow, 2013), através da sua deformação, e ainda, uma maior parte dessa energia será transmitida para a ação concêntrica e não dissipada pelo alongamento ativo das fibras musculares, coisa que aconteceria no caso de um tempo de contacto com o solo alto, onde, além de a capacidade de absorção de energia do tendão estar limitada, o prolongamento da ação muscular excêntrica levará a que a maior parte dessa energia atravesse a UMT até ao músculo e seja dissipada através do seu alongamento ativo, perdendo-se o seu potencial para a continuação do CMAE, que neste caso corresponde ao encurtamento para execução do salto vertical.

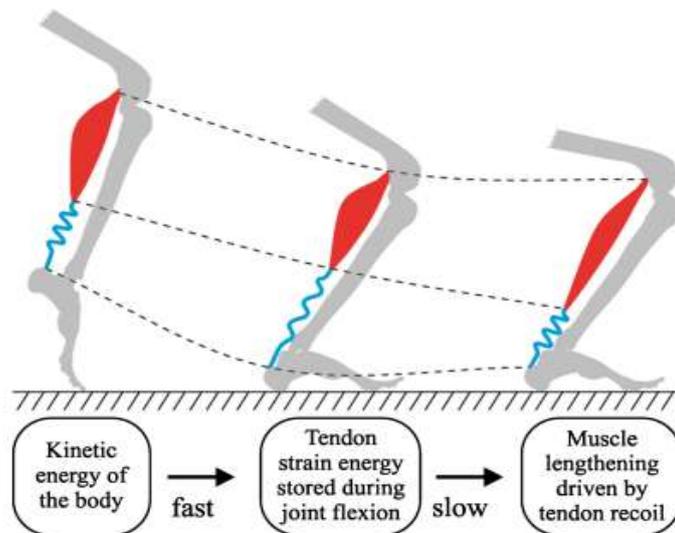


Fig 13. – Representação esquemática do sistema de amortecimento tendão – músculo. (Roberts e Konow, 2013)

Esta relação inversa entre o tempo de contacto com o solo e a potência transmitida para o salto, refletiu-se nos resultados deste estudo, verificando-se na tabela 22 que, tanto no GC como no GF, existe uma correlação negativa entre o tempo de contacto com o solo e potência do salto.

Por outro lado, o maior tempo de contacto com o solo durante o DVJ, também pode ser interpretado como um fator de risco para a lesão muscular, especialmente dos músculos extensores. Tal como referido, um tempo de contacto mais alto obriga as fibras musculares, durante a receção ao solo, a suportar tensões mais altas para dissipar a maior parte da energia resultante da queda do indivíduo da caixa de 30 cm. Isto, pode provocar a danificação de vários sarcómeros de fibras musculares que não sejam capazes de produzir força a velocidades que acompanhem a velocidade de transmissão de energia por parte do tendão (Roberts e Konow, 2013).

Por outro lado, na tabela 23 verifica-se que, nem sempre a maior potência do salto se refletiu em maior altura de salto, sendo que apenas no GC existiu uma correlação positiva entre as duas variáveis. Isto demonstra como a potência e a altura do salto estão relacionadas, mas, no entanto, existirão outros fatores a ter em conta que não se relacionam da mesma forma com cada uma em separado, como pode ser o caso da massa corporal dos indivíduos.

6.3. Análise do Parâmetros da Ecografia ao Membro Inferior

A ecografia realizada permitiu conhecer melhor a estrutura anatômica da UMT, a partir de dados sobre a espessura do músculo RT e do músculo VL (tabela 24), bem como do tendão do músculo quadríceps e do ligamento patelar (tabela 28).

Nos resultados da tabela 24, verifica-se que, em média, a espessura do músculo VL é superior à espessura do RF, no membro dominante e no membro não dominante, em ambos os grupos deste estudo. É possível ainda verificar na tabela 24 que, quanto à espessura do RF do membro dominante, existe um aumento significativo ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Na tabela 25, é possível constatar que existe uma correlação positiva forte entre a espessura do músculo RF e AST do músculo RF, no membro dominante e no membro não dominante, do GF, sendo que no caso do GC, as duas variáveis apresenta uma correlação positiva apenas no membro não dominante.

A correlação presente na tabela 25 justifica-se pelo facto que a AST muscular é um reflexo do tamanho muscular, sendo que aumenta em resposta ao treino (Franchi et al; 2014) e aos seus efeitos hipertróficos, aumentando o tamanho e conteúdo proteico das fibras musculares. Este aumento de tamanho das fibras musculares e, conseqüentemente do músculo, refletem-se então no aumento da sua AST e também na sua espessura. Uma vez que o GF treina mais devido à prática competitiva, será provavelmente por isso que a correlação, da tabela 25, é mais forte e visível do que no GC.

Neste sentido, é possível verificar na tabela 26 que, no GC, existe uma correlação positiva forte entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 60°/s, no membro não dominante, já no membro dominante, existe correlação positiva entre as variáveis. Quanto à correlação da espessura do RF com o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, apenas existe uma correlação positiva no membro não dominante, para o GC.

Quanto à tabela 27, identifica-se uma correlação negativa entre a espessura do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste excêntrico, na velocidade angular de 60°/s, no membro dominante do GC.

Relativamente à espessura do tendão do músculo quadríceps, bem como a espessura do ligamento patelar, podem ser identificados na tabela 28. A literatura indica que o tendão é um tecido metabolicamente ativo que demonstra adaptatividade quando sujeito a treino excêntrico intenso, verificando melhorias quantitativas e qualitativas,

sendo que o mesmo já não acontece com o treino concêntrico (Douglas et al; 2016). Estando o tendão associado ao músculo e incluído na UMT, os dois tecidos parecem demonstrar uma adaptação conjunta ao treino excêntrico, revelando uma modelação positiva e coordenada nas suas taxas de síntese/degradação de colagénio e proteína, respetivamente. A nível do tendão, as adaptações verificam-se em aumentos da sua expressão de colagénio que se podem refletir em maior AST e espessura. Os aumentos da AST e espessura do tendão estão associados a melhorias na força máxima do tendão, na sua rigidez e capacidade resistência a tensão (Malliaras et al; 2013). Por outro lado, o músculo beneficia bastante de aumentos na rigidez e funcionalidade do tendão, uma vez que, em ações excêntricas velozes, desta forma o tendão poderá absorver mais energia e retardar a velocidade de entrada de tensão no músculo para níveis em que este é capaz de gerar suficiente tensão ativa durante o seu alongamento, estando assim protegido de potenciais lesões (Roberts e Konow, 2013).

Já na tabela 29, verifica-se que, em média, a AST do músculo RF, no GF, é superior à AST do músculo RF, no GC, no membro dominante e no membro não dominante. Por outro lado, a tabela 29 mostra que, em média, o ângulo de penação do músculo VL, no membro não dominante, é superior ao ângulo de penação do músculo VL, no membro dominante, em ambos os grupos deste estudo.

Como referido, a AST muscular têm uma relação com a hipertrofia muscular, podendo-se manifestar em zonas mediais ou distais do músculo, com expressão maior numa das zonas dependendo do tipo de treino utilizado (Franchi et al; 2014). De qualquer forma, a hipertrofia leva ao aumento do número de miofibrilhas por fibra muscular, aumentando a quantidade de proteínas contrateis que poderão formar pontes cruzadas e assim gerar força (Goldspink e Harridge, 2003). Sendo assim, a AST muscular está relacionada com o potencial para produção de força de um músculo, se este não verificar comprometimento a nível de ativação das suas fibras.

Na tabela 30, é possível confirmar com os dados deste estudo a relação referida anteriormente, verificando-se que, existe um correlação forte entre a AST do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, no membro não dominante do GF. Para o GC, existe correlação entre a AST do músculo RF e o PT do músculo quadríceps no teste concêntrico, na velocidade angular de 180°/s, no membro dominante, já no membro não dominante, a correlação existiu na velocidade angular de 60°/s. Por fim, o GF verificou ainda uma correlação entre as duas variáveis, no membro dominante, na velocidade angular de 180°/s.

6.4. Análise dos Perímetros do Membro Inferior

Relativamente aos perímetros do membro inferior, forneceram informação sobre a distribuição morfológica destes mesmos membros, através do perímetro proximal da coxa, do perímetro medial da coxa, do perímetro distal da coxa, do perímetro do joelho e do perímetro da perna. Na tabela 31, verifica-se que, em média, todos os perímetros, exceto o do joelho, são maiores no membro dominante do que no membro não dominante, em ambos os grupos desta amostra.

Sendo o perímetro da coxa uma medição do tamanho da coxa, resultados de hipertrofia e aumento da AST muscular, afetando o tamanho do músculo, devem refletir-se de alguma forma na aumento do perímetro do segmento em que o músculo em questão se encontra.

Assim sendo, respetivamente à tabela 32 verifica-se que, nos dados do presente estudo, existe uma correlação positiva forte entre a AST do músculo RF e o perímetro proximal da coxa, no membro dominante e no membro não dominante, do GC. No GC, existe uma correlação positiva forte da AST do músculo RF também com o perímetro medial da coxa e o perímetro distal da coxa, no membro dominante e no membro não dominante.

6.5. Análise do Parâmetros da Eletromiografia Muscular

A avaliação eletromiográfica foi realizada durante a execução de um remate, analisando-se as percentagens de ativação máxima do músculo RF e do músculo TA, no membro dominante e no membro não dominante, em três períodos do registo, antes do remate, durante o contacto de remate e após o remate, sendo que o remate foi sempre realizado com o membro dominante.

Assim, os resultados apresentados na tabela 33 e 34 demonstram que, em média, no momento de contacto de remate, a percentagem da ativação máxima do músculo RF, no membro dominante, foi superior à percentagem da ativação máxima do músculo RF, no membro não dominante, enquanto que, no momento de movimentação antes do remate e no momento da movimentação pós remate, foi no membro não dominante que se atingiram as percentagens mais altas da ativação máxima do músculo RF. Já para os músculo TA, na tabela 33 e 34 verifica-se que, em média, em todos os momentos do

registo, a percentagem da ativação máxima do músculo TA, no membro dominante, foi superior à percentagem da ativação máxima do músculo TA, no membro não dominante.

A EMG muscular mede a ativação elétrica do músculo responsável pela despolarização das suas fibras e resultante resposta contrátil das unidades motoras alcançadas. No entanto, a literatura (De Luca, 1997) indica que se quisermos comparar a EMG com a força muscular, não é possível fazê-lo quantitativamente mas sim qualitativamente, podendo reportar aumentos de força através da EMG mas não sendo possível medir este aumento. De qualquer forma, verificando-se aumentos em medições de força, eletromiograficamente é identificada uma maior influência do aumento na taxa de descarga da unidade motora do que possíveis mudanças no recrutamento das unidades motoras (Higbie et al; 1996). Sendo assim possível deduzir que sinais mais altos de EMG muscular refletem a presença de um músculo mais forte.

Quando comparando uma ação muscular concêntrica com uma ação muscular excêntrica, para um registo de força igual, a ativação necessária para a ação muscular excêntrica é inferior, sendo sugerido na literatura que isto se deve a uma melhor seleção de unidades motoras que são ativadas e ainda devido a uma contribuição passiva de tensão adicionada pelo tendão. Por outro lado, o treino excêntrico tem demonstrado efeitos positivos na condução neural, verificando-se melhores excitabilidades musculares em função da percentagem da CVM (Vangsgaard et al; 2014).

Relativamente à qualidade do registo da EMG muscular, as contrações musculares isométricas são as melhores, uma vez que o movimento é um fator que introduz ruído ao sinal. No entanto, para avaliar dados de uma EMG deve existir informação cinemática complementar, uma vez que a dependência da força muscular no comprimento, bem como a alteração do comprimento, são fatores a ter em conta na força produzida.

Na tabela 35, verifica-se que existe uma correlação negativa entre a percentagem da ativação máxima do músculo RF no momento de contacto de remate e o PT do músculo quadríceps no teste excêntrico, no membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s.

CONCLUSÕES

Tendo em conta os objetivos do presente estudo, a informação reunida permite um contributo para literatura com dados relevantes na identificação de parâmetros de risco

para a identificação de possíveis lesões musculares associadas à AJ, mais especificamente, do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais de ambos os membros inferiores.

A aplicação dos testes descritos na metodologia, bem como os resultados apresentados e discutidos anteriormente, permitiram explorar o objetivo estudo.

Assim, pôde-se concluir que a força dos membros inferiores pode ser interpretada como fator de risco para lesões musculares, sendo que para isso devem ser verificados se os rácios e índices de simetria musculares estão dentro dos limites indicados, procurando evitar expor os grupos musculares a tensões desnecessárias e que coloquem o músculo sobre risco de lesão, se carregados de forma contínua sem alterações nos desequilíbrios de força existentes. Por outro lado, concluiu-se que, para salvaguardar o músculo de distensões, o comprimento ótimo muscular para gerar força deve ser o maior possível, evitando que este seja sobrecarregado com tensões ativas de alongamento superiores às que as suas fibras estão adaptadas para suportar.

Através da análise do DVJ realizado foi possível rastrear a funcionalidade na realização de uma ação dinâmica de recepção ao solo e salto, obtendo valores de potência, altura de salto e tempo de contacto que indicam se os indivíduos estão a conseguir um bom desempenho que os mantenha longe do risco de lesão. Com o DVJ, foi ainda verificado o ângulo de alinhamento dos joelhos durante a realização do salto e percebido se estes constituíam algum risco para desenvolvimento de osteoartrite degenerativa na AJ. No entanto, a interpretação mais conclusiva para a lesão muscular em relação ao DVJ teve que ver com o tempo de contacto e a sua importância na forma como o tendão pode proteger mais, com tempos menores, ou menos, com tempos maiores, o músculo das tensões geradas durante um alongamento ativo das suas fibras, que quando excessivas podem provocar a quebra de sarcómeros mais fracos e colocar o músculo em risco rutura. Neste sentido, as ecografias forneceram dados sobre a espessura do tendão, sendo que esta está relacionada com a quantidade de tensão máxima que o tendão pode absorver, este também é um parâmetro a ter em conta quando se pretende conhecer o risco de lesão associado ao músculo da mesma UMT.

Os dados do estudo permitiram verificar algumas correlações importantes: uma relação entre o PT excêntrico dos músculos isquiotibiais e o ângulo de ocorrência do mesmo, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s; uma boa relação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto; entre a potência do salto e a altura do salto.

A constituição do GFL permitiu comparar os valores dos indivíduos deste grupo com o intervalo de referência fornecido pelo GC (Média \pm DP). Assim sugere-se que, as variáveis em que os valores não se encontravam balizados com o intervalo de referência do GC, podem prever risco de lesão por afastamento, acima ou abaixo, dos valores limite, colocando os músculos e AJ em situação propícia a uma lesão.

Este estudo propõe que esta metodologia seja replicada com uma amostra maior e bem equilibrada entre GC e GF. No entanto, em estudos futuros, algumas sugestões para alteração na metodologia seriam bastante úteis, como é o caso da integração da EMG muscular em simultâneo com a avaliação de força no dinamómetro isocinético, da utilização de um servomotor que permite a medição do comprimento e força da UMT, e ainda integrar a sonomicrometria para medição do comprimento dos fascículos musculares.

O presente estudo assegurou todos os procedimentos éticos, sendo que todos os instrumentos de avaliação estão adaptados para a população portuguesa, bem como para diferentes países, de forma a ser possível realizar comparações transculturais dos resultados.

Por fim, este estudo poderá ser de utilidade para profissionais de saúde que trabalhem com atletas de futebol ou futsal, fornecendo indicadores que podem ser importantes na prevenção e rastreamento de fragilidades musculares de atletas destas modalidades, permitindo aos interessados verificar as variáveis, associadas à força, funcionalidade ou estrutura muscular, em que os valores do GFL deste estudo se afastou do valor de referência fornecido pelo GC.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aagaard P. 2003. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.* 31(2):61–7.
- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F and Dyhre-Poulsen P. 2000. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 10, 58-67.
- Aagaard P, Simonsen EB; Trolle M, Bangsboo J, Klausen K. 1995. Isokinetic hamstring/quadriceps ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and mode of contraction. *Acta Physiologica Scandinavica.* 154, 421-427
- Aagaard P, Simonsen EB; Trolle M, Bangsboo J, Klausen K. 1995. Isokinetic hamstring/quadriceps ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and mode of contraction. *Acta Physiologica Scandinavica.* 154, 421-427
- Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, et al. 2009a. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 17:705–729.
- Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, et al. 2009b. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccerplayers. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Aug; 17 (8): 859–79
- Aquino CF; et al. 2006. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, [S.l], v.12, n.4, p.195-200, jul./ago.
- Aspelin P, Ekberg O, Thorsson O, Wilhelmsson M, Westlin N. 1992. Ultrasound examination of soft tissue injury of the lower limb in athletes. *Am J Sports Med;* 20:601–60
- Andersen LL, Aagaard P. 2006. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol.* 96:46–52.

- Baltzopoulos V; Brodie D. 1989. Isokinetic dynamometry: applications and limitations. *Sports Medicine* 8, 101-116
- Barber-Westin, SD, Smith, ST, Campbell, T, and Noyes, FR. 2010. The drop-jump video screening test: Retention of improvement in neuromuscular control in female volleyball players. *J Strength Cond Res* 24: 3055–3062.
- Baroni BM, Geremia JM, Rodrigues R, et al. 2013. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. *Muscle Nerve*. 48:498–506.
- Bianchi S, Martolini C, Abdelwahab IF, Derchi LE, Damiani S. 1998. Sonographic evaluation of tears of the gastrocnemius medial head (“tennis leg”). *J Ultrasound Med*; 17:157–162
- Bojsen-Moller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, et al. 1985. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol*. 2005(99):986–94.
- Bosco C, Luhtanen, P, Komi PV. 1983. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273–282.
- Brockett CL; et al. 2004. Predicting Hamstring Strain Injury in Elite Athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercises*, [S.l.], v.36, n.3, p.379-387.
- Brockett CL; et al. 2001. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Official Journal of the American College of Sports Medicine*, [S.l.], v.33, n.5, p.783-790.
- Brughelli M; Cronin J. 2007. Altering the Length-Tension Relationship with Eccentric Exercise. *Sports Medicine*, 37(9), 807–826.
- Burzyn D, Kuswanto W, Kolodin D, et al. 2013. A special population of regulatory T cells potentiates muscle repair. *Cell*. 155(6):1282–95.
- Butler, RJ; et al. 2003. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, [S.l.], v.18, p.511-517.

- Campbell DE, Glenn W. 1982. Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia. *Phys Ther.* 62: 10–15.
- Carson G; et al. 2002. Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *Journal of Physiology, Brisbane*, v.539.3, p.913-925.
- Cabri JMH. 1991. Isokinetic strength aspects of human joints and muscles. *Crit Rev Biomed Eng* 1991; 19: 231-59
- Coffey VG, Hawley JA. 2007. The molecular bases of training adaptation. *Sports Med.* 37(9):737–63.
- Coombs R, Garbutt G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med*, pp. 56-62
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. 2011. Developing maximal neuromuscular power: part 1. Biological basis of maximal power production. *Sports Med.* 41(1):17–38.
- Criswell E. 2011. CRAM's Introduction to Surface Electromyography. Second ed: *Jones and Bartlett Publishers*; P. 30.
- De Luca, CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135–163.
- de Oliveira FBD, Rizzato GF, Denadai BS. 2013. Are early and late rate of force development differently influenced by fast-velocity resistance training. *Clin Physiol Funct Imaging.* 33:282–7.
- Daneshjoo A, Rahnama N, Mokhtar AH, et al. 2013. Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *J Hum Kinet.* 36:45–53.
- Diniz L. 2009. Características da contração muscular excêntrica e sua relação com as lesões musculares por estiramento: Uma revisão da literatura. Monografia apresentada ao departamento de fisioterapia, *UMFG*, Belo Horizonte, Brasil.

- Disselhorst-Klug, C; Schmitz-Rode, T; & Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 225–235
- Donne B and Luckwill RG. (1996) Co-activation of quadriceps and hamstring muscles during concentric and eccentric isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science* 6, 21-26.
- Douglas J, Pearson S, Ross A, and McGuigan M. 2016. Chronic adaptations to eccentric training: a systematic review. *Sport. Med.* 47, 917–941.
- Duarte JP, Valente-dos-Santos J, Coelho-e-Silva MJ, Couto P, Costa D, Martinho D, et al. 2018. Reproducibility of isokinetic strength assessment of knee muscle actions in adult athletes: Torques and antagonist-agonist ratios derived at the same angle position. *PLoS ONE* 13(8): e0202261.
- Duchateau J, Semmler JG, Enoka RM. 1985. Training adaptations in the behaviour of human motor units. *J Appl Physiol.* 2006(101):1766–75.
- Dvir Z; Eger G; Halperin N; Shklar A. 1989. Thigh muscle activity and anterior cruciate ligament insufficiency. *Clinical Biomechanics.* 4, 87-91
- Elmer S, Hahn S, McAllister P, et al. 2012. Improvements in multi-joint leg function following chronic eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 22(5):653–61.
- English K, Loehr J, Lee S, et al. 2014. Early-phase musculoskeletal adaptations to different levels of eccentric resistance after 8 weeks of lower body training. *Eur J Appl Physiol.* 114(11): 2263–80.
- Farthing JP; Chilibeck PD. 2003. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European Journal of Applied Physiology*, [S.l.], v.89, p.578-586, 2003.
- Farup J, Rahbek SK, Vendelbo MH, et al. 2014. Whey protein hydrolysate augments tendon and muscle hypertrophy independent of resistance exercise contraction mode. *Scand J Med Sci Sports.* 24:788–98.

- Flanagan EP & Comyns TM. 2008. The Use of Contact Time and the Reactive Strength Index to Optimize Fast Stretch-Shortening Cycle Training. *Strength and Conditioning Journal*, 30(5), 32–38.
- Fonseca ST; et al. 2007. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: Magee DJ; et al. Scientific Foundations and Principles of Practice in Músculoskeletal rehabilitation. 1st ed. [S.l.]: *Saunders Elsevier*, chap.23, p.476-486.
- Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. 2010. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *JSSM*. 9:364-373.
- Foure A, Nordez A, Cornu C. 1985. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol*. 2010(109):849–54.
- Franchi MV, Atherton PJ, Reeves ND, et al. 2014. Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. *Acta Physiol*. 210:642–54.
- Friedmann-Bette B, Bauer T, Kinscherf R, et al. 2010. Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *Eur J Appl Physiol*. 108(4):821–36.
- Gabe BJ et al. 2006. Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, [S.l.], v.16, n.1, p.7-13.
- Garrett WE. 1996. Muscle strain injuries. *The American Journal of Sports Medicine*. [S.l.], v.24, n.6, p.S2-S8.
- Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, Ryan GW, Silvers HJ. 2008. A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *Am J Sports Med*. 36:1476-83.
- Gleeson NP , Mercer TH. 1996. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function . *Sports Med*. 21: 18-34
- Gleeson NP, Mercer TH. 1992a. Reproducibility and sensitivity of indices of isokinetic leg strength in male sprinters and distance runners. *J Sports Sci* 1992; 10 (5): 594-5

- Gleeson NP, Mercer TH. 1992b. Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *Eur J Appl Physiol* 1992; 65: 221-8
- Goldspink G, Harridge S. 2003. Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: Komi PV, editor. Strength and power in sport. Volume III encyclopaedia of sports medicine. *Encyclopaedia of Sports Medicine*. Osney Mead: Blackwell Science Ltd; p. 231–51.
- Gregory JE; et al. 2004. Responses of muscle spindles following a series of eccentric contractions. *Experimental Brain Research*, [S.l.], v.157, n.2, p.234-240, July.
- Gross M, Lüthy F, Kroell J, et al. 2010. Effects of eccentric cycle ergometry in alpine skiers. *Int J Sports Med*. 31(8):572–6.
- Heiser TM, Weber J, Sullivan G, Clare P and Jacobs RR. 1984. Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *American Journal of Sports Medicine* 12, 368-370.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*. 33:492–501.
- Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL, et al. 1996. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol* (1985). 81(5):2173–81.
- Hof AL. 2003. Muscle mechanics and neuromuscular control. *J Biomech*; 36(7): 1031–8.
- Hortobagyi T, Katch F. 1990. Eccentric and concentric torque velocity relationships during arm flexion and extension: influence of strength level. *Eur J Appl Physiol*. ;60:395–401.
- Hyldahl RD, Olson T, Welling T, et al. 2014. Satellite cell activity is differentially affected by contraction mode in human muscle following a work-matched bout of exercise. *Front Physiol*. 5(485):1–11.
- Standring S. 2016. Gray's Anatomy. *Elsevier Limited*. Londres, Reino Unido.

- Impellizzeri FM; et al. 2007. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, n.?, p.2044-2050.
- Kannus P. 1994. Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*. 15, supp11, 11-15
- Kannus P. 1988. Ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles' strength in anterior cruciate ligament in sufficiency knee. Relationship to long term recovery. *Phys Ther* 1988; 68, 6: 961-5
- Kay D; et al. 2000. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, [S.l.], v.10, p.425-431.
- Kellis. E, Katis. A. 2007. Biomechanical Characteristics And Determinants Of Instep Soccer Kick. *Journal Of Sports Science And Medicine*. 6, 154-165.
- Kirkendall DT; Garrett WE. 2002. Clinical perspectives regarding eccentric muscle injury. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; [S.l.], v.403S, p.S81-S89, Oct. 2002.
- Klossner S; et al. 2007. Muscle transcriptome adaptations with mild eccentric ergometer exercise. *European Journal of Physiology*, [S.l.], v.455, p.555-562.
- Knudson, D. 2007. Fundamentals of Biomechanics. 2^a Ed, Springer Science.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, et al. 2007. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc*. 39(10):1801–10.
- Lanshammar K; Ribom EL. 2011. Differences in muscle strength in dominant and nondominant leg in females aged 20-39 years – A population-based study. *Physical Therapy in Sport*, v. 12, p. 76–79.
- Lastayo PC; et al. 2003. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, [S.I.], v.33, n.10, p.557-571.

- Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, Sandelin J, Kujala UM. 2008. Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 16(11):1009–1016
- Lee JC, Healy J. 2004. Sonography of lower limb muscle injury. *AJR Am J Roentgenol* 182:341–351
- Lim BO, Lee YS, Kim JG, An KO, Yoo J, Kwon YH. 2009. Effects of sports injury prevention training on the biomechanical risk factors of anterior cruciate ligament injury in high school female basketball players. *Am J Sports Med.* 7: 1728-1734.
- Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. 2001. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News Physiol Sci.* 16:256–61.
- Liu C, Chen CS, Ho WH, et al. 2013. The effects of passive leg press training on jumping performance, speed, and muscle power. *J Strength Cond Res.* 27(6):1479–86.
- Malliaras P, Kamal B, Nowell A, et al. 2013. Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J Biomech.* 46(11):1893–9.
- Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF. 2005. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med;* 33:1003-10.
- Matic, M.S; Pazin, N.R; Mrdakovic, V.D; Jankovic, N.N; Ilic, D.B; Stefanovic, D.L.J. (2015) Optimum Drop Height for Maximizing Power Output in Drop Jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(12): 3300-3310.
- McHugh MP. 2003. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 13(2):88–97.
- Miller BF, Olesen JL, Hansen M, et al. 2005. Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise. *J Physiol.* 567(3):1021–33.

- Mizner RL, Chmielewski TL, Toepke JJ, and Tofte KB, 2012. "Comparison of 2-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump," *Clin J Sport Med*, vol. 22, no. 3, pp. 221–227.
- Moore DR; et al. 2005. Myofibrillar and collagen protein synthesis in human skeletal muscle in young man after maximal shortening and lengthening contractions. *American Journal of Physiology – Endocrinology and Metabolism*, [S.l.], v.288, p.1153-1159, Jun. 2005.
- Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. 1987. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am.* 69:745-749.
- Morgan D, Proske U. 2004. Popping sarcomere hypothesis explains stretch-induced muscle damage. *Clin Exper Pharmacol Physiol*; 31 (8): 541-5
- Morrissey D, Roskilly A, Twycross-Lewis R, et al. 2011. The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clin Rehabil.* 25:238–47.
- Myer GD, Schmitt LC, Brent JL, Ford KR, Barber Foss KD, Scherer BJ, Heidt RS, Divine JG, Hewett TE. 2011. Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 41:377–387
- Nardone A; et al. 1989. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology, London*, v.409, p.451-471.
- Ohberg L, Lorentzon R, Alfredson H. 2004. Eccentric training in patients with chronic Achilles tendinosis: normalised tendo structure and decreased thickness at follow up. *Br J Sports Med.* 38:8–11.
- Oliveira AS, Corvino RB, Caputo F, et al. 2016. Effects of fast-velocity eccentric resistance training on early and late rate of force development. *Eur J Sport Sci.* 16(2):199–205.
- Osternig LR. 1986. Isokinetic dynamometry: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*; 14: 45–80

- Papadopoulos C, Theodosiou K, Bogdanis GC, et al. 2014. Multiarticular isokinetic high-load eccentric training induces large increases in eccentric and concentric strength and jumping performance. *J Strength Cond Res.* 28(9):2680–8.
- Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, et al. 2010. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*; 38: 1968– 1978.
- Peck RJ, Metreweli C. 1988. Early myositis ossificans: a new echographic sign. *Clin Radiol*; 39:586–588
- Peng HT, Kernozek TW e Song CY. 2011. Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport*, 12(3), 127–132. doi:10.1016/j.ptsp.2010.10.001
- Pensini M, Martin A, Maffiuletti NA. 2002. Central versus peripheral adaptations following eccentric resistance training. *Int J Sports Med.* 23:567–74.
- Pietraszewski B; Rutkowska A. 2011. Relative power of lower limbs in drop jump, *Acta Bioeng. Biomech*; Vol. 13(1), 13–18.
- Prilutsky BI. Eccentric muscle action in sport and exercise. 2000. In: Zatsiorsky VM, editor. *Biomechanics in sport. Volume IX encyclopaedia of sports medicine. Encyclopaedia of Sports Medicine. Osney Mead: Blackwell Science Ltd*; p. 56–86.
- Proske U, Morgan D, Brockett C, et al. 2004. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Exper Pharmacol Physiol*; 31 (8): 546-50
- Pull MR; e Ranson C. 2007. Eccentric muscle actions: implications for injury prevention and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, [S.I], v.8, p.88-97.
- Rahnama N; Less A; Bambacichi E. 2005. A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, v.48, n.11-14, p.1568-1575.
- Ramos-Álvarez JJ, Del Castillo-Campos MJ, Polo-Portés, C. E., Lara-Hernández, M. T., Jiménez-Herranz, E., & Naranjo-Ortiz, C. 2015. Comparative study between symmetrical and asymmetrical sports by static structural analysis in adolescent athletes.

- Roberts TJ, Konow N. 2013. How Tendons Buffer Energy Dissipation by Muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 41(4), 186–193.
- Roberts TJ, Azizi E. 2011. Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *J Exp Biol*. 214(Pt 3):353–361.
- Roig M, O'Brien K, Kirk G, et al. 2009. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2009;43(8): 556–68.
- Sadoghi, P, Von Keudell, A, & Vavken, P. 2012. Effectiveness of Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training Programs. *The Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 94(9), 769–776. doi:10.2106/jbjs.k.00467
- Sale DG. 1988. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 20(5):S135–45
- Schmidtbleicher D. 1992. Training for power events. In: *The Encyclopedia of Sports Medicine. Vol 3: Strength and Power in Sport*. P.V Komi, ed. Oxford, UK: Blackwell, pp. 169-179.
- Schoenfeld BJ. 2010. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J Strength Cond Res*. 24(10):2857–72.
- Siff M.C; Biomechanical foundations of strength and power training. 2000. *Biomechanics in Sport*, V. Zatiorsky (editor), Blackwell Publishing. 103–139.
- Stastny P, Lehnert M, Tufano JJ. 2018. Muscle Imbalances: Testing and Training Functional Eccentric Hamstring Strength in Athletic Populations. *J. Vis. Exp.* (135), e57508.
- Stauber WT. 1989. Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. *Exercises and Sports Sciences Reviews*, [S.l.], v.17, p.157-185.
- Staudenmann, D; Roeleveld, K; Stegeman, D. F; & van Dieën, J. H. 2010. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 375–387.

- Steinbach L, Fleckenstein J, Mink J. MR. 1998. Imaging of muscle injuries. *Semin Musculoskelet Radiol*;1:128–14.
- Sugiura Y, Saito T, Sakuraba K, et al. 2008. Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38 (8): 457–64
- Tesch PA. et al. 1990. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, Stockholm, v.138, p.263-271.
- Tillin NA, Pain MTG, Folland JP. 2012. Short-term training for explosive strength causes neural and mechanical adaptations. *Exp Physiol.* 97(5):630–41
- Toigo M, Boutellier U. 2006. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *Eur J Appl Physiol.* 97:643–63.
- Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. 1998. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol.* 513(1):295–305.
- Van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, and De Hann A. 1997. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch shortening cycle? *J Appl Biomech* 13: 389-415.
- Vangsgaard S, Taylor JL, Hansen EA, et al. 2014. Changes in H reflex and neuromechanical properties of the trapezius muscle after 5 weeks of eccentric training: a randomized controlled trial. *J Appl Physiol.* (116):1623–31.
- Vikne H, Refsnes PE, Ekmark M, et al. 2006. Muscular performance after concentric and eccentric exercise in trained men. *Med Sci Sports Exerc.* 38(10):1770–81
- Williams GN; Krishnan C. 2007. Articular neurophysiology and sensorimotor control. 1st ed. [S.l.]: *Saunders Elsevier*, chap.9, p.190-196, 199-201.
- Willson JD, Davis IS. 2008. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys The*; 38:606–615.
- Site FPF. Indicadores estatísticos de atletas federeados. Disponível em: <http://indicadores.fpf.pt/> Acesso em: 2 de Agosto de 2019.

