



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana



Caracterização do rácio H/Q rápido em jogadores de futebol e futsal masculino

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em Treino de Alto Rendimento

Orientador: Professora Doutora Maria João de Oliveira Valamatós

JÚRI:

PRESIDENTE

Doutor Jorge Manuel Castanheira Infante

Professor Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

VOGAIS

Doutora Maria João de Oliveira Valamatós

Professora Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Doutora Joana Filipa de Jesus Reis

Professora Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

André Marques Afonso

2022

Agradecimentos

Esta dissertação de mestrado foi muito mais difícil do que inicialmente esperei, teve muitos percalços e contratempos pelo caminho, no entanto, com a ajuda de algumas pessoas consegui concluir e, graças a essas pessoas, agradeço, não só por ter finalizado esta etapa da minha vida, como também tornar-me mais resiliente.

Quero agradecer especialmente à minha orientadora, Professora Doutora Maria João Valamatos, que sempre acreditou em mim e conseguiu dar-me soluções para os problemas que me foram surgindo ao longo deste percurso e esteve sempre ao dispor, sempre pronta para ajudar e orientar.

Quero também agradecer à minha família por me terem apoiado e motivado.

Resumo

O futebol e o futsal, são duas modalidades idênticas, no entanto, com algumas diferenças observáveis, como o caso das substituições, tempo de jogo, medidas do campo, tipo de piso, peso da bola, as quais compiladas destacam a modalidade de futsal como tendo um maior número de períodos de alta intensidade e mudanças de direção (de Lira et al., 2017). As características de jogo inerentes a cada modalidade impõem necessidades físicas diferenciadas, o que exige ações e perfis musculares próprios. O presente estudo pretendeu investigar o rácio de taxa de produção de força, com contração isométrica H/Q, em atletas destas duas modalidades. Pretendeu-se perceber se a prática destas duas modalidades conduz a perfis de força nos quadríceps e *hamstrings* diferenciados.

Foram recrutados 40 atletas do género masculino com prática semiprofissional desportiva há pelo menos seis anos e com frequência mínima de treino de cinco sessões semanais. Os participantes eram praticantes de futebol 11 (n=20) e de futsal (n=20), sem antecedentes clínicos graves nem histórico recente de lesão muscular e/ou articular dos membros inferiores, nos últimos 6 meses. O protocolo consistiu em três repetições isométricas máximas de 4 segundos, de forma intercalada entre extensão e flexão e foram realizadas num ângulo articular de 30° de flexão (0° = extensão completa) em equipamento isocinético *Biodex*.

Os resultados obtidos demonstraram que jogadores de futsal apresentam níveis superiores de taxa de produção de força e um rácio H/Q rápido (i.e., rácio da taxa de produção de força: TPF H/Q) mais elevado, assim como rácio de contração voluntária isométrica máxima (i.e., CVIM H/Q). Em relação aos rácios isométricos máximos, ambas as modalidades apresentaram rácios inferiores com o membro dominante.

Parece ser interessante aliar a avaliação tradicional em isocinético através de rácios convencional e rácio funcional com rácio rápido, não só para individualizar treinos de preparação física, como também ter valores de referência de TPF nos primeiros milissegundos de contração (0-250ms) para retorno à competição.

Palavras-chave: Taxa de produção de força; rácio H/Q; futebol; futsal; lesão; isocinético

Abstract

Football and futsal are identical sports, however, with some notable differences such as substitutions, game length, pitch size, type of ground and weight of the ball, which when all combined reveal futsal as having a larger number of periods with high intensity and changes of direction (Lira et al., 2017). The inherent features of each sport impose differentiated physical needs, which require specific actions and muscular profiles. The current study aimed to investigate the ratio of the rate of force development with isometric contraction H/Q in athletes in both sports. One intended to understand if the practice of these activities leads to distinct strength profiles in the quadriceps and hamstrings.

Forty male athletes with semiprofessional experience of at least 6 years and a minimum frequency of training of 5 sessions per week were recruited. The participants were 11 aside football (n=20) and futsal (n=20) players, without any severe clinical record nor recent lower body muscle and/or joint injuries in the past 6 months. The protocol was the following: 3 maximal isometric repetitions of 4 seconds, alternating between extension and contraction and performed at a joint angle of 30° of contraction (0°=maximal extension) using isokinetic Biodex equipment.

The results showed that futsal players have higher rate of force development and a higher rapid H/Q ratio (i.e., ratio of the rate of force development: RFD H/Q) just like MIR H/Q. Regarding the maximal isometric ratios (i.e., MIR H/Q), both sports showed lower ratios with the dominant limb. It seems interesting to ally the traditional assessment in isokinetic through the conventional and functional ratios with the fast ratio, not only to distinguish physical preparation workouts but also to have reference values of RFD in the first milliseconds of the contraction (0-250ms) to come back to competition.

Keywords: Rate of force development; ratio H/Q; football; futsal; injuries; isokinetic

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	III
ABSTRACT	V
ÍNDICE DE TABELAS	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
LISTA DE ACRÓNIMOS E ABREVIATURAS	XIII
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	1
1.1. <i>Apresentação e definição do problema de estudo</i>	3
1.2. <i>Objetivos de Estudo</i>	4
1.3. <i>Estrutura da Dissertação</i>	5
CAPÍTULO 2: REVISÃO DA LITERATURA	7
2.1. <i>Características diferenciadoras no Futebol e no Futsal</i>	9
2.2. <i>Lesões no Futebol e no Futsal</i>	10
2.2.1. <i>Lesões, Saúde e Rendimento do Atleta</i>	12
2.3. <i>Avaliação Isocinética</i>	13
2.3.1. <i>O Dinamómetro Isocinético</i>	15
2.3.2. <i>Que indicadores a avaliação isocinética fornece para a programação do treino</i>	15
2.3.3. <i>Trabalho Total</i>	17
2.3.4. <i>Rácios</i>	17
2.3.5. <i>Velocidade Angular</i>	21
2.3.6. <i>Posição Angular</i>	22
2.3.7. <i>Fadiga e Lesões</i>	22
2.3.8. <i>Avaliação da fidelidade de dados</i>	23
2.4. <i>O Treino da força e princípios biológicos</i>	24
2.4.1. <i>O desporto profissional e o treino de força aplicado ao contexto isocinético Fadiga e Lesões</i>	24
2.4.2. <i>O Treino da força na prevenção de lesões</i>	25
CAPÍTULO 3: METODOLOGIA	27
3.1. <i>Desenho Experimental</i>	29
3.2. <i>Amostra</i>	29
3.3. <i>Protocolo Experimental</i>	30
3.4. <i>Aquisição e Processamento de Dados</i>	32
3.5. <i>Análise Estatística</i>	33
CAPÍTULO 4: APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS	35
4.1. <i>Futebol versus Futsal</i>	37
4.2. <i>Membro Dominante versus Membro Não Dominante</i>	39
CAPÍTULO 5: DISCUSSÃO DE RESULTADOS	50
5.1. <i>Futebol versus Futsal</i>	52
5.2. <i>Membro Dominante versus Membro Não Dominante</i>	54
CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS	60

6.1. <i>Conclusões e Perspetivas</i>	62
6.2. <i>Limitações</i>	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64

Índice de Tabelas

Tabela 1. Características da amostra de estudo. Valores representam a média \pm desvio padrão.	30
Tabela 2. Diferenças descritivas entre as médias e desvio padrão do grupo de atletas de futsal e do grupo de atletas de futebol, para as variáveis de rácios de TPMF H/Q.....	37
Tabela 3. Variáveis de rácios TPMF H/Q para o membro dominante e para membro não dominante, dentro de cada grupo de atletas.	39

Índice de Figuras

- Figura 1.** Momento máximo de força isométrico de extensão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)41
- Figura 2.** Rácio hamstrings/quadríceps dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)42
- Figura 3.** Taxa de produção de força de flexão aos 50 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)42
- Figura 4.** Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 50 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); ##Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,001$)43
- Figura 5.** Taxa de produção de força de flexão aos 100 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)43
- Figura 6.** Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 100 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)44
- Figura 7.** Taxa de produção de força de flexão aos 150 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)44
- Figura 8.** Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 150 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente

diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)45

Figura 9. Taxa de produção de força de extensão aos 200 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)45

Figura 10. Rácio hamstrings/quadrícipites de taxa de produção de força aos 200 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)46

Figura 11. Taxa de produção de força de extensão aos 250 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)46

Figura 12. Rácio hamstrings/quadrícipites de taxa de produção de força aos 250 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)47

Figura 13. Taxa de produção de força máximo de extensão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)47

Figura 14. Taxa de produção de força máximo de flexão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$)48

Figura 15. Taxa de produção de força máximo dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$)48

Lista de Acrónimos e Abreviaturas

CVIM - contrações voluntárias isométricas máximas

CV – coeficiente de variação

D – dominante

Ext – extensão

Flex- flexão

H/Q – *hamstring*/quadricípites

H/Q TPF 50ms – taxa de produção de força *hamstrings*/quadricípites em 50 milissegundos

H/Q TPF 100ms – taxa de produção de força *hamstrings*/quadricípites em 100 milissegundos

H/Q TPF 150ms – taxa de produção de força *hamstrings*/quadricípites em 150 milissegundos

H/Q TPF 200ms – taxa de produção de força *hamstrings*/quadricípites em 200 milissegundos

H/Q TPF 250ms – taxa de produção de força *hamstrings*/quadricípites em 250 milissegundos

Hcon/Qcon – *hamstrings* concêntrico/quadricípites concêntrico

Hexc/Qcon – *hamstrings* excêntrico/quadricípites concêntrico

LCA – ligamento cruzado anterior

MFMI – momento de força máximo isométrico

Ms – milissegundos

ND – não dominante

TMPF – taxa máxima de produção de força

TMPMF - taxa máxima de produção de momento de força

TPF – taxa de produção de força

TPMF – taxa de produção momento de força

Capítulo 1: Introdução

Este capítulo apresenta o tema de estudo, a sua pertinência e os respectivos objetivos.

1.1. Apresentação e definição do problema de estudo

Com a crescente profissionalização no futebol e no futsal na atualidade, torna-se fundamental recorrer a todos os meios legais para atingir os objetivos propostos no início da época desportiva, pelo que as lesões decorrentes ao longo da época, nestes dois desportos, se devem minimizar, eliminando possíveis fatores potenciadores de lesões. Estima-se que ocorram, aproximadamente, 50 lesões numa época desportiva no futebol, numa equipa de 25 jogadores (Ekstrand et al., 2011). Uma lesão, tanto no futebol profissional como no amador, tem um impacto negativo não só em termos financeiros como no rendimento desportivo (Ekstrand, 2013; Krist et al., 2013). De frisar que o custo médio por mês de um atleta lesionado, na primeira liga, pode chegar a 500.000 euros (Ekstrand, 2013).

No futsal podemos verificar a mesma situação, quer referente ao rendimento desportivo quer à parte financeira suportada pelos clubes, apesar de ser a uma escala menor este último aspeto.

Relacionando estas duas modalidades, podemos verificar que ambas possuem características idênticas, salientando fundamentalmente, os aspetos técnicos (de Lira et al., 2017). No entanto, também existem diversas diferenças, como o caso das substituições, tempo de jogo, medidas do campo, tipo de piso peso da bola, as quais compiladas destacam a modalidade de futsal como tendo um maior número de períodos de alta intensidade e mudanças de direção (de Lira et al., 2017). Os mesmos autores referem ainda que estas características sendo diferentes, vão gerar diferentes adaptações fisiológicas, especialmente no sistema musculoesquelético.

As características de jogo são inerentes a cada modalidade impondo necessidades físicas diferenciadas, o que exige ações e perfis musculares próprios. Devido a todas estas diferenças e condicionantes, a incidência de lesões acaba por ser diferente para cada desporto, como é o caso das lesões no joelho. A incidência de lesões no joelho no futebol e no futsal é diferente e significativa, 18,8% e 15,8% respetivamente (de Lira et al., 2017). Destacando alguns fatores de risco que podem ser preditivos em lesões no joelho ou na coxa incluem-se um baixo rácio de força de *hamstrings*/quadricíptes, défice de força bilateral e fraqueza muscular (Alentorn-Geli et al., 2009a; Hughes, 2014; van Dyk et al., 2016).

A capacidade de proteger o joelho de lesão depende em grande parte da relação de força de *hamstrings*/quadricíptes (H/Q) e a falta dela é sugerida na literatura como fator de

risco. Embora a força muscular máxima tenha sido frequentemente utilizada para avaliar o rácio H/Q, a capacidade de desenvolver força rapidamente, taxa de produção de força (TPF), é mais relevante em relação aos movimentos dinâmicos rápidos (Zebis, Andersen, et al., 2011).

Como tal, o método convencional pode não refletir o potencial de estabilização dinâmica da articulação do joelho durante situações de jogo rápido. Em vez disso, a capacidade de ativar rapidamente os *hamstrings* em relação aos quadríceps é importante, podendo ser avaliada de forma padronizada como taxa de produção de força durante a contração voluntária isométrica máxima (CVIM) (Zebis, Andersen, et al., 2011).

1.2 Objetivos de Estudo

O presente estudo pretendeu investigar o rácio de taxa máxima de produção de força, com contração isométrica H/Q, em atletas de futebol e futsal. Pretende-se perceber se a prática destas duas modalidades conduz a perfis de força nos quadríceps e *hamstrings* diferenciados, em função das características particulares e das exigências fisiológicas das respetivas modalidades.

Considerando a importância da velocidade de antecipação nas ações de jogo e da capacidade de ativar eficazmente os *hamstrings* nos primeiros milissegundos da contração muscular (Valamatos et al., 2017; Zebis, Andersen, et al., 2011), o presente estudo procurou responder às seguintes questões:

1. Existem diferenças no rácio TMPF H/Q entre atletas jogadores de Futebol e Futsal?
2. O membro dominante dos jogadores de Futebol e Futsal apresenta rácios TMPF H/Q inferiores relativamente ao membro não dominante?

A um nível mais específico, o presente estudo procurou atingir os seguintes objetivos:

a) Comparar vários parâmetros da curva momento de força – tempo isométrico (momento máximo de força, taxa de produção de momento de força máximo e em intervalos de tempo de 50 ms – i.e., 0-50ms, 0-100ms, 0-150ms, 0-200ms, 0-250ms) e os diferentes

rácios H/Q entre jogadores de Futebol e Futsal, com o objetivo de verificar a influência da prática específica da modalidade desportiva no equilíbrio funcional do joelho;

b) Comparar vários parâmetros da curva momento de força/tempo isométrico (momento máximo de força, taxa de produção de momento de força máximo e em intervalos de tempo de 50 ms – i.e., 0-50ms, 0-100ms, 0-150ms, 0-200ms, 0-250ms) e os diferentes rácios H/Q entre os membros dominante e não dominante de jogadores de Futebol e Futsal, com o objetivo de analisar a influência de uma prática preferencial (assimétrica ou *overuse*) no equilíbrio funcional do joelho.

Foram consideradas as seguintes hipóteses de estudo:

- Os jogadores de futsal apresentam níveis superiores de taxa máxima de produção de força e um rácio H/Q rápido (i.e., rácio da taxa de produção de força: TMPF H/Q) mais elevado, devido à velocidade de jogo ser mais elevada no futsal, as distâncias de sprint mais curtas, e existirem maiores períodos de recuperação individual por jogador;
- O membro dominante apresenta momentos máximos de força superiores nos quadríceps e, conseqüentemente rácios isométricos máximos (i.e., CVIM H/Q) inferiores, independentemente da modalidade, pela solicitação preferencial desse grupo muscular nas ações decisivas de jogo, como o remate à baliza e ações de passe.

1.3 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação está estruturada de acordo com quatro secções principais, dentro de seis capítulos. Este primeiro capítulo pretende contextualizar o problema, introduzir alguns conceitos e definir os objetivos de estudo. O segundo capítulo é apresentada uma Revisão da Literatura, centrada nos temas e áreas de estudo abordadas no trabalho desenvolvido, onde se pretende aprofundar cada tópico relevante na análise dos rácios H/Q, e fundamentalmente nas modalidades de futebol e futsal, fundamentando-os com evidências científicas relevantes. No terceiro capítulo (Metodologia) são apresentados os métodos e o protocolo utilizado para testar a amostra de estudo, e definidos todos os procedimentos para a análise e tratamento dos dados recolhidos. No capítulo seguinte (Apresentação de Resultados) são apresentados os resultados. No capítulo cinco (Discussão de Resultados) são explorados os resultados, discutindo-os e fundamentando-os no conhecimento científico atual. Neste capítulo procurou-se também estabelecer diretrizes práticas que tenham por objetivo colmatar os

problemas encontrados e fornecer diretrizes ou orientações relevantes para treinadores e praticantes. Por fim, no último capítulo (Conclusões e Perspetivas Futuras) retiram-se as principais conclusões da aplicação da metodologia e responde-se às questões da dissertação, apresentando-se também eventuais limitações que o estudo enfrentou.

Capítulo 2: Revisão da Literatura

A revisão da literatura contextualiza a investigação e apresenta uma visão geral sobre a temática de estudo.

2.1. Características diferenciadoras no Futebol e no Futsal

O futebol é a modalidade mais praticada em todo o mundo, sendo estimado haver à volta de 265 milhões de atletas e mais de 300 mil clubes, com participação de 5 milhões de árbitros perfazendo cerca de 270 milhões de pessoas diretamente envolvidas, representando 4% da população mundial. O futsal também é uma modalidade praticada no mundo inteiro, no entanto, o número de atletas envolvidos é menor, cerca de 12 milhões de atletas em mais de 100 países (Gorostiaga et al., 2009).

Estas duas modalidades são algo idênticas, apresentam, contudo, certas características que as fazem tornar únicas e diferenciam uma da outra.

No futebol o tempo de jogo é maior, com duas partes de 45 minutos, perfazendo 90 minutos no total, as dimensões do terreno de jogo são superiores e o piso é lento e pesado e a duração do esforço é maior. Por sua vez, o futsal tem duas partes de 20 minutos, totalizando 40 minutos. O campo mede aproximadamente 40 x 20 metros apresentando um piso rápido e a bola usada, comparativamente com a do futebol, é mais pequena e salta menos (Naser et al., 2017).

Durante competições organizadas pela FIFA, participam 12 jogadores, sendo 2 guarda-redes e 10 jogadores de campo, existindo substituições ilimitadas, no sentido de manter o ritmo e a intensidade de jogo, as substituições são feitas durante o decorrer da partida sem fazer parar o tempo de jogo (Barbero-Alvarez et al., 2008). No futebol podem existir até um máximo de 5 substituições em 3 paragens de jogo. Outra característica de salientar no futsal é o facto do tempo de jogo parar sempre que a bola sai do terreno ou por outros eventos que possam fazer perder tempo, o que implica que o jogo se possa prolongar durante mais 70 – 85% do total de 40 minutos (Barbero-Alvarez et al., 2008).

No futsal, as balizas são mais reduzidas, a bola é ligeiramente mais leve (diferindo de marca para marca) e a velocidade de jogo é mais elevada. Em termos de distâncias percorridas, os jogadores de futebol percorrem aproximadamente 10000 metros por jogo, durante o qual apenas 0,5 a 3% de tempo efetivo é percorrido em sprints de alta intensidade (Stolen et al., 2005). Por outro lado, no futsal, a distância percorrida pelos jogadores é consideravelmente menor, sendo aproximadamente de 3300 metros por jogo (Barbero-Alvarez et al., 2008), dos quais 13.7% da sua distância total em alta intensidade (velocidade $\geq 15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) e 8.9% em sprint (velocidade $\geq 25 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). Outro grupo de investigadores referiu que mais de 7,5% do total de

sprints são realizados em alta intensidade, representando cerca de 26 por jogo (Caetano et al., 2015).

A intensidade de um jogo de futsal foi demonstrada ser superior a um jogo de futebol (Barbero-Alvarez et al., 2008), possivelmente como resultado das substituições serem ilimitadas e no decorrer do jogo (Naser et al., 2017).

É sabido que, durante os jogos, os jogadores de futsal fazem um elevado número de acelerações curtas em comparação com o futebol, por outro lado, o número de sprints efetuados em velocidade máxima ou perto da velocidade máxima é superior na modalidade de futebol (Taylor et al., 2017), muito devido às dimensões do recinto de jogo (Jiménez-Reyes et al., 2019).

Em relação ao rácio de trabalho-descanso, no futsal é aproximadamente 1:1, o que significa que quando o atleta está a descansar, está a andar ou a fazer jogging e quando o jogador está em trabalho significa que está a percorrer distância em média, alta ou até velocidade máxima (Álvarez et al., 2004; Barbero Alvarez & Castagna, 2007).

Fazendo uma comparação entre modalidades, em relação ao salto em contramovimento, os jogadores de futebol e de futsal tinham valores idênticos, enquanto que os jogadores de elite de futebol apresentam valores superiores na altura de salto (Gorostiaga et al., 2009) Esta mesma equipa de investigadores, através dos estudos que analisaram em termos físicos e antropométricos concluiu que os jogadores de futebol de elite apresentam níveis de força, potência e de resistência superiores aos de futsal (Casajus, 2001; Davis et al., 1992; Stolen et al., 2005; Wisloff et al., 2004; Wisloff et al., 1998).

2.2 Lesões no Futebol e no Futsal

Tal como outras atividades desportivas, tanto o futebol como o futsal não são uma ciência, mas a ciência pode ajudar na melhoria do desempenho. No entanto, muitas vezes os esforços para melhorar este aspeto focam-se, sobretudo, na técnica e na tática, desvalorizando a preparação física (Stolen et al., 2005).

Utilizando a literatura existente como suporte científico, o departamento de performance dos clubes deve recorrer a todas as formas possíveis de prevenção de eventuais lesões.

No futebol e no futsal, tal como noutros desportos coletivos, os jogadores estão sujeitos a sofrer lesões. Etiologicamente, o risco de lesão depende de fatores extrínsecos (ambiente) e fatores intrínsecos (atleta) (Mandelbaum et al., 2005; Worrell, 1994). O contacto físico entre oponentes (lesões de contacto), constitui o maior fator extrínseco, com 44 - 74% de lesões (Arnason et al., 2004; Nielsen & Yde, 1989). Por outro lado, a maior fonte de fatores intrínsecos são assimetrias na força muscular (Nielsen & Yde, 1989; Östenberg & Roos, 2000), propriocepção (Caraffa et al., 1996; Mandelbaum et al., 2005) e lesões antigas (Ekstrand & Gillquist, 1983).

Nalguns estudos a percentagem de lesões de não contacto pode chegar aos 80% (Reis et al., 2015). Como tal, devido a esta prevalência, Liporaci et al. (2019) reforçam a importância de serem implementados programas preventivos para jogadores de futebol. Desta forma, os atletas de futsal também devem seguir programas preventivos. Anteriormente já foram referidos alguns exemplos de mecanismos potenciadores de lesões de não contacto, tais como correr, desacelerar ou efetuar mudanças de direção.

Deste modo, o rácio de força dos *hamstrings*/quadricípites (rácio convencional) pode resultar das exigências específicas do futebol e quando os *hamstrings* não produzem momento de força suficiente no sentido de travar a rotação angular do joelho ou das forças anteriores de corte da tibia, aumenta a probabilidade de lesões musculares ou ligamentares (Liporaci et al., 2019). Knapik et al. (1991) demonstraram que um desequilíbrio no momento de força máximo do rácio de força *hamstrings*/quadricípites, está correlacionado com uma maior incidência de lesão nos membros inferiores, incluindo a existência de lesão do ligamento cruzado anterior que é a lesão que provoca o maior tempo perdido no futebol de alta competição (Alentorn-Geli et al., 2009b). Apesar de ser um tipo de lesão multifatorial, ocorre sobretudo na fase inicial de contacto com o solo, entre os primeiros 17 e 50 milissegundos (Krosshaug et al., 2007; Zebis, Andersen, et al., 2011), sendo assim de extrema importância ter a capacidade para rapidamente ativar os *hamstrings* em relação aos quadricípites (Zebis, Andersen, et al., 2011).

Quando ocorre a extensão do joelho, promovida pela força de ativação dos quadríceps, irá haver uma tensão de corte anterior nos ligamentos entre o fémur e a tibia (Beynnon, Howe, Pope, Johnson & Fleming, 1992). Esta tensão de corte anterior pode ser atenuada pelo ligamento cruzado anterior e pela coativação dos *hamstrings* durante o movimento (Draganich & Vahey, 1990).

De acordo com Opar et al. (2012) as lesões nos *hamstrings* são uma das mais significativas nos desportos, tendo uma ocorrência de 30%. O bicipite femoral é o mais sacrificado neste aspeto, especialmente perto da junção músculo tendinosa e fibras adjacentes. Estes autores referem ainda que a ação de corrida, principalmente sprints, parece ser o principal fator para a maioria destas lesões, durante a fase inicial e terminal do ciclo da passada. Em termos etiológicos, estes autores afirmam que as observações biomecânicas apontam para a falta de força durante a ação excêntrica como um risco potenciador para a ocorrência de lesões durante a corrida. O facto de no momento de rotação angular do joelho os *hamstrings* ultrapassarem o seu limite funcional (incapacidade de produção de força suficiente na fase excêntrica para travar o movimento de extensão do joelho) pode resultar em lesão, não havendo relatos de lesões durante a fase concêntrica dos mesmos.

O rácio de força muscular entre *hamstrings* e quadríceps é um fator importante na previsão de lesões do joelho (Kim & Hong, 2011), no entanto, até à data, também existe na literatura estudos que demonstram limitada associação entre a incidência de lesões e os índices de força normalmente utilizados em dinamometria isocinética (Bennell et al., 1998; Sharir et al., 2016). Esta falta de associação pode ser atribuída às formas como os testes em isocinético são avaliados e quantificados (Eustace et al., 2017). O rácio rápido de taxa de produção de força torna-se, portanto, mais um fator pertinente para o estudo do atleta.

Fazendo uma comparação entre estas duas modalidades, Schmikli et al. (2009) demonstraram que o futsal está no top 10 de desportos mais suscetíveis a lesões, tendo uma incidência de 55,2 lesões por 10000 horas de prática da atividade. Por outro lado, o futebol tem 2,7 vezes menos incidência de lesão, havendo 20,3 lesões por 10000 horas de prática. De notar que, a percentagem de lesões na coxa no Futebol é de 19,9% (Junge & Dvorak, 2013), enquanto no Futsal é de 13,9% (Junge & Dvorak, 2013).

2.2.1 Lesões, Saúde e Rendimento do Atleta

Como já tem vindo a ser referido, as lesões exigem muito esforço da parte do clube em termos de infraestruturas e financeiro. Um atleta que se lesiona tem sempre um tempo de paragem maior ou menor, dependendo da gravidade e tipo da lesão. A lesão do ligamento cruzado anterior pode ultrapassar os 9 meses. No mundo da alta competição ficar parado significa que o jogador terá uma diminuição significativa dos seus índices físicos, mas também pode afetar o atleta psicologicamente, pondo em causa a reabilitação, retorno ao jogo e posterior rendimento desportivo.

A paragem do jogador afeta não só o jogador como toda a equipa e estrutura desportiva. Ao lesionar-se, o jogador perde tempo de treino e a sua evolução fica estagnada ou até retardada, prejudicando os índices de desempenhos do indivíduo em específico e da equipa no geral.

As lesões anteriores constituem um indicador forte de possível lesão no futuro (recidivas), sendo importante o jogador não se descuidar no treino de prevenção. Deste modo é importante adequar os treinos e utilizar todos os meios para prevenir contratempos indesejados, para proporcionar ao jogador uma evolução consistente. Manter o jogador saudável é um passo importante para o sucesso da equipa e, conseqüentemente, da instituição desportiva.

2.3 Avaliação Isocinética

O desequilíbrio da força muscular dos membros inferiores, mais concretamente o desequilíbrio entre *hamstrings* e quadríceps, é amplamente avaliado através de diferentes abordagens em diferentes modalidades desportivas, uma vez que fornece informações relevantes acerca da estabilidade articular e da função neuromuscular (Minozzo et al., 2018).

Desequilíbrios de força nos membros inferiores podem diminuir a estabilidade da articulação do joelho durante tarefas relacionadas com o futebol e futsal, como por exemplo, corrida, remate, salto e receção ao solo (Croisier et al., 2002; Hewett et al., 2008; Holcomb et al., 2007).

Como o risco de lesão e a performance podem depender do equilíbrio de grupos musculares opostos (Tam et al., 2017), é uma prática comum e útil na configuração clínica, para avaliar o equilíbrio relativo dos grupos musculares opostos abrangentes a uma articulação, comparar os rácios de força dos grupos musculares agonistas e antagonistas (Sapega, 1990).

A dinamometria isocinética assume-se como um meio para avaliar alguns parâmetros em ações dinâmicas concêntrica ou excêntrica do músculo, sendo eles, momento máximo de força, trabalho total, rácios antagonista/agonista, taxa de produção de força, índice de fadiga e outros parâmetros compostos.

De forma a esclarecer a terminologia usada no presente documento, é necessário diferenciar alguma nomenclatura, como momento de força e torque. Momento de força resulta do vetor de força aplicado pelo sujeito à alavanca no ponto de contacto entre os dois e a

distância desse ponto ao eixo de rotação do aparelho. Constitui um indicador da força dinâmica e consiste no valor mais elevado de momento de força alcançado durante o deslocamento angular. Torque é o resultado do binário de força em ação no eixo de rotação do dinamómetro.

O trabalho total permite-nos saber a capacidade individual de produção de força na amplitude articular avaliada do indivíduo, sendo calculado pelo produto do momento de força pelo deslocamento angular.

A TMPF é calculada através do quociente entre o trabalho produzido e a duração, sendo expressa em Newtons (N). Este parâmetro permite inferir sobre a capacidade que o músculo tem em reagir a determinado estímulo, fornecendo informações importantes sobre o sistema neuromuscular. A título de exemplo, um atleta que tenha sofrido uma lesão num determinado músculo, demora muito mais a atingir o momento de força máximo aquando da requisição desse mesmo músculo, em comparação com um atleta que não tenha sofrido nenhuma lesão. Apesar da TMPF ser normalmente calculada num exercício isométrico máximo, na avaliação isocinética também é possível obter valores para a TMPF através do conceito de rácio da força rápida entre H/Q, sendo definido um tempo específico, por exemplo *Hamstrings*TMPF 0-50/*Quadrícipites*TMPF 0-50.

Quando analisamos a avaliação da força no dinamómetro isocinético temos de fazer referência à análise da força máxima e o comprimento (relação força-comprimento) e para a curva força-velocidade. A relação força-comprimento implica que o valor da força seja analisado em diferentes comprimentos do músculo, sendo mais fidedigno a avaliação em regime isométrico em diferentes ângulos para valores de força máxima. O comprimento do músculo e a força produzida permite obter informações sobre a capacidade de produção de força. Tem vindo a ser verificado que a relação entre força e o comprimento do músculo varia conforme a modalidade que o atleta pratica. Herzog et al. (1991) verificaram que a curva força-comprimento era distinta entre ciclistas e corredores, abrindo assim a possibilidade de adaptação muscular a diferentes modalidades pelas exigências biomecânicas específicas.

A curva força-velocidade apresenta características que devem ser tidas em conta no momento de analisar os dados obtidos nos testes isocinéticos. É através desta curva que percebemos a influência da força máxima e da velocidade quando as resistências exteriores variam. Esta análise oferece indicações importantes não só para perceber como o músculo responde com diferentes resistências, mas também por oferecer linhas orientadoras na implementação de planos de treino. O nosso sistema neuromuscular não tem a capacidade de

conciliar força máxima e velocidade máxima, pois quando uma tende a subir a outra desce. A produção de força máxima implica que a ação seja realizada a uma velocidade muito lenta, e vice-versa. O aumento de velocidade e diminuição da força pode ser explicado pela incapacidade de ligação entre a miosina e actina (menos pontes cruzadas estão estabelecidas). O ideal será adaptar o plano de treino a atletas que tenham como objetivo aumento do rendimento, ou seja, deslocar esta curva para a direita no gráfico.

2.3.1 O Dinamómetro Isocinético

Importa analisar e descrever com mais detalhe como o dinamómetro funciona e a forma como a avaliação se procede.

O dinamómetro é um equipamento com um eixo de rotação fixo que permite obter valores da força aplicada pelo sujeito (máxima ou submáxima) e da taxa máxima de produção de força, em ações de extensão e/ou flexão, no caso do joelho (articulação em estudo). O indivíduo a ser testado deve ter o segmento (tornozelo) preso à extremidade da alavanca do aparelho, a articulação (joelho) alinhada com o eixo de rotação e o encosto posterior para as costas ajustado. A alavanca oferece uma resistência mecânica, sendo esta acomodativa, quer nas ações excêntricas como nas concêntricas, coincidente com a velocidade angular que o avaliador tiver definido. Qualquer aumento ou diminuição de força produzida pelo músculo agonista, será contrariado por uma força oposta de igual magnitude por parte do dinamómetro, no sentido de manter constante a velocidade pré-definida (Moffroid et al., 1969).

Este método permite a medição das forças musculares em condições dinâmicas e fornece uma carga muscular ideal. O dinamómetro isocinético apresenta algumas características que são úteis para a realização de testes onde, entre outros fatores, é possível obter valores para a força (máxima e submáxima) e TMPF. Este aparelho gera uma carga ideal para contrariar a produção de força do músculo e manter a velocidade de movimento constante (através de um sistema eletromecânico de resistência ativa). Estas características permitem que indivíduos com lesões musculares e/ou ligamentares possam ser testados sem colocar em causa a sua segurança (Baltzopoulos & Brodie, 1989).

2.3.2 Que indicadores a avaliação isocinética fornece para a programação do treino

Existe muita evidência que a mensuração da força muscular dos atletas é um fator importante na avaliação da condição e capacidade funcional muscular (Croisier et al., 2008; Daneshjoo et al., 2013; Greco et al., 2013).

A avaliação isocinética é um dos meios mais usados de avaliação da força muscular dos membros inferiores no futebol (Rahnama et al., 2005). Este modo de avaliação permite ter uma visão mais pormenorizada da força muscular, velocidade de contração, intensidade do esforço, entre outros dados dos grupos musculares que estão a ser avaliados. Esta informação pode ser útil para a elaboração de planos de treino, para o treinador e para planos de prevenção ou reabilitação, para o fisioterapeuta. Os valores obtidos da velocidade angular, intensidade de esforço, amplitude de movimento e modo de contração ajudam a criar linhas orientadoras que a equipa técnica, responsável pela parte física, pode seguir e potenciar a evolução do atleta, mantendo-o saudável. Estes testes são realizados em momentos chave durante a época, onde a competição é interrompida de maneira a não prejudicar o tempo de treino da equipa, podendo ser realizados em 3 momentos distintos, sendo eles a pré-época, a meio do campeonato e no final da época desportiva.

Os treinadores podem utilizar as métricas para conferir se a sua periodização e programas de treino estão a ter os resultados esperados e, se necessário, adaptar para permitir aumentar o rendimento desportivo da equipa.

O parâmetro mais comum de avaliação é o momento máximo de força, sendo este um indicador da força máxima dinâmica. É considerado um parâmetro fiável e os suportes informáticos atuais permitem saber qual foi o ângulo em que esse valor foi atingido, fornecendo assim informação sobre a componente ativa da relação força-comprimento do grupo muscular avaliado. Outro parâmetro que podemos obter é o trabalho total, sendo este calculado pelo produto do momento de força pelo deslocamento angular. Os valores obtidos permitem perceber a capacidade individual de produção de força na amplitude articular selecionada e juntando ambos os parâmetros (momento máximo de força e trabalho total) podemos obter um resultado fiável das condições musculares do grupo muscular em estudo.

O rácio antagonista/agonista constitui um dos parâmetros principais no momento de avaliação isocinética, permitindo obter valores de força de grupos musculares antagónicos. Possibilita, assim, detetar desequilíbrios musculares importantes em torno de uma articulação, permitindo implementação de estratégias de intervenção na melhoria da capacidade funcional, ajudando a aumentar o desempenho e diminuindo a probabilidade de lesão.

Mais concretamente, o rácio de TPF reflete a capacidade em atingir rapidamente um determinado momento articular em ações explosivas. Não sendo possível estudar a TPF H/Q durante movimentos específicos como a receção ao solo e deslocamento lateral, a TPF H/Q de

força isométrica fornece a melhor estimativa padronizada do potencial de estabilização dinâmica da articulação do joelho, sendo correlacionado com o desempenho funcional dinâmico (Jaric, Ristanovic & Corcos, 1989; Viitasalo & Aura, 1984).

A potência determina-se através do quociente entre o trabalho produzido e a duração da repetição, e pode ser descrita como um indicador da capacidade individual de expressar força rápida. A capacidade neuromuscular de produção de força rápida pode ser obtida através dos valores dos tempos de aceleração e desaceleração, fornecendo dados para que exista uma intervenção específica e incremento da força produzida em momentos que exijam estas capacidades.

O índice de fadiga constitui um indicador da força de resistência, representando a relação entre o trabalho produzido no período final de uma série de repetições e o trabalho produzido no período inicial. Este parâmetro pode ser importante para prevenir lesões que acontecem sobretudo em momentos finais dos jogos, onde a fadiga é elevada e o sistema muscular pode não reagir com a prontidão e eficácia pretendida, gerando uma situação de maior probabilidade de lesão.

2.3.3 Trabalho Total

Este parâmetro permite determinar a capacidade individual de produção de força na amplitude articular selecionada. Pode ser definido como a soma de todo o trabalho desempenhado em todas as repetições e determinado pelo produto da área definida pela curva do momento de força e curva de deslocação angular (trabalho total (J) = momento de força x distância).

Quando analisado isoladamente o trabalho total pode ser importante para perceber se existem défices musculares, podendo este parâmetro ser mais útil do que a análise isolada do momento máximo de força. No entanto, quando ambas as variáveis se corroboram, podemos concluir que existe uma garantia fiável dos resultados.

2.3.4 Rácios

A determinação do rácio e a intervenção assumem um papel muito importante, sobretudo no caso do joelho, um equilíbrio entre *hamstrings* e quadricíptes diminui a probabilidade de lesão com grande relevância no LCA, pela diminuição das forças de corte sobre o mesmo.

Uma das formas de calcular o rácio é baseada na medição do momento de força articular registado durante um movimento articular isolado, na qual a velocidade angular permanece constante, previamente selecionada pelo investigador. Os dinamómetros isocinéticos fornecem uma resistência acomodativa igual e no sentido oposto às forças musculares aplicadas, igualando o valor máximo de força externa durante o percurso angular da articulação (Sapega, 1990).

Este equilíbrio entre agonista-antagonista é extrapolado através de diferentes rácios. Na presente investigação, será usado o rácio de TMPF. De notar que os mais estudados são o rácio convencional e rácio funcional. O primeiro é representado pelo rácio entre força concêntrica de antagonista/agonista (Evangelidis et al., 2015). O segundo é representado pelo rácio de força excêntrica de antagonista/força concêntrica agonista e foi concebido principalmente para testar atletas (Mont et al., 1994; Scoville et al., 1997), tem a relativa capacidade de avaliar como os *hamstrings* agem excentricamente e estabilizam o joelho (Ayala et al., 2012).

O rácio antagonista/agonista permite obter valores de força para grupos musculares antagónicos e, desta forma, detetar desequilíbrios musculares importantes na articulação e implementar estratégias de prevenção. O rácio convencional H_{con}/Q_{con} deve situar-se entre 0,5 e 0,7 (Aagaard et al., 1998), no entanto, este rácio não apresenta especificidade em gestos técnicos como, por exemplo, o remate no futebol. Aagaard et al. (1998) propuseram um novo método de avaliação denominado de rácio funcional H_{exc}/Q_{con} , Este rácio deve situar-se entre 0,6 a 1,0 para velocidades de $30^\circ/s$ e de 1,0 a 1,4 para velocidade angulares de $240^\circ/s$ (Aagaard et al., 1998).

Tal como referem Minozzo et al. (2018), em teoria, o rácio funcional de *hamstrings*/quadricípites é mais útil que o rácio convencional de *hamstrings*/quadricípites devido à semelhança com atividades que envolvem ações excêntricas, tais como desacelerações, sprints, mudanças de direção ou remates.

Mais concretamente, à luz da atual literatura, podemos ver que estudos recentes sugerem que rácios obtidos através do momento de força possuem uma pequena predição de futuras lesões (Dauty et al., 2018; van Dyk et al., 2016). Tal como Minozzo et al. (2018) referiram, estes dois métodos, representam diferentes fenómenos e podem fornecer informações adicionais dos atletas. É curioso que estes autores obtiveram resultados significativamente diferentes nos rácios de *hamstrings*/quadricípites no momento de força muscular máximo e de

trabalho total, no entanto, com uma correlação positiva de moderada a forte para calcular ambos os rácios (convencional e funcional).

Outro aspeto a ter em conta nos rácios medidos exclusivamente no momento de força, é o facto de existir uma limitação em caracterizar todas as variações de força inerentes à tensão-comprimento, pois o momento de força apenas corresponde à força gerada num único ponto em toda a amplitude do movimento (Amaral et al., 2014; Eustace et al., 2017). Outros autores (Cozette et al., 2019) abordam o interesse dos rácios do momento de força na exploração de equilíbrio muscular que, pela falta de informação ao longo de toda a amplitude, devido às diferenças dos ângulos ótimos dos músculos agonistas e antagonistas e devido à falta de fiabilidade dessas relações, levaram ao desenvolvimento de métodos quantitativos complementares. Surgiram alguns métodos que calculam rácios num ângulo específico ou até de valores de força específicos de uma amplitude limitada. Por exemplo, a rutura no ligamento cruzado anterior, costuma ocorrer perto da extensão do joelho, entre 0º a 30º, durante movimentos de alta velocidade (Gerodimos et al., 2003), enquanto que o momento de força máxima concêntrico e excêntrico, ocorre entre 30º a 80º de flexão do joelho (Forbes et al., 2009). Como tal, em teoria, Ayala et al. (2012) referem que parece ser pertinente calcular o rácio funcional usando valores de torque num ângulo específico, perto da extensão total (10º, 20º e 30º da extensão do joelho). Os mesmos autores também referem outra forma de calcular, ao invés de usar um valor do momento de força máxima de um ângulo da articulação, divide-se a média dos valores da força de *hamstrings*, concêntrica do rácio convencional ou excêntrica do rácio funcional, pela média de valores de força concêntrica dos quadricíptes, obtidos na amplitude compreendida entre 0 e 30º da extensão completa.

No entanto, no término das suas investigações, estes autores chegaram à conclusão que estes dois métodos apresentam pouca reprodutibilidade, uma vez que se constata muita variabilidade entre sessões.

Yeung et al. (2009) identificaram um risco acrescido de lesões de distensão para rácios concêntricos convencionais em movimentos de 180º/seg. A medição do rácio H/Q permite perceber se os valores da força que cada um produz se situa no rácio ótimo, devendo ser superior a 60%. Se analisarmos ambos os membros inferiores, a diferença entre eles não deve exceder os 10%.

Croisier et al. (2008) concluíram que determinar desequilíbrios musculares constitui um método eficaz para identificar jogadores em risco de lesão. Em caso de serem classificados como

tendo desequilíbrios musculares, os jogadores de futebol estavam 4,66 vezes mais suscetíveis a lesões de distensão ao nível dos *hamstrings*. Será importante referir também os rácios entre membros. Sugiura et al. (2008) e Fousekis et al. (2011) analisaram os desequilíbrios nos testes de força e rácio entre cada perna dos participantes. Em ambos os estudos foram usados os rácios funcionais de H/Q e Sugiura et al. (2008) testaram em velocidades de 60, 180 e 300°/s, enquanto Fousekis et al. (2011) testaram em 180°/s. Os estudos concluíram que os participantes que apresentavam rácios funcionais de H/Q assimétricos a baixas velocidades (60°/s) apresentavam um risco acrescido de lesão.

Foi observado em jogadores de futebol australiano que o risco de distensão nos *hamstrings* entre membros aumenta quando o rácio de força concêntrica é mais baixo, a uma velocidade de 60°/s (Orchard et al., 1997). No entanto, isso não é evidente em jogadores de futebol europeu, em que assimetrias na força excêntrica dos *hamstrings* eram preditivas de lesão, enquanto que tal já não se verificava quando eram avaliados em ações concêntricas (Fousekis et al., 2011).

Por outro lado, fazer um mapeamento de risco de lesão através da medição do rácio convencional pode não ser a melhor opção devido à dificuldade em medir a capacidade de rapidamente estabilizar o joelho, o que pode influenciar no risco de lesão, como o caso do LCA (Alhammoud et al., 2018; Ishøi et al., 2019).

Com literatura contraditória, surge então a pertinência de rácio de TPF. Zebis et al (2011), afirmam que a introdução deste rácio de TPF H/Q devido à sua alta fiabilidade, torna-se uma ferramenta importante na avaliação clínica da articulação do joelho e da sua relação de agonista-antagonista.

À luz da literatura mais atual (Alhammoud et al., 2018; Ishøi et al., 2019), os autores sugerem que a TPF, durante os primeiros milissegundos de contração, representa um resultado funcional relacionado com a performance e risco de lesão.

No rácio de TMPF, fazer um estudo mais pormenorizado através de janelas temporais também é interessante, como demonstra (Ishøi et al., 2019) que refere que a capacidade de gerar força rápida na fase inicial (0-100 ms) dos *hamstrings*, influenciou fortemente a capacidade de aceleração em jogadores de futebol de elite. O mecanismo de desaceleração, do membro que avança durante a fase final de um sprint, geralmente ocorre em menos de 250 milissegundos (Thelen et al., 2005).

Devido ao reduzido tempo que os atletas realizam movimentos explosivos como corridas de velocidade (50-250ms), o momento máximo de força pode não ser atingido, ocorrendo aproximadamente 500ms após o início da contração muscular (Aagaard et al., 2002).

Durante situações de um contacto rápido no solo, o tempo para estabilizar a articulação do joelho é <50 milissegundos. Para além disso, o tempo estimado de uma lesão no LCA após o contacto inicial com o solo está compreendida entre 17 a 50 milissegundos, como já foi referido anteriormente (Krosshaug et al., 2007).

Desta forma, na presente investigação, serão feitas medições através do rácio rápido de TPF em diferentes janelas temporais.

2.3.5 Velocidade Angular

Em relação à velocidade angular, Small et al. (2010) afirmam que a velocidade angular pré-determinada é um problema metodológico nestes equipamentos, com avaliações muitas vezes através de velocidades angulares baixas, com $\leq 120^\circ/\text{s}$. A corrida constitui o mecanismo mais comum de lesões de não contacto nos desportos, sendo o futebol uma modalidade com bastante incidência (Ekstrand et al., 2011), que por sua vez é caracterizada por velocidades angulares altas no joelho, acima de $400^\circ/\text{s}$ (Nedergaard et al., 2014). Posto isto, a escolha de velocidades angulares superiores é mais aconselhada (Eustace et al., 2017). Seria então interessante, usar velocidades angulares superiores às normalmente usadas pela literatura ($\leq 120^\circ/\text{s}$), para incidir nestes aspetos supramencionados. No entanto, é importante referir também que Ayala et al. (2012), no seu estudo piloto, chegaram à conclusão que com velocidades altas, acima de $240^\circ/\text{s}$, os participantes não conseguiam manter a produção de força necessária em toda a amplitude, não sendo um bom indicador para poder calcular o trabalho total.

Outra equipa de investigação (Baroni et al., 2020), também mencionou esta ideia, explicando que algumas ações do futebol, como o remate ou o sprint, podem atingir velocidades angulares na articulação do joelho até $1720^\circ/\text{s}$, pelo que é muito diferente do teste em regime isocinético onde os atletas são normalmente testados em velocidades angulares de $30^\circ/\text{s}$ a $300^\circ/\text{s}$.

No presente estudo será analisada a TPF, como tal, não é necessário aprofundar a velocidade angular.

2.3.6 Posição Angular

A posição angular assume um papel importante sobre as propriedades mecânicas do músculo. Pode ser usada para avaliar o ângulo da articulação ideal para produção de força máxima e para calcular o valor da força num determinado percurso, percebendo como o músculo reage nessa amplitude. Estes valores ajudam os treinadores a perceber o tipo de trabalho que tem de ser realizado como reforço muscular e os ângulos de amplitude em que têm de trabalhar, e se esse trabalho é útil para ser adaptado ou não à modalidade que os atletas praticam. Se tivermos como exemplo o remate no futebol e no futsal, o valor da força que os *hamstrings* têm de produzir para travar o movimento é muito alto no momento de extensão completa do joelho, será então pertinente obter valores da capacidade de produção de força por parte dos *hamstrings* nessa amplitude. Podemos ver, através do estudo de Thorstensson et al. (1976), que durante a extensão do joelho o momento de força máximo ocorreu no momento final do movimento. Estas conclusões são importantes para entender onde o preparador físico se deve focar no momento de reforço muscular, tendo em conta as especificidades biomecânicas da modalidade (Thorstensson et al., 1976).

No presente estudo, para a articulação do joelho, será usado como ângulo estático a posição de 30° de flexão do joelho, sendo 0° a extensão completa, visto que corresponde ao pico de alongamento dos hamstrings durante a fase de balanço terminal na corrida de alta velocidade (Thelen et al., 2005).

2.3.7 Fadiga e Lesões

Apesar da fadiga e protocolos de fadiga em isocinético não ser um assunto abordado no presente estudo, será importante notar que parece existir correlação entre um aumento de lesões quando existe um incremento na fadiga muscular. Este padrão antagonista/agonista em situações de fadiga tem vindo a ser estudado e foi proposto um conceito de rácio funcional H/Q em fadiga (Zebis, Bencke, et al., 2011). Conclusões iniciais parecem indicar a existência de uma redução seletiva da atividade neuromuscular dos *hamstrings* e a diminuição significativa do rácio Hexc/Qconc. Estes dados permitem tornar mais relevante este tipo de avaliação e a necessidade de implementar estratégias de programação e intervenção direcionadas para a prevenção de lesões através do incremento dos níveis de força, para que o sistema nervoso central (SNC) e o músculo funcionem de forma mais eficiente, prolongando a capacidade de funcionamento em condições de fadiga e reduzindo-a (Zebis, Bencke, et al., 2011).

Uma equipa de investigadores Rampinini et al. (2011) descobriu também que a fadiga relacionada com o jogo é determinada por uma combinação de fatores centrais e periféricos, como tal, a TMPF também é afetada com indução de fadiga, como ficou demonstrado no estudo de Greco et al. (2013) sendo explicado pelos tais mecanismos centrais e periféricos. Se analisada na fase de início da contração, é influenciada pelo impulso neural e propriedades intrínsecas da contração muscular (Andersen & Aagaard, 2006).

2.3.8 Avaliação da fidelidade de dados

No sentido de garantir a reprodutibilidade e a validação das várias repetições de teste e para decidir sobre a validade do mesmo como instrumento de avaliação, foi usado como parâmetro o Coeficiente de variação (CV). Birmingham et al. (1998), no estudo que conduziram sobre a variabilidade das medições, identificaram variações diárias de +/- 3.1%, para ações de força máxima isocinética dos extensores do joelho. Tendo em conta estes valores, conclui-se que o CV pode variar consideravelmente de dia para dia, sendo necessário definir valores de corte que apresentem um grau de confiança aceitável.

Na literatura, a fiabilidade das medições de TPF foram menores durante a fase inicial da contração: 12.8–16.6 % (0–50 ms); 4.5–5.3 % (0–100 ms); 4.5–5.1 % (0–150 ms) (Tillin, Pain & Folland, 2011; Buckthorpe, Hannah, Pain & Folland, 2012).

Em relação à TPF durante as diferentes fases da contração, a TPF de 50 a 100 ms parece ser mais fiável do que a TPF de 0 a 50 ms e da TPF de 100 a 150 ms, mas esta última fase parece ser semelhante para TMPF, o que não é surpreendente, pois o pico de TPF normalmente ocorre dentro desse período (Buckthorpe et al., 2012).

Na presente dissertação, foram obtidos os seguintes valores de coeficiente de variação para o membro dominante: H/Q máx - 26,22%; H/Q TPF 50ms - 50,08%; H/Q TPF 100ms - 41,81%; H/Q TPF 150ms - 32,41%; H/Q TPF 200ms - 27,91%; H/Q TPF 250ms - 27,91%; H/Q TPF max - 25,12%.

A grande variabilidade encontrada na fase inicial da TPF parece ser devido a fatores neurais (Buckthorpe et al., 2012).

2.4 O Treino da força e princípios biológicos

2.4.1 O desporto profissional e o treino de força aplicado ao contexto isocinético

Fadiga e Lesões

Durante muitos anos, a ideia de que o treino de força seria prejudicial ao rendimento do atleta, sobretudo no futebol e futsal, esteve presente na mentalidade da maioria dos treinadores e equipas técnicas. Atualmente, temos vindo a observar uma mudança de estigma em relação a esse mesmo treino, em que os treinadores começam a perceber, muito devido à evolução do futebol e da exigência física crescente do calendário desportivo, que o treino de força é fundamental, não só para o rendimento, como para a prevenção de lesões. Será, contudo, importante distinguir as diferentes manifestações da força. Podemos dividi-la em 3 grupos, sendo eles força máxima, força de resistência e força rápida (estes dois últimos são vistos como manifestações da força máxima).

Existe, atualmente, evidência científica que demonstra que atletas com uma capacidade acima da média na produção de força e potência potenciam o rendimento desportivo (Kraemer & Newton, 2000). Para esta produção de força contribui um número de fatores neuromusculares.

A força máxima define-se como a capacidade de produzir o valor mais elevado de força contra uma resistência inamovível, independentemente do fator tempo. Força de resistência como capacidade de manter o valor de força durante o maior tempo possível. Força reativa como a capacidade de produzir o máximo valor de força concêntrica após uma ação excêntrica (ciclo muscular alongamento-encurtamento CMAE) e, por fim, força rápida, que se caracteriza por ser a capacidade de produzir o máximo valor de força num tempo reduzido.

Para além dos tipos de força, temos de ter em conta a influência do SNC no músculo. Esta influência vai ser responsável pelo recrutamento, duração e intensidade das unidades motoras em ação. O SNC constitui uma parte fundamental na ação muscular, tendo a capacidade de recrutar músculos complementares e de forma síncrona aquando da realização de um movimento, definindo padrões de ação muscular – coordenação intermuscular. Por outro lado, o SNC regula a frequência e intensidade de ativação de cada músculo envolvido em determinada ação – coordenação intramuscular.

Tendo em conta a força máxima, é importante correlacionar o treino de força com a produção de força. Analisando o gráfico da curva de força-velocidade durante uma avaliação voluntária, podemos estimar a capacidade do sistema neuromuscular em ativar o grupo

muscular solicitado, através da diferença entre força excêntrica máxima e a força isométrica máxima. Este indicador diagnostica as limitações que podem ser de natureza nervosa ou muscular. Este conceito (défice de força) foi originalmente estudado por Siff & Verkhonshansky (2004). Através desta análise é possível perceber que quanto maior for a força máxima e consequentemente maior produção de força na fase excêntrica, naturalmente, menor será a possibilidade de ocorrer uma lesão no momento de hiperextensão da articulação do joelho.

No entanto, será importante referir que não é suficiente para prevenir lesões a capacidade de atingir elevados valores de força excêntrica máxima, se o tempo até atingir esse valor máximo for demasiado elevado, pode ocorrer lesão. Através deste pressuposto temos, portanto, de ter em conta a taxa máxima de produção de força (TMPF), que se define como a produção de força por unidade de tempo e calcula-se através do declive da curva de força-tempo.

Desta forma podemos concluir que o treino de força máxima e força explosiva/TMPF são essenciais para a diminuição da probabilidade de lesão, sobretudo em movimentos explosivos e em que o músculo apresenta um elevado nível de alongamento. A capacidade de o músculo reagir a tempo, produzindo o nível de força necessário o mais rapidamente possível, a força necessária para a desaceleração da articulação e a manutenção da estabilidade da articulação, prevenindo movimentos de corte, entre outros, capazes de lesionar ligamentos e outras estruturas, é fundamental para a manter a saúde do atleta e o rendimento desportivo.

Podíamos, também, analisar a importância de outras manifestações da força, como a potência muscular, força reativa, entre outras, no entanto, estas não se enquadram no tema em estudo na presente tese. Além disso, há ainda outros fatores que influenciam a produção de força como a rigidez dos tendões, fatores morfológicos (incluindo o tipo de fibras em determinado músculo), características específicas da arquitetura muscular, interações dos elementos contráteis e elásticos e reflexos de alongamento.

2.4.2 O Treino da força na prevenção de lesões

Abordando este tema do treino da força de forma mais específica e esclarecedora, existem evidências científicas que sugerem o treino de força como meio de prevenção de lesões.

O treino da força permite que o sistema neuromuscular se torne mais eficiente e como consequência o músculo consiga produzir mais força durante os movimentos articulares. Tendo

como exemplo uma das lesões mais comuns no futebol, a rotura do LCA, conseguimos perceber a influência do treino na prevenção. Esta lesão causa o maior tempo de paragem no futebol e motivou uma forte investigação para determinar os fatores de risco.

A lesão de não contacto do ligamento cruzado anterior tem uma etiologia multi-fatorial. No entanto, alguns fatores conhecidos que aumentam o risco passam por um baixo recrutamento de força relativo ao rácio H/Q, fadiga muscular por alterar o controlo neuromuscular e diminuição da força do “core” e proprioção (Alentorn-Geli et al., 2009b).

A identificação dos atletas em risco pode ser uma forma eficaz de reduzir a incidência desta lesão através de uma programação e implementação eficaz durante a pré-época e época desportiva. Estes programas de treino passam, sobretudo, pelo fortalecimento muscular dos músculos e incremento da potência muscular, respeitando os princípios da especificidade, carga e progressão (Alentorn-Geli et al., 2009b).

(Lauersen et al., 2018) conduziram um estudo sobre o treino de força e relacionaram com a prevenção de lesões, de forma a apresentar recomendações para atletas e treinadores seguirem. Neste estudo foi concluído que um aumento no volume do treino de força e intensidade estava associado com uma redução de lesões no desporto (Lauersen et al., 2018).

Zebis et al. (2008) estudaram os efeitos do treino neuromuscular no controlo motor da articulação do joelho durante um gesto desportivo em atletas femininas de andebol. As conclusões indicam que este treino é eficaz para aumentar a atividade electromiográfica de determinados músculos, diminuindo o risco de valgismo dinâmico nessa articulação. Esta adaptação ao treino pode potencialmente reduzir o risco de lesões de não contacto do LCA (Zebis et al., 2008).

Os músculos agonista e antagonistas devem apresentar um rácio equilibrado. Isso não significa força igual em ambos os músculos, mas sim um apropriado rácio de força, potência ou resistência muscular.

Capítulo 3: Metodologia

Este capítulo inclui a descrição dos meios e métodos utilizados na fase experimental do estudo e os respetivos procedimentos de análise.

3.1. Desenho Experimental

O presente estudo consistiu num desenho transversal onde se pretendeu caracterizar a relação muscular entre força dos quadricípites e dos *hamstrings* de jogadores semiprofissionais de Futebol e Futsal e verificar se a prática destas modalidades conduz a perfis de força diferenciados, em função das características específicas das respetivas modalidades, exigências competitivas e características particulares de jogo (objetivos detalhadamente descritos no Capítulo 1). As avaliações foram realizadas no Laboratório de Função Neuromuscular da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa, numa única sessão de duração aproximada de 45 minutos. Esta sessão de avaliação foi concretizada no período de pré-época dos atletas. Além disso, todos os testes foram concretizados no mesmo período do dia para minimizar o impacto da variabilidade diurna na função muscular. Os participantes foram solicitados a manter a normal ingestão alimentar e líquida nos dias antecedentes à avaliação, a evitar qualquer atividade física nas 24 horas anteriores e a não ingerir alimentos e cafeína nas 3 horas prévias à avaliação. Todos os testes foram precedidos de por um período de aquecimento (ativação geral) de duração aproximada de 10 minutos, composto por uma atividade cardiovascular de baixa intensidade (ciclo ergómetro: \approx 5 minutos, a 70 rpm, e carga de 75-80W), exercícios de mobilidade articular e de ativação neuromuscular (\approx 5 minutos: exercícios de mobilidade articular dos membros inferiores, incluindo alongamentos dinâmicos). Foi ainda concedido um período de familiarização com o contexto e ações musculares de avaliação que incluiu 6 repetições isocinéticas de intensidade progressiva e velocidade constante ($60^\circ/s$) e 3 repetições isométricas para cada ação muscular (extensão e flexão dos joelhos). Todas as abordagens foram realizadas de acordo com os requisitos exigidos pela Declaração de Helsínquia para pesquisa com seres humanos, tendo todos os participantes assinado um Consentimento Informado Livre e Esclarecido, onde estão descritos explicitamente todos os objetivos e procedimentos de estudo.

3.2. Amostra

Quarenta sujeitos do sexo masculino participaram voluntariamente no estudo. Estes foram divididos em dois grupos: um grupo constituído por jogadores de futebol de 11 ($n=20$) e um outro constituído por jogadores de futsal ($n=20$). As características da amostra estão apresentadas na tabela 1. Foram considerados como critérios de inclusão em ambos os grupos,

atletas com prática regular e sistemática da respetiva modalidade há pelo menos 6 anos, experiência e participação regular em campeonatos nacionais (e eventualmente em competições internacionais), com idade compreendida entre os 18 e os 32 anos, e sem qualquer histórico de lesão músculo-esquelética dos membros inferiores nos últimos 6 meses. Além disso, foi exigido que todos se encontrassem isentos de medicamentos, drogas ou suplementos alimentares e/ou energéticos que pudessem influenciar ou alterar os resultados das avaliações.

Tabela 1. Características da amostra de estudo. Valores representam a média \pm desvio padrão.

	Futebol (n = 20)	Futsal (n = 20)	p-value
Idade (anos)	26,25 \pm 2,90	24,20 \pm 5,40	,047 ^a
Estatura (cm)	179,10 \pm 6,57	177,00 \pm 8,19	,377
Massa Corporal (Kg)	75,85 \pm 6,53	74,23 \pm 11,05	,575
Índice de Massa Corporal (kg/m ²)	23,63 \pm 1,43	23,65 \pm 2,77	,976

DP, desvio padrão; p, valor de significância
^a Teste não paramétrico Mann-Whitney U

3.3. Protocolo Experimental

O protocolo experimental que permitiu a caracterização e comparação dos rácios H/Q entre jogadores de futebol e futsal foi concretizado com recurso a um equipamento isocinético (Biodex System 3 research, Shirley, NY, USA) através da execução de contrações musculares isométricas máximas dos extensores e flexores de ambos os joelhos. A avaliação bilateral foi realizada de forma aleatória entre o membro dominante e não dominante. Por membro dominante considerou-se o membro preferencial de remate, tendo-se questionado cada participante sobre qual o membro preferencial para a realização do remate à baliza. Os participantes foram posicionados no dinamómetro, segundo as recomendações do fabricante, e devidamente estabilizados com cintos de fixação no tórax, pélvis e coxa. O encosto da cadeira foi reclinado de forma a garantir uma angulação da coxofemoral de 85° (posição de decúbito dorsal = 0°) e ajustado de maneira a permitir a sustentação integral das coxas sobre o assento.

O eixo de rotação do dinamómetro foi visualmente alinhado com o centro articular do joelho, e o braço da alavanca fixo 2 cm acima dos maléolos (Correia et al., 2020). Os membros superiores foram mantidos cruzados e relaxados junto ao peito, com as mãos apoiadas nos cintos de fixação do tórax. Imediatamente antes dos procedimentos definitivos de avaliação, foi concedido um período de familiarização a todos os participantes no sentido de minimizar os efeitos de aprendizagem (Tredinnick & Duncan, 1988) e de preparar o sistema neuromuscular para o esforço seguinte. Os ensaios de familiarização com o equipamento de teste consistiram numa série de 4 repetições isocinéticas submáximas e 2 repetições máximas a 60°/s, seguida de 3 a 4 ensaios de familiarização isométricos submáximos de extensão e flexão do joelho (60-70% do esforço máximo).

As contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) de extensão e flexão dos joelhos foram realizadas num ângulo articular de 30° de flexão (0° = extensão completa). Esta posição angular foi selecionada por corresponder ao alongamento máximo dos *hamstrings* durante a fase de balanço na fase corrida de velocidade máxima (Thelen et al., 2005). Realizaram-se três repetições máximas de aproximadamente 4 segundos, de forma intercalada entre extensão e flexão, com 1 minuto de repouso entre repetições para evitar instalação de fadiga neuromuscular. Os sujeitos foram instruídos a realizarem a máxima força possível, o mais rápido possível para a obtenção de maiores valores de momentos de força e de taxas de produção de momentos de força (Maffiuletti et al., 2016) para os quadricípites e *hamstrings*. O momento de força máximo isométrico (MFMI) foi considerado o valor mais elevado de momento máximo de força registado nas 3 repetições isométricas realizadas e determinou a CVIM para cada grupo muscular. A Taxa de Produção de Momento de Força (TPMF) foi obtida através da derivação da curva de momento de força em ordem ao tempo. A Taxa Máxima de Produção de Momento de Força (TMPMF) foi definida como o valor mais elevado registado na derivada da curva de momento de força-tempo (i.e., $\Delta MF/\Delta T$). Sempre que o MFMI e a TMPMF não ocorressem na mesma repetição, o valor da TMPMF foi critério preferencial de seleção da repetição, desde que o MFMI dessa repetição não fosse inferior a 90% MFMI encontrado.

Apesar de terem sido inicialmente definidas três repetições máximas isométricas (extensão e flexão) por participante, foram solicitadas mais repetições de teste sempre que uma de duas condições foi verificada: (a) o MFMI aumentou progressivamente entre repetições sem que tenha existido uma estabilização do mesmo, considerando como estabilização uma variação

inferior a 5%, e (b) a existência de um contramovimento prévio à contração concêntrica que inviabilizou a determinação do início da contração (*onset*) (Maffiuletti et al., 2016).

3.4. Aquisição e Processamento de Dados

Os dados analógicos de momento de força e taxa de produção de momento de força provenientes do dinamómetro foram convertidos por uma placa A/D BIOPAC MP100, de 16 bits (Santa Barbara, USA), a uma frequência de amostragem de 1 kHz, através do *software* de aquisição de dados *Acqknowledge* 3.9.1 (Biopac™ Systems). Os dados foram armazenados num computador estacionário para tratamento futuro e filtrados através da aplicação de um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 12 Hz, usando um filtro *Butterworth* de quarta ordem. O momento de força máximo isométrico (N.m) foi definido como o valor mais elevado de momento de força realizado nas três tentativas máximas (MFMI). A partir da CVIM, a TPMF (N.m / ms) para quadricípites e *hamstrings* foram calculadas como a inclinação da curva de momento de força-tempo (i.e., $\Delta MF / \Delta tempo$) em períodos de tempo incrementais de 50 ms, a partir do início da contração, em cinco intervalos de tempo distintos (ou seja, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 e 0-250 ms). O início da produção de momento de força foi definido como o instante em que o momento de força produzido excedeu a linha de base em 3 N.m (Aagaard et al., 2002; Correia et al., 2020; Maffiuletti et al., 2016; Opar et al., 2013), tanto para os quadricípites quanto para os *hamstrings*. A inclinação máxima $\Delta MF / \Delta tempo$ em janelas de tempo de 20 ms (Rodriguez-Rosell et al., 2018) foi utilizada para determinar a TPMPF.

Os rácios H/Q rápidos (i.e., rácios da TPMF) foram calculados, dividindo o TPMF dos *hamstrings* pela TPMF dos quadricípites, nos intervalos de tempo correspondentes, resultando nas variáveis TPMF H/Q₀₋₅₀, TPMF H/Q₀₋₁₀₀, TPMF H/Q₀₋₁₅₀, TPMF H/Q₀₋₂₀₀, TPMF H/Q₀₋₂₅₀ e TPMF H/Q_{max} (Zebis, Andersen, et al., 2011).

O rácio H/Q da contração voluntária isométrica máxima foi determinado a partir da razão entre o MFMI dos *hamstrings* e o MFMI dos quadricípites, resultando na variável CVIM H/Q (Zebis, Andersen, et al., 2011).

Os procedimentos atrás descritos foram realizados através a aplicação de uma rotina MATLAB (versão 2014b), depois de validada através do processamento manual de dados de 2 sujeitos.

3.5. Análise Estatística

Os dados obtidos foram descritos como valor médio \pm desvio-padrão e o nível crítico para significância estatística foi de 5% ($p < 0,05$). Todos os dados foram analisados usando o IBM SPSS Statistics (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 26.0. Armonk, NY: IBM Corp.).

As variáveis dependentes (momentos de força máximos isométricos, taxa máximas de produção de momentos de força, taxa de produção de momentos de força nos diferentes intervalos de tempo, e os respectivos rácios H/Q) foram analisadas usando os testes de normalidade estandardizados (teste de *Shapiro-Wilk*) para validar suposições de distribuição normal. Em caso de verificada normalidade de dados e com o propósito de se compararem os grupos experimentais foram utilizados *T-tests* para amostras independentes para verificar a existência (ou não) de diferenças entre jogadores de futebol e jogadores de futsal, nas variáveis analisadas. Na comparação entre membros (membro Dominante versus membro Não Dominante), foram aplicados *T-tests* para amostras emparelhadas. Foram usados testes não-paramétricos (Teste de *Wilcoxon*) sempre que os dados não apresentavam uma distribuição normal.

A dimensão do efeito foi determinada pelo *d* de Cohen de forma a analisar a magnitude das diferenças entre grupos. Foram estabelecidos valores de 0,2, 0,5 e 0,8 para representar a dimensão de efeitos pequenos, moderados e grandes, respetivamente (Lakens, 2013).

Capítulo 4: Apresentação de Resultados

Este capítulo apresenta os resultados alcançados.

4.1. Futebol versus Futsal

O primeiro objetivo do presente estudo pretendeu verificar e comparar a influência da prática regular das modalidades de futebol e futsal no equilíbrio muscular do joelho, nomeadamente no rácio CVIM H/Q e TPMF H/Q. As diferenças entre os atletas de futsal e os atletas de futebol, tanto para as características cronológicas e morfológicas como para os rácios de TPMF H/Q nos vários parâmetros da curva momento de força–tempo isométrico, estão apresentadas na **Tabela 2**.

Tabela 2. Diferenças descritivas entre as médias e desvio padrão do grupo de atletas de futsal e do grupo de atletas de futebol, para as variáveis de rácios de TPMF H/Q

	Futsal Média ± DP	Futebol Média ± DP	p
<i>Membro Dominante</i>			
M.Max Ext (N.m)	120,73 ± 5,83	125,37 ± 4,43	,530
M.Mflex (N.m)	136,21 ± 5,77	110,91 ± 6,27	,005
H/Q máx	1,15 ± 0,05	0,90 ± 0,06	,002
TPF50ms Ext (N.m/ms)	0,27 ± 0,04	0,40 ± 0,03	<,001 ^a
TPF50ms Flex (N.m/ms)	0,31 ± 0,03	0,26 ± 0,02	,171 ^a
H/Q TPF 50ms	1,29 ± 0,12	0,69 ± 0,05	<,001
TPF100ms Ext (N.m/ms)	0,52 ± 0,05	0,66 ± 0,03	,003 ^a
TPF100ms Flex (N.m/ms)	0,57 ± 0,05	0,51 ± 0,03	,551 ^a
H/Q TPF 100ms	1,21 ± 0,11	0,80 ± 0,05	,002
TPF150ms Ext (N.m/ms)	0,58 ± 0,03	0,66 ± 0,02	,046
TPF150ms Flex (N.m/ms)	0,61 ± 0,03	0,55 ± 0,03	,136
H/Q TPF 150ms	1,11 ± 0,08	0,84 ± 0,05	0,05
TPF200ms Ext (N.m/ms)	0,53 ± 0,03	0,56 ± 0,02	,416 ^a
TPF200ms Flex (N.m/ms)	0,56 ± 0,02	0,50 ± 0,03	,060
H/Q TPF 200ms	1,12 ± 0,07	0,89 ± 0,05	,009
TPF250ms Ext (N.m/ms)	0,46 ± 0,02	0,48 ± 0,02	,459
TPF250ms Flex (N.m/ms)	0,49 ± 0,02	0,42 ± 0,02	,023
H/Q TPF 250ms	1,12 ± 0,07	0,89 ± 0,05	,015 ^a
TPFmax Ext (N.m/ms)	0,99 ± 0,07	1,15 ± 0,06	,029 ^a
TPFmax Flex (N.m/ms)	0,98 ± 0,07	0,95 ± 0,05	,208 ^a
H/Q TPF max	1,02 ± 0,05	0,85 ± 0,05	,027

Membro não dominante

M.Max Ext	132,64 ± 6,28	136,07 ± 6,50	,262 ^a
M.Mflex	133,03 ± 5,65	112,61 ± 7,95	,043
H/Q máx	1,02 ± 0,04	0,83 ± 0,05	,006
TPF50ms Ext (N.m/ms)	0,28 ± 0,02	0,38 ± 0,04	,020
TPF50ms Flex (N.m/ms)	0,21 ± 0,02	0,27 ± 0,02	,024
H/Q TPF 50ms	0,81 ± 0,07	0,78 ± 0,08	,806 ^a
TPF100ms Ext (N.m/ms)	0,56 ± 0,04	0,71 ± 0,05	,039
TPF100ms Flex (N.m/ms)	0,44 ± 0,03	0,50 ± 0,03	,211
H/Q TPF 100ms	0,85 ± 0,07	0,74 ± 0,05	,198
TPF150ms Ext (N.m/ms)	0,65 ± 0,04	0,73 ± 0,04	,076 ^a
TPF150ms Flex (N.m/ms)	0,54 ± 0,03	0,53 ± 0,03	,863
H/Q TPF 150ms	0,87 ± 0,06	0,74 ± 0,04	,067
TPF200ms Ext (N.m/ms)	0,59 ± 0,03	0,60 ± 0,03	,705 ^a
TPF200ms Flex (N.m/ms)	0,53 ± 0,03	0,47 ± 0,03	,139
H/Q TPF 200ms	0,93 ± 0,05	0,79 ± 0,04	,043
TPF250ms Ext (N.m/ms)	0,51 ± 0,03	0,52 ± 0,03	,336 ^a
TPF250ms Flex (N.m/ms)	0,48 ± 0,02	0,40 ± 0,03	,061
H/Q TPF 250ms	0,96 ± 0,05	0,79 ± 0,05	,018
TPFmax Ext (N.m/ms)	1,06 ± 0,08	1,34 ± 0,07	,003 ^a
TPFmax Flex (N.m/ms)	0,87 ± 0,05	0,92 ± 0,05	,467
H/Q TPF max	0,85 ± 0,05	0,70 ± 0,03	,007 ^a

DP, desvio padrão; *p*, valor de significância

^a Teste não paramétrico Mann-Whitney U

Apesar de a amostra ser superior a 30 e constituir uma das regras para se assumir a normalidade, teve-se o cuidado de correr diversos testes paramétricos e não paramétricos que comprovaram a necessidade do uso das últimas para uma análise mais rigorosa, especialmente quando comparando com o grupo de atletas de futebol. Desse modo, começou-se por verificar que existiam diferenças significativas, entre grupos. para a idade ($U = 127,000$; $d = 1,58$). Em relação ao membro dominante, verificaram-se diferenças no rácio TPMF H/Q entre atletas jogadores de Futebol e Futsal para as variáveis M.Mflex ($t(38) = 2,969$; $d = 3,09$), H/Q máx ($t(38) = 3,293$; $d = 4,53$), TPF50ms Ext ($U = 68,000$; $d = 3,67$), H/Q TPF 50ms ($t(25,861) = 4,718$; $d = 6,53$), TPF100ms Ext ($U = 89,000$; $d = 3,40$), H/Q TPF 100ms ($t(25,742) = 3,441$; $d = 4,80$),

TPF150ms Ext ($t(38) = -2,061$; $d = 3,14$), H/Q TPF 150ms ($t(38) = 2,979$; $d = 4,05$), H/Q TPF 200ms ($t(38) = 2,768$; $d = 3,78$), TPF250ms Flex ($t(38) = 2,362$; $d = 3,50$), H/Q TPF 250ms ($U = 110,000$; $d = 3,78$), TPFmax Ext ($U = 119,500$; $d = 2,45$), H/Q TPF max ($t(38) = 2,301$; $d = 3,40$). Já, para o membro não dominante, é possível encontrar diferenças significativas entre grupos, para as variáveis de desempenho M.Mflex ($t(38) = 2,093$; $d = 2,96$), H/Q máx ($t(38) = 2,900$; $d = 4,20$), TPF50ms Ext ($t(31,073) = -2,461$; $d = 3,16$), TPF50ms Flex ($t(38) = -2,358$; $d = 3,00$), TPF100ms Ext ($t(38) = -2,134$; $d = 3,31$), H/Q TPF 200ms ($t(38) = 2,089$; $d = 3,09$), H/Q TPF 250ms ($t(38) = 2,474$; $d = 3,40$), TPFmax Ext ($U = 91,500$; $d = 3,73$) e H/Q TPF max ($U = 100,000$; $d = 3,64$).

4.2. Membro Dominante versus Membro Não Dominante

Na **Tabela 3** são apresentados os resultados relativamente às variáveis de desempenho entre o membro dominante e o membro não dominante, dentro de cada grupo.

Tabela 3. Variáveis de rácios TPF H/Q para o membro dominante e para membro não dominante, dentro de cada grupo de atletas.

	<i>Membro Dominante</i> Média ± DP	<i>Membro Não Dominante</i> Média ± DP	<i>p</i>
<i>Futsal</i>			
M.Max Ext (N.m)	120,73 ± 5,83	132,64 ± 6,28	,015 ^a
M.Mflex (N.m)	136,21 ± 5,77	133,03 ± 5,65	,516
H/Q máx	1,15 ± 0,05	1,02 ± 0,04	,028
TPF50ms Ext (N.m/ms)	0,27 ± 0,04	0,28 ± 0,02	,296 ^a
TPF50ms Flex (N.m/ms)	0,31 ± 0,03	0,21 ± 0,02	,002 ^a
H/Q TPF 50ms	0,81 ± 0,07	1,29 ± 0,12	,002 ^a
TPF100ms Ext (N.m/ms)	0,52 ± 0,05	0,56 ± 0,04	,344 ^a
TPF100ms Flex (N.m/ms)	0,57 ± 0,05	0,44 ± 0,03	,003 ^a
H/Q TPF 100ms	1,21 ± 0,11	0,85 ± 0,07	,002
TPF150ms Ext (N.m/ms)	0,58 ± 0,03	0,65 ± 0,04	,067 ^a
TPF150ms Flex (N.m/ms)	0,61 ± 0,03	0,54 ± 0,03	,008
H/Q TPF 150ms	1,11 ± 0,08	0,87 ± 0,06	,005
TPF200ms Ext (N.m/ms)	0,53 ± 0,03	0,59 ± 0,03	,013 ^a
TPF200ms Flex (N.m/ms)	0,56 ± 0,02	0,53 ± 0,03	,126
H/Q TPF 200ms	1,12 ± 0,07	0,93 ± 0,05	,006
TPF250ms Ext (N.m/ms)	0,46 ± 0,02	0,51 ± 0,03	,025 ^a

TPF250ms Flex (N.m/ms)	0,49 ± 0,02	0,48 ± 0,02	,465
H/Q TPF 250ms	1,12 ± 0,07	0,96 ± 0,05	,038 ^a
TPFmax Ext (N.m/ms)	0,99 ± 0,07	1,06 ± 0,08	,083
TPFmax Flex (N.m/ms)	0,98 ± 0,07	0,87 ± 0,05	,036 ^a
H/Q TPF max	1,02 ± 0,05	0,85 ± 0,05	,002 ^a
<i>Futebol</i>			
M.Max Ext (N.m)	125,37 ± 4,43	136,07 ± 6,50	,048 ^a
M.Mflex (N.m)	110,91 ± 6,27	112,61 ± 7,95	,831
H/Q máx	0,90 ± 0,06	0,83 ± 0,05	,293
TPF50ms Ext (N.m/ms)	0,40 ± 0,03	0,38 ± 0,04	,627 ^a
TPF50ms Flex (N.m/ms)	0,26 ± 0,02	0,27 ± 0,02	,571 ^a
H/Q TPF 50ms	0,69 ± 0,05	0,78 ± 0,08	,332 ^a
TPF100ms Ext (N.m/ms)	0,66 ± 0,03	0,71 ± 0,05	,218 ^a
TPF100ms Flex (N.m/ms)	0,51 ± 0,03	0,50 ± 0,03	,459 ^a
H/Q TPF 100ms	0,80 ± 0,05	0,74 ± 0,05	,261
TPF150ms Ext (N.m/ms)	0,66 ± 0,02	0,73 ± 0,04	,066 ^a
TPF150ms Flex (N.m/ms)	0,55 ± 0,03	0,53 ± 0,03	,508
H/Q TPF 150ms	0,84 ± 0,05	0,74 ± 0,04	,074
TPF200ms Ext (N.m/ms)	0,56 ± 0,02	0,60 ± 0,03	,102 ^a
TPF200ms Flex (N.m/ms)	0,50 ± 0,03	0,47 ± 0,03	,204
H/Q TPF 200ms	0,89 ± 0,05	0,79 ± 0,04	,054
TPF250ms Ext (N.m/ms)	0,48 ± 0,02	0,52 ± 0,03	,061 ^a
TPF250ms Flex (N.m/ms)	0,42 ± 0,02	0,40 ± 0,03	,433
H/Q TPF 250ms	0,89 ± 0,05	0,79 ± 0,05	,040 ^a
TPFmax Ext (N.m/ms)	1,15 ± 0,06	1,34 ± 0,07	,006 ^a
TPFmax Flex (N.m/ms)	0,95 ± 0,05	0,92 ± 0,05	,295
H/Q TPF max	0,85 ± 0,05	0,70 ± 0,03	,011 ^a

DP, desvio padrão; *p*, valor de significância.

^a Teste não paramétrico Wilcoxon

Foram encontradas diferenças significativas, dentro do mesmo grupo, em comparação do membro dominante e do membro não dominante para os rácios TPMF H/Q. No futsal, essa diferença pode ser encontrada nas variáveis M.Max Ext (N.m) ($Z = -2,427$; $d = 1,97$), H/Q máx ($t(19) = 2,374$; $d = 2,86$), TPF50ms Ext (N.m/ms) ($Z = -3,041$; $d = 0,05$), H/Q TPF 50ms ($Z = -3,061$;

d = 1,11), TPF100ms Flex (N.m/ms) (Z = -2,991; d = 0,70), H/Q TPF 100ms (t(19) = 3,665; d = 0,86), TPF150ms Flex (N.m/ms) (t(19) = 2,946; d = 0,52), H/Q TPF 150ms (t(19) = 3,186; d = 0,78), TPF200ms Ext (N.m/ms) (Z = -2,476; d = 0,46), H/Q TPF 200ms (t(19) = 3,076; d = 0,29), TPF250ms Ext (N.m/ms) (Z = -2,243; d = 0,44), H/Q TPF 250ms (Z = -2,072; d = 0,62), TPFmax Flex (N.m/ms) (Z = -2,093; d = 0,41) e H/Q TPF max (Z = -3,024; d = 0,78). Já no futebol, essas diferenças apenas foram encontradas das variáveis H/Q TPF 250ms (Z = -2,053; d = 0,48), TPFmax Ext (N.m/ms) (Z = -2,738; d = 0,65) e H/Q TPF max (Z = -2,539; d = 0,81).

Figura 1. Momento máximo de força isométrico de extensão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

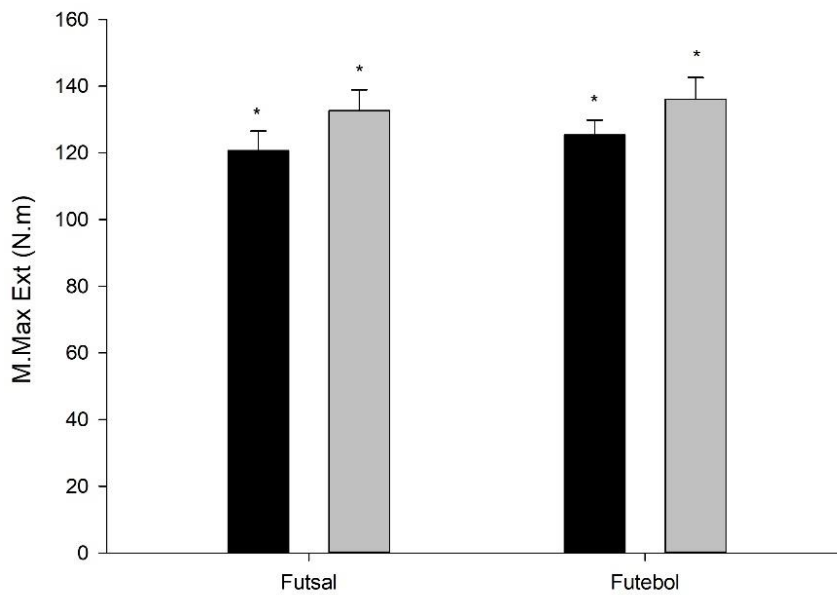


Figura 2. Rácio hamstrings/quadríceps dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para a perna dominante ($p < 0,05$).

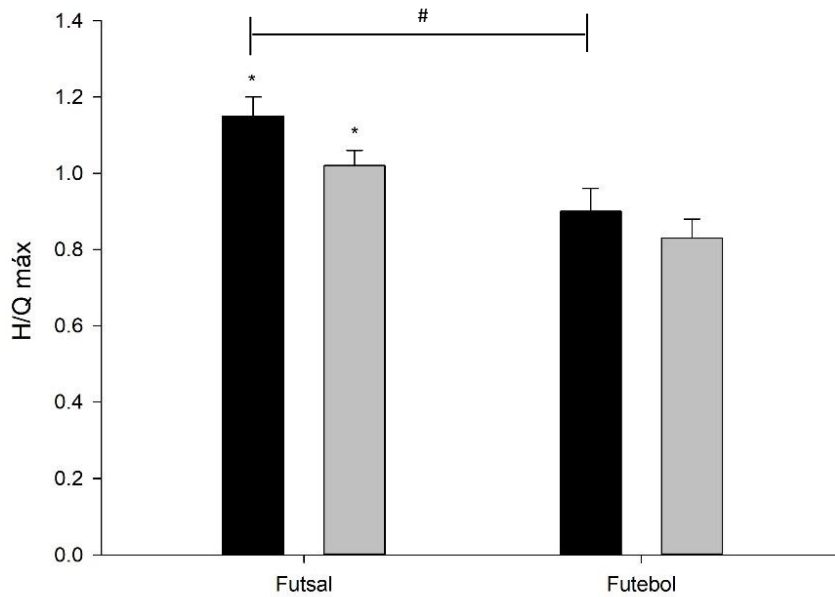


Figura 3. Taxa de produção de força de flexão aos 50 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

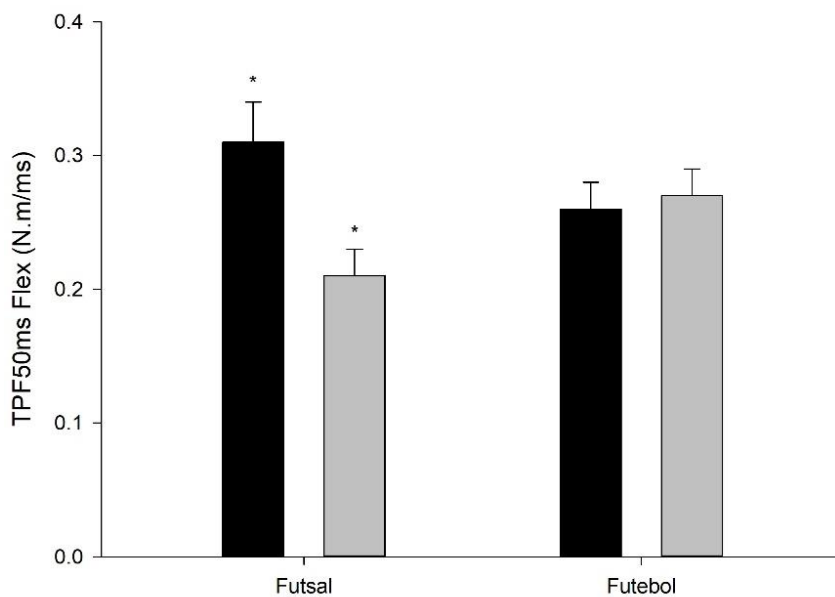


Figura 4. Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 50 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); ##Significativamente diferente entre futsal e futebol ($p < 0,001$).

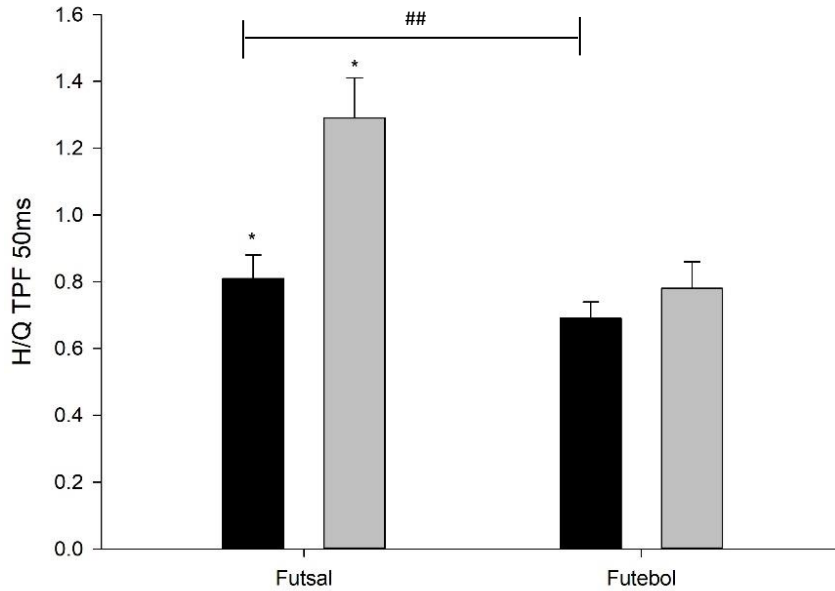


Figura 5. Taxa de produção de força de flexão aos 100 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

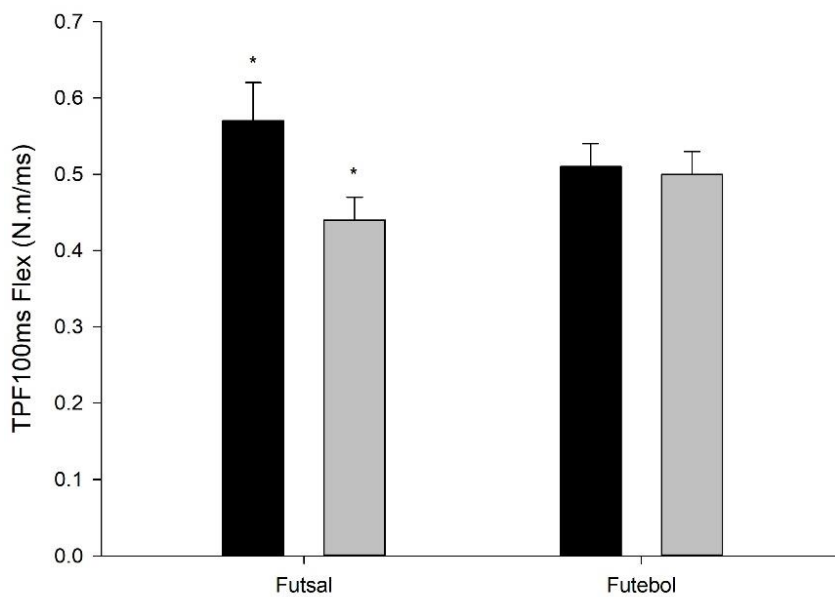


Figura 6. Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 100 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol ($p < 0,05$).

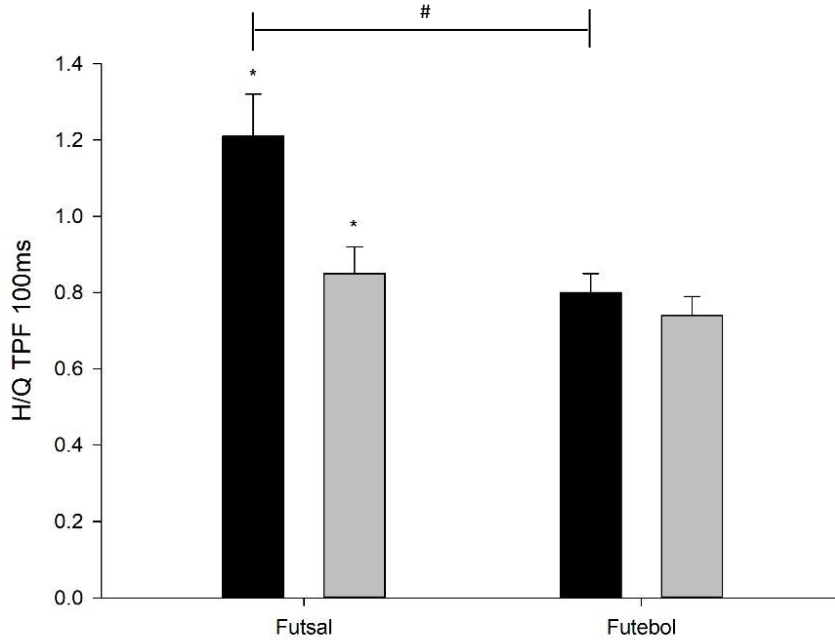


Figura 7. Taxa de produção de força de flexão aos 150 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

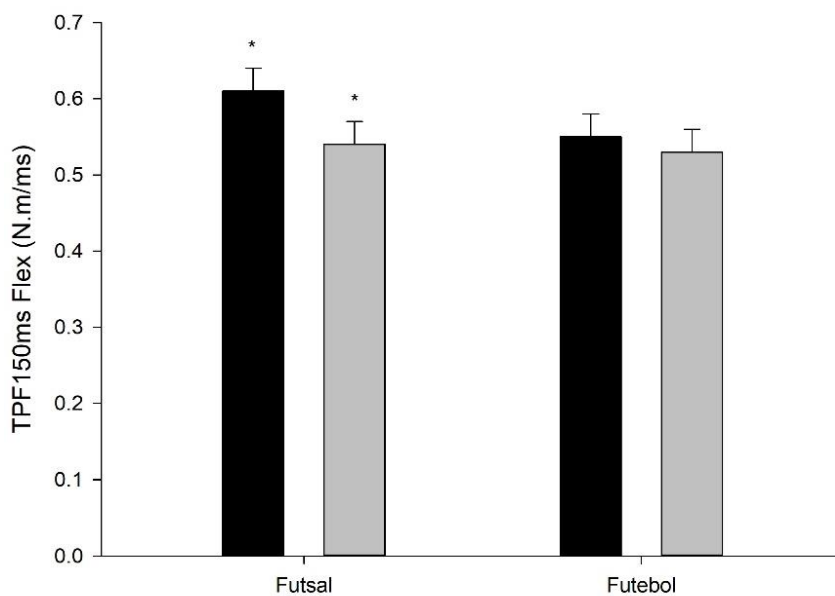


Figura 8. Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 150 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$).

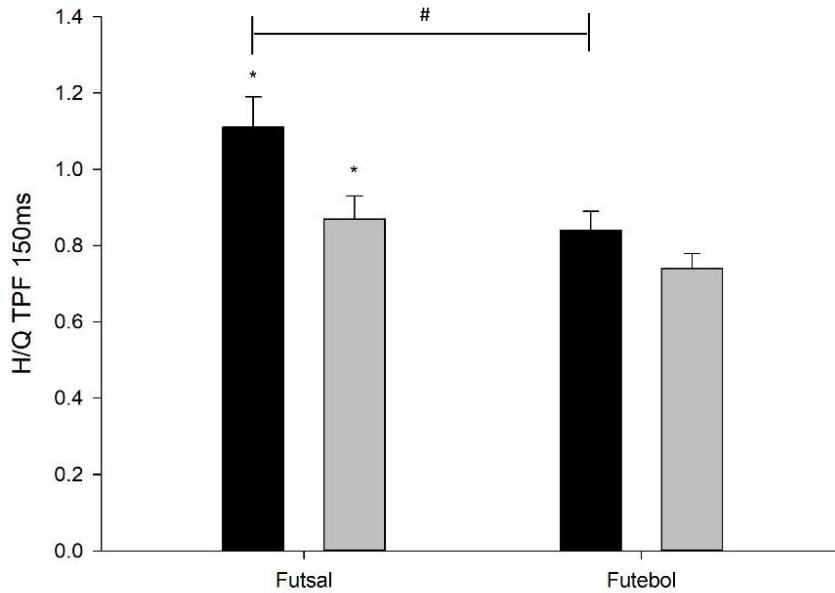


Figura 9. Taxa de produção de força de extensão aos 200 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

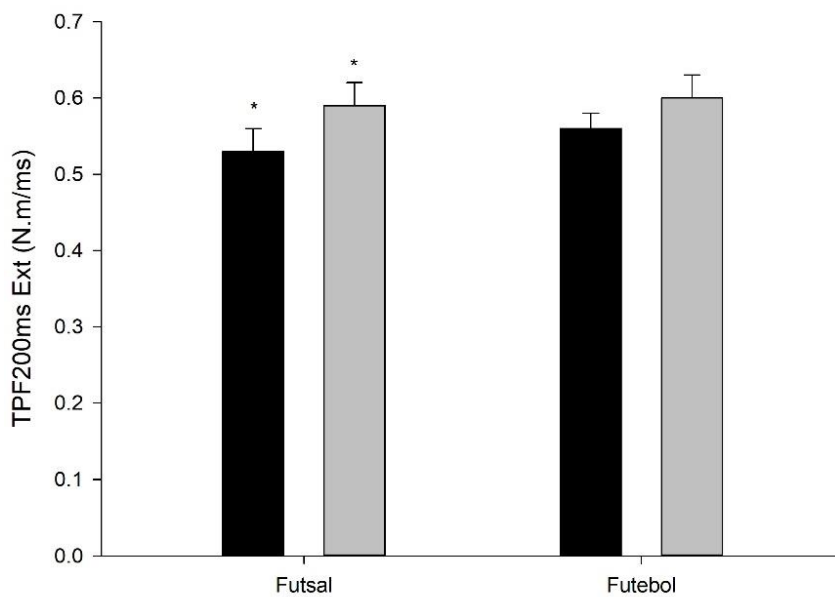


Figura 10. Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 200 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para membro dominante ($p < 0,05$).

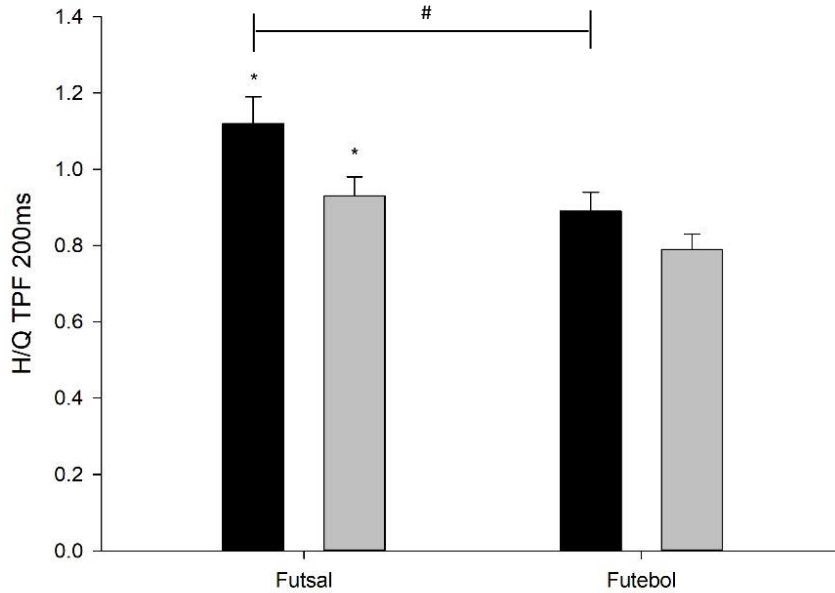


Figura 11. Taxa de produção de força de extensão aos 250 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

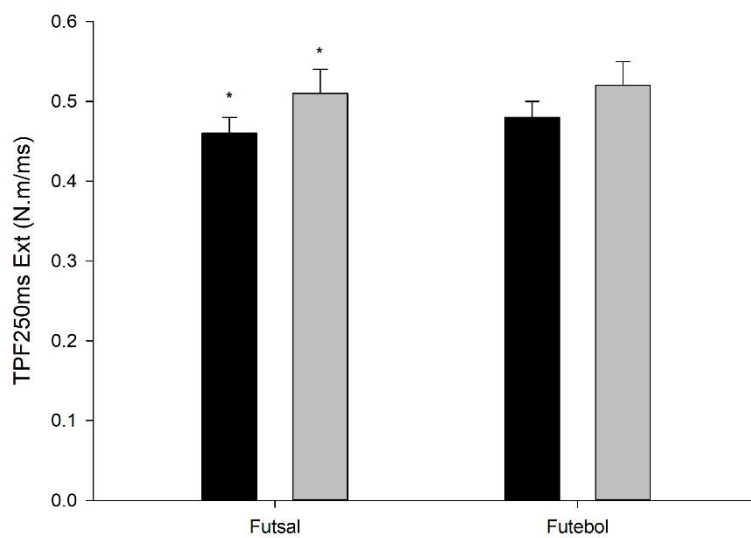


Figura 12. Rácio hamstrings/quadríceps de taxa de produção de força aos 250 milissegundos dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$).

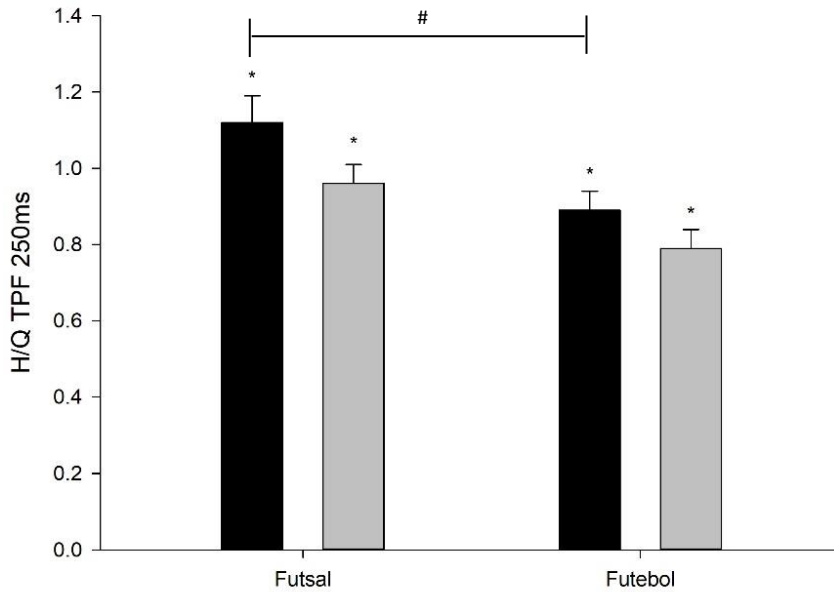


Figura 13. Taxa de produção de força máximo de extensão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$).

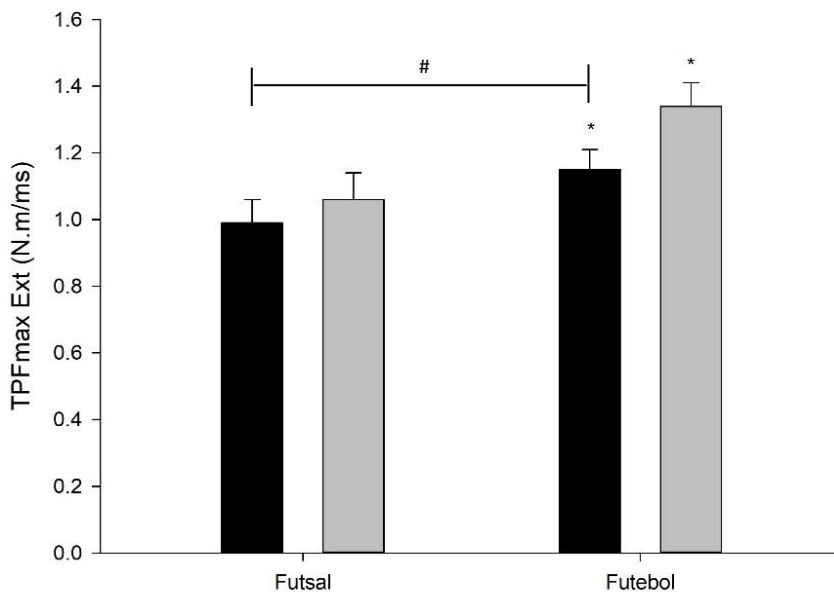


Figura 14. Taxa de produção de força máximo de flexão dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$).

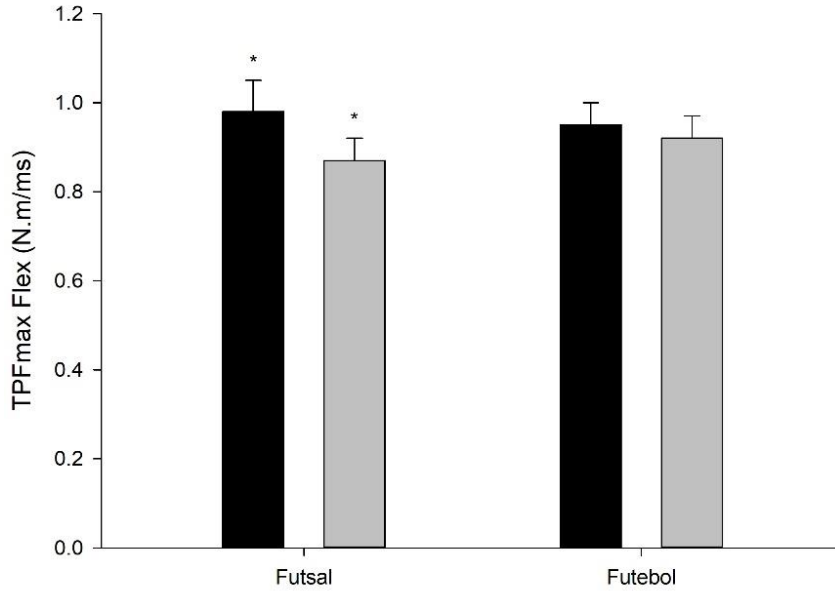
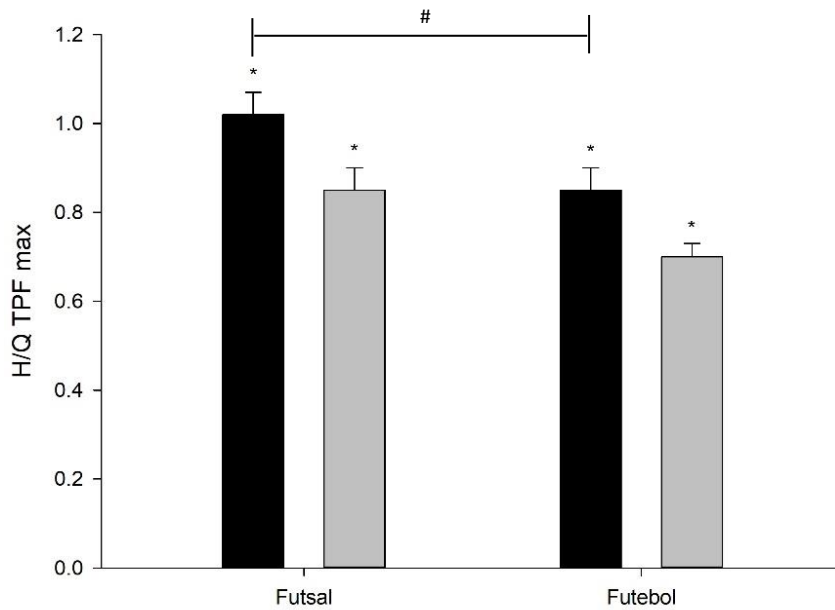


Figura 15. Taxa de produção de força máximo dos membros Dominante e Não Dominante. São apresentados os valores médios para os dois grupos experimentais (Futsal e Futebol). As barras coloridas a preto representam o membro dominante, enquanto que as barras coloridas a cinzento apresentam o membro não dominante. *Significativamente diferente do membro Dominante ($p < 0,05$); #Significativamente diferente entre futsal e futebol para o membro dominante ($p < 0,05$).



Capítulo 5: Discussão de Resultados

5.1. Futebol versus Futsal

O propósito deste estudo consistiu em fornecer uma vasta informação sobre o equilíbrio muscular do joelho em jogadores de Futebol e Futsal do sexo masculino, nomeadamente sobre um recente conceito de rácio antagonista/agonista (Rácio H/Q) introduzido por Zebis et al., (2011), denominado na literatura como rácio rápido ou da taxa de produção de momento de força. Desta forma, pretendeu-se analisar a influência das características específicas de cada modalidade e se a sua prática conduz a perfis de força nos quadricípites e *hamstrings* diferenciados, em função das características inerentes e das exigências fisiológicas das respetivas modalidades. Assim procurou-se responder à primeira questão deste estudo - se existem diferenças no rácio TPMF H/Q entre atletas jogadores de Futebol e Futsal.

Com os resultados obtidos sugere-se que houve diferenças no rácio TPMF H/Q, tal como foi colocado no início do estudo, a hipótese que os jogadores de futsal apresentam níveis superiores de taxa de produção de força e um rácio H/Q rápido (i.e., rácio da taxa de produção de força: TPMF H/Q) mais elevado. Constatou-se que os atletas de futsal teriam um rácio de TPF $1,02 \pm 0,05$ em comparação com $0,85 \pm 0,05$ para os de futebol, sendo estatisticamente significativo ($t(38) = 2.301$; $d = 3.40$).

Em relação ao CVIM H/Q também foi superior no futsal $1,15 \pm 0,05$ comparativamente com o futebol $0,90 \pm 0,06$ sendo estatisticamente significativo ($t(38) = 3.293$; $d = 4.53$).

Tendo em conta as possíveis hipóteses apresentadas no início do presente estudo, foi colocado que estes valores podem ser explicados devido: à velocidade de jogo ser mais elevada no futsal, as distâncias de sprint mais curtas e existirem maiores períodos de recuperação individual por jogador.

Analisando, o futsal é uma modalidade de multi *sprint* anaeróbia em que o exercício em alta intensidade ocupa uma grande porção do tempo de jogo comparativamente com o futebol. Como tal, foi demonstrado que a distância total percorrida a alta intensidade e velocidade máxima é maior no futsal que no futebol (Bangsbo et al., 1991). Uma equipa de investigadores (Barbero-Alvarez et al., 2008) foi mais além e demonstrou que a distância total percorrida em alta intensidade, por jogadores profissionais de futsal, foi quase um quarto (22.6%) e nalgumas ocasiões um terço do jogo. Outra equipa de investigadores (Doğramacı & Watsford, 2006), referiu que os atletas de futsal passam 26% do tempo de jogo em alta intensidade e explicou que é uma consequência direta das regras do futsal que permitem mais trocas de jogadores, logo permitem maiores períodos de recuperação individual por jogador.

De notar também o facto de a agilidade ser uma componente básica nestas duas modalidades, mas importante de ser analisada neste contexto. A habilidade em movimentar todo o corpo para fazer uma mudança de direção rápida é conhecida como sendo agilidade (Sheppard & Young, 2006). Durante um jogo, um atleta realiza várias ações que requerem uma rápida taxa de produção de força como um sprint ou uma rápida mudança de direção (Bangsbo, 1996). Uma equipa de investigadores reportou que cada atleta de futebol pode fazer aproximadamente 600 voltas de 0-90° para o lado esquerdo e para o lado direito e 95 voltas num ângulo superior a 90° até 180° (Bloomfield et al., 2007). É expectável que os atletas de futsal consigam realizar mais voltas com e sem bola comparativamente com o futebol, refletindo um maior tempo com bola. Para além deste aspeto, estes atletas necessitam de se movimentar mais rapidamente para ter a posse de bola o que requer sprints e capacidade de decisão (Gonsalves, 1998), como tal os jogadores de futsal podem necessitar de níveis superiores de agilidade em relação aos jogadores de futebol (Milanović et al., 2011).

Noutro estudo conduzido por Vaeyens et al. (2007), também é referido que as dimensões do campo e as constantes mudanças de direção requerem dos atletas decisões rápidas, assim como capacidade de efetuar sprints sob pressão durante a fase atacante e defensiva do jogo.

Estas diferenças entre futebol e futsal são devidas à natureza do jogo, que implicam múltiplas sessões contínuas de treino de atividade física intensa, combinadas com execução em alta velocidade, dimensões de campo menores e uma superfície mais dura no futsal (Martinez-Riaza et al., 2017).

Como tal, no futsal os jogadores apresentam um centro de gravidade mais baixo devido às dimensões do campo e ao facto da velocidade do jogo ser maior, proporcionando a realização das ações com maior velocidade e por vezes até antecipando-as, o que pode explicar o facto dos *hamstrings* ativarem rapidamente e contribuírem para rácios de TPF superiores, isto porque nos *sprints* os *hamstrings* são sobre solicitados (Howard et al., 2018). No entanto, são necessários mais estudos nesta área.

Num contexto mais específico, em todos os períodos descritivos, ao longo da curva momento de força/tempo isométrico, os valores de TPF de extensão, foram sempre superiores para a modalidade de futebol e os valores de TPF de flexão, foram sempre superiores para o futsal, o que torna TPF H/Q nos períodos de 50ms, 100ms, 150ms, 200ms e 250ms superiores para o futsal. De notar também que os valores de rácio de TMPF na fase mais tardia (>200ms) para a modalidade de futebol e futsal foram idênticos ao CVIM H/Q, o que vai ao encontro do

que é descrito na literatura, em que a fase tardia de TPF é fortemente correlacionada com o momento máximo de força que parece depender de variáveis estruturais, como área de seção transversal do músculo e arquitetura muscular (Andersen et al., 2010; Folland et al., 2014). Já a fase inicial (<100 ms) está pouco relacionada com o momento máximo de força em grande parte porque está dependente da velocidade de recrutamento da unidade motora e da taxa de descarga máxima (Andersen & Aagaard, 2006; Del Vecchio et al., 2019). No entanto, para o membro dominante, o rácio de TPF na fase inicial (<100ms) foi superior ao CVIM H/Q para a modalidade de futsal, o que pode ser explicado pelas características supramencionadas e pelo uso preferencial de um membro face ao contralateral.

5.2. Membro Dominante versus Membro Não Dominante

Várias modalidades desportivas promovem nos seus praticantes um lado mais forte, mais hábil e mais vezes utilizado nas ações motoras de treino ou competição, o lado dominante. Assim procurou-se responder à segunda questão principal deste estudo - se o membro dominante dos jogadores de Futebol e Futsal apresenta rácios TPMF H/Q inferiores relativamente ao membro não dominante.

Com os resultados obtidos, para H/Q máx (futsal-dominante $1,02 \pm 0,05$ e não dominante $0,85 \pm 0,05$; futebol-dominante $0,85 \pm 0,05$ e não dominante $0,70 \pm 0,03$) não se verificou o que foi inicialmente esperado. Esperava-se que o membro dominante apresentasse momentos máximos de força superiores nos quadricípites e, conseqüentemente rácios isométricos máximos inferiores (i.e., CVIM H/Q), independentemente da modalidade, pela solicitação preferencial desse grupo muscular nas ações decisivas de jogo, como o remate à baliza e ações de passe. Na modalidade de futsal, os valores de momento de força máximo de extensores foram estatisticamente mais elevados no membro não dominante (Dominante: $120,73 \pm 5,83$ N.m e Não Dominante: $132,64 \pm 6,28$ N.m; $Z = -2,427$; $d = 1,97$). Já na modalidade de futebol também se verificou uma tendência nesse sentido, mas sem significado estatístico. Para a modalidade de futsal houve diferenças significativas nos rácios, tanto no H/Q máx, como na H/Q TPMF. Já para o futebol, houve diferença na H/Q TPMF (H/Q TPF max D - H/Q TPF máx ND ($Z = -2,539$; $d = 0,81$)).

Relativamente às variáveis analisadas na presente dissertação, a literatura reporta estudos contraditórios demonstrativos de que o lado dominante tende a apresentar níveis superiores de Momento de Força Máximo.

Uma equipa de investigadores (Blache & Monteil, 2012) usando a relação curva força-velocidade para avaliar indiretamente a força, demonstraram que há diferenças de força significativas entre o membro dominante e não dominante em atletas de futebol. No momento máximo de força não houve diferenças observadas nos extensores e flexores do joelho, no entanto a 40% e a 60% da força máxima, a relação força-velocidade foi melhor no membro dominante comparativamente como o membro não dominante.

Outra equipa de investigadores (Agre & Baxter, 1987) usou a dinamometria isocinética para reportar que em termos de flexão da anca, flexão e extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo não houve diferenças observadas nos membros dominantes em comparação com os não dominantes.

Uma meta análise que analisou a força muscular entre membros na modalidade de futebol chegou à conclusão de que jogadores de todas as idades e todos os níveis apresentam simetria entre membros, tanto no momento de força máximo de extensores e flexores do joelho, bem como o rácio H/Q, através de métodos concêntricos ou excêntricos (DeLang et al., 2019). A mesma meta-análise referiu que estes resultados contradizem a literatura existente em relação a outras modalidades que relatam assimetria funcional. Foi referido que o futebol apresenta alguns fatores que explicam a sua diferença em relação a outros desportos que necessitam de um membro dominante. Como o caso de modalidades de membros superiores que não dependem dos dois membros para deambulação ou qualquer outra atividade bilateral que possa anular os efeitos repetitivos principais dessa atividade, já no futebol é necessário usar os dois membros inferiores não apenas para rematar, mas também para realizar todas as outras ações inerentes que implicam o suporte do peso corporal nos dois membros. Não obstante, no futebol há uma potencial vantagem em rematar com os membros dominantes e não dominantes (DeLang et al., 2019).

Outro estudo sugeriu que nos jovens há mais dependência de um membro dominante para realizar ações de jogo como o remate, levando a diferenças musculares entre os membros, no entanto nos adultos profissionais demonstram capacidade bilateral em efetuar as mesmas ações, o que conseqüentemente leva a uma simetria entre membros (Fousekis et al., 2010).

Noutra investigação foram observadas diferenças de velocidade da bola em remate com membro dominante e não dominante, sendo o lado dominante o que impôs maior velocidade à bola (Oliveira et al., 2013), contudo concluiu-se que apesar dos padrões assimétricos de remate, os desequilíbrios em termos de força muscular foram pequenos (Pereira Santiago et al., 2016).

Num outro estudo não foram encontradas diferenças significativas no equilíbrio de força entre membros. As variáveis isocinéticas como o rácio H/Q, comparando o membro direito e o membro esquerdo em cada grupo, com dominância em uma ou ambas os membros, não diferiram entre os grupos analisados (Zakas, 2006).

Apesar de haver literatura algo contraditória em relação ao facto de o membro dominante ter mais força de quadríceps, logo a existência de rácio H/Q menor em comparação com o membro não dominante, sempre que havia assimetrias de força era a favor do membro dominante. Assim, os valores da presente dissertação parecem não corroborarem o inicialmente expectável. Procurou-se então compreender os resultados através dos mecanismos de remate nestes desportos.

O remate é uma habilidade assimétrica com uma postura unipodal (Kubo et al., 2010), com a anca a estabilizar o movimento, exigindo extensão da mesma e capacidade de produzir força de abdução (Masuda et al., 2003). O membro mobilizador do remate promove a musculatura ipsilateral do psoas (Hides et al., 2010; Stewart et al., 2010).

Estão descritos dois tipos de remate na literatura, o remate com bola parada e remate com bola em movimento. Os jogadores de futebol quando rematam uma bola em movimento, efetuam, comparativamente ao remate com bola parada, uma flexão do joelho mais lenta e menor amplitude de movimento da articulação do joelho, mantendo simultaneamente o padrão de coordenação proximal-distal (Egan et al., 2007).

Na fase de balanço do remate, os jogadores de futsal, ao rematar uma bola parada, com o membro não dominante apresentaram menor abdução da anca em comparação com o remate de uma bola parada com o membro dominante (Barbieri et al., 2015). Em relação à fase de apoio do remate, com o membro não dominante, tanto de bola parada como de bola em movimento, apresentaram maior extensão da anca, menor flexão do joelho e menor velocidade de flexão do joelho, do que remates com o membro dominante (Barbieri et al., 2015). Na fase de contacto, próximo ao impacto da bola, os remates com o membro não dominante, tanto para bolas paradas como para bolas em movimento, apresentaram flexão plantar inferior do tornozelo e extensão de joelho mais lenta, do que remates com o membro dominante (Barbieri et al., 2015). Além destes aspetos, a redução da velocidade imposta à bola em ambos os tipos de remate com o membro não dominante pode ser resultado da diminuição da velocidade de extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo (Davids et al., 2000; Dörge et al., 2002; Egan et al., 2007).

Em termos de ativação eletromiográfica, o músculo vasto medial na fase de balanço, efetua a extensão da articulação do joelho para acelerar o movimento do membro de remate e atinge o pico imediatamente antes do contacto com a bola (Cerrah et al., 2011), no entanto quando comparado a ativação muscular entre os remates com os membros dominantes e não dominantes, não houve diferenças significativas nos músculos da articulação do joelho analisados (bicípite femoral e vasto medial) (Rabello et al., 2022).

Depois do exposto os valores do estudo parecem estar novamente em contradição com o expectável. No entanto em relação à cinemática do movimento do remate, os estudos em geral não contabilizam a perna de apoio e uma hipótese que pode ser colocada é os rácios de TPF H/Q serem menores no membro não dominante devido à quantidade de passes e remates com o pé dominante. Então o membro de apoio tem que exercer força rapidamente para desacelerar o movimento, para ser efetuado o remate ou passe. Como tal, no mecanismo de remate, o membro dominante pode rematar com mais força que o não dominante, mas ter menos TPF e menos momento máximo de força, sobretudo nos quadricípites em análise de avaliação isométrica em isocinético.

Um dos poucos estudos a analisar esta questão teve uma amostra muito reduzida e chegou à conclusão que rematar com o membro não dominante foi procedido de uma menor velocidade de aproximação e o membro de apoio não dominante apresentou movimento angular diferente em relação ao membro de apoio dominante nas articulações da anca, com menos rotação interna, na articulação do joelho com menos flexão e na articulação do tornozelo como menos flexão plantar (Palucci Vieira et al., 2019), o que pode explicar esta hipótese.

Outra análise que pode corroborar esta hipótese está fundamentada num estudo de revisão sobre o membro de apoio durante o mecanismo de remate (Lees et al., 2010). Primeiramente o joelho do membro de apoio possui uma flexão de cerca de 26° no contacto do pé com o chão e permanece assim durante toda a fase de balanço, sendo posteriormente flexionado a 42° no contacto com a bola (Lees et al., 2010). Esta flexão do joelho continua por mais tempo do que o necessário, com o intuito de absorver o impacto e é a responsável por desacelerar o movimento do corpo para a frente. Permite que haja uma estabilização da ação, o que promove forças altas nos músculos da articulação do joelho (Lees et al., 2010). Durante o remate, na fase de balanço, o membro que efetua o remate faz o mecanismo natural de remate enquanto o peso corporal é todo distribuído pelo membro de apoio (Kellis et al., 2004). Em termos de dados cinéticos para a articulação do joelho do membro de apoio durante o remate, são consideravelmente maiores do que os do membro que efetua o remate (Kellis et al., 2004;

Lees et al., 2010). Este aspeto pode ser a causa de diferenças de força bilateral notada em jogadores (Rahnama et al., 2003).

Pelo exposto, verifica-se a necessidade de mais estudos para perceber os mecanismos da perna de apoio e conseguir correlacionar valores de TPF.

Capítulo 6: Conclusões e Perspetivas Futuras

Este capítulo apresenta as conclusões gerais desta investigação, com base nos resultados obtidos.

6.1. Conclusões e Perspetivas

Por mais de 5 décadas, o momento máximo de força foi extensivamente estudado e quantificado numa variedade de populações e de condições (Maffiuletti et al., 2016). A presente investigação veio analisar duas populações que praticam modalidades semelhantes num contexto de avaliação relativamente recente na literatura.

Os resultados obtidos foram ao encontro do que inicialmente se esperava, os valores de TPMF H/Q e de CVIM H/Q foram superiores para a modalidade de futsal, assim como TPMF H/Q em todas as janelas temporais (0 a 250ms). No entanto, relativamente aos níveis de força, principalmente nos quadricípites em relação ao *overuse* nas duas modalidades, os resultados foram divergentes do que inicialmente se previa. Contudo, depois de procurar na literatura, as hipóteses colocadas são viáveis. A título de exemplo, podemos observar que tanto no futsal como no futebol, muitos jogadores possuem como membro principal de impulsão para salto ou membro principal para fazer o movimento de contenção na defesa do 1 X 1, o não dominante, apesar de não ser descrita na literatura uma análise de preferencial nestas duas modalidades de ações de jogo, seria algo interessante a ser analisado.

Apesar de ser ainda uma temática pouco estudada, os valores obtidos na presente dissertação proporcionam uma ferramenta útil aos treinadores e profissionais envolvidos nas duas modalidades. Parece ser interessante aliar a avaliação tradicional em isocinético através de rácio convencional e rácio funcional. Para os clubes, seria também pertinente introduzir a avaliação através de contração isométrica. Estas dinâmicas possibilitariam às equipas técnicas observar e analisar toda a curva força-velocidade do atleta e sobretudo estudar a TPF de cada um. Não obstante, a agregação de todos estes dados, juntamente com outras avaliações, tais como *squat jump*, *countermovement jump*, *drop jump*, teste de agilidade, etc., permite individualizar de forma mais detalhada o treino de preparação física em ginásio.

Para eventual retorno à competição pós lesão, a introdução deste rácio rápido também proporcionará dados úteis. Na falta de dados para estas duas modalidades na literatura, os resultados obtidos na presente dissertação podem servir como ponto de partida para o corpo clínico dos clubes poderem comparar os seus atletas.

6.2. Limitações

O estudo confrontou-se com algumas limitações, sobretudo a falta de uma sessão de familiarização dos participantes com a situação experimental e com os procedimentos metodológicos de avaliação. A opção pela sua supressão foi consciente, pois conhecemos a dificuldade de aceder a amostras de alto rendimento e à relutância de atletas e treinadores na realização de esforços máximos fora do contexto de treino. Solicitar duas visitas ao laboratório, sobretudo em contexto de pandemia, implicaria confrontarmo-nos com maior dificuldade de recrutamento de jogadores de alto nível desportivo e comprometer a realização do estudo. No entanto, não podemos deixar de mencionar que a introdução de uma sessão de familiarização teria dado outra robustez aos resultados.

Também o facto de todas as recolhas terem sido concretizadas durante a Pandemia de COVID-19, dificultou todos os processos de recrutamento de participantes, agendamento de sessões de avaliação, recolha e análise de dados, e reduziu a confiança de alguns participantes na realização da situação experimental em espaço laboratorial fechado.

Referências Bibliográficas

Este capítulo apresenta todas as referências que fundamentaram e suportaram este estudo.

Referências Bibliográficas

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol (1985)*, *93*(4), 1318-1326. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00283.2002>
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Am J Sports Med*, *26*(2), 231-237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Agre, J. C., & Baxter, T. L. (1987). Musculoskeletal profile of male collegiate soccer players. *Arch Phys Med Rehabil*, *68*(3), 147-150.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (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*(7), 705-729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009b). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates [Research Support, N.I.H., Extramural Review]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *17*(8), 859-879. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0823-z>
- Álvarez, J. C. B., Hermoso, V. M. S., & Vera, J. G. (2004). Effort profiling during indoor soccer competition.
- Amaral, G. M., Marinho, H. V., Ocarino, J. M., Silva, P. L., de Souza, T. R., & Fonseca, S. T. (2014). Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables. *Braz J Phys Ther*, *18*(6), 521-529. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>
- Andersen, L. L., & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol*, *96*(1), 46-52. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0070-z>
- Andersen, L. L., Andersen, J. L., Zebis, M. K., & Aagaard, P. (2010). Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Scand J Med Sci Sports*, *20*(1), e162-169. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00933.x>
- Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med*, *32*(1 Suppl), 5S-16S. <https://doi.org/10.1177/0363546503258912>
- Ayala, F., De Ste Croix, M., Sainz de Baranda, P., & Santonja, F. (2012). Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. *Int J Sports Med*, *33*(11), 909-916. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311586>
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med*, *8*(2), 101-116. <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>
- Bangsbo, J. (1996). Physiological factors associated with efficiency in high intensity exercise. *Sports Med*, *22*(5), 299-305. <https://doi.org/10.2165/00007256-199622050-00003>
- Bangsbo, J., Nørregaard, L., & Thorsø, F. (1991). Activity profile of competition soccer. *Can J Sport Sci*, *16*(2), 110-116.
- Barbero-Alvarez, J. C., Soto, V. M., Barbero-Alvarez, V., & Granda-Vera, J. (2008). Match analysis and heart rate of futsal players during competition. *J Sports Sci*, *26*(1), 63-73. <https://doi.org/10.1080/02640410701287289>
- Barbero Alvarez, J., & Castagna, C. (2007). Activity patterns in professional futsal players using global position tracking system. *Journal of Sports Science and Medicine*, *6*(Suppl 10), 208.

- Barbieri, F. A., Gobbi, L. T., Santiago, P. R., & Cunha, S. A. (2015). Dominant-non-dominant asymmetry of kicking a stationary and rolling ball in a futsal context. *J Sports Sci*, 33(13), 1411-1419. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990490>
- Baroni, B. M., Ruas, C. V., Ribeiro-Alvares, J. B., & Pinto, R. S. (2020). Hamstring-to-Quadriceps Torque Ratios of Professional Male Soccer Players: A Systematic Review. *J Strength Cond Res*, 34(1), 281-293. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002609>
- Bennell, K., Wajswelner, H., Lew, P., Schall-Riauour, A., Leslie, S., Plant, D., & Cirone, J. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *Br J Sports Med*, 32(4), 309-314. <https://doi.org/10.1136/bjsm.32.4.309>
- Birmingham, T. B., Kramer, J. F., Speechley, M., Chesworth, B. M., & MacDermid, J. (1998). Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores. *Ergonomics*, 41(6), 853-863. <https://doi.org/10.1080/001401398186685>
- Blache, Y., & Monteil, K. (2012). Contralateral strength imbalance between dominant and non-dominant lower limb in soccer players. *Science & Sports*, 27(3), e1-e8. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.scispo.2011.08.002>
- Bloomfield, J., Polman, R., & O'Donoghue, P. (2007). Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *J Sports Sci Med*, 6(1), 63-70.
- Caetano, F. G., de Oliveira Bueno, M. J., Marche, A. L., Nakamura, F. Y., Cunha, S. A., & Moura, F. A. (2015). Characterization of the Sprint and Repeated-Sprint Sequences Performed by Professional Futsal Players, According to Playing Position, During Official Matches [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Appl Biomech*, 31(6), 423-429. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0159>
- Caraffa, A., Cerulli, G., Projetti, M., Aisa, G., & Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 4(1), 19-21. <https://doi.org/10.1007/BF01565992>
- Casajus, J. A. (2001). Seasonal variation in fitness variables in professional soccer players. *J Sports Med Phys Fitness*, 41(4), 463-469. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11687765>
- Cerrah, A. O., Gungor, E. O., Soylu, A. R., Ertan, H., Lees, A., & Bayrak, C. (2011). Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 181-190. <https://doi.org/10.3233/IES-2011-0414>
- Correia, P., Santos, P., Mil-Homens, P., Gomes, M., Dias, A., & Valamatos, M. J. (2020). Rapid hamstrings to quadriceps ratio at long muscle lengths in professional football players with previous hamstring strain injury. *Eur J Sport Sci*, 20(10), 1405-1413. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1714741>
- Cozette, M., Lepretre, P. M., Doyle, C., & Weissland, T. (2019). Isokinetic Strength Ratios: Conventional Methods, Current Limits and Perspectives. *Front Physiol*, 10, 567. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00567>
- Croisier, J. L., Forthomme, B., Namurois, M. H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J. M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med*, 30(2), 199-203. <https://doi.org/10.1177/03635465020300020901>
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J. M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med*, 36(8), 1469-1475. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
- Daneshjoo, A., Rahnema, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *J Hum Kinet*, 36, 45-53. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0005>
- Dauty, M., Menu, P., & Fouasson-Chailloux, A. (2018). Cutoffs of isokinetic strength ratio and hamstring strain prediction in professional soccer players. *Scand J Med Sci Sports*, 28(1), 276-281. <https://doi.org/10.1111/sms.12890>

- Davids, K., Lees, A., & Burwitz, L. (2000). Understanding and measuring coordination and control in kicking skills in soccer: implications for talent identification and skill acquisition. *J Sports Sci*, 18(9), 703-714. <https://doi.org/10.1080/02640410050120087>
- Davis, J. A., Brewer, J., & Atkin, D. (1992). Pre-season physiological characteristics of English first and second division soccer players. *J Sports Sci*, 10(6), 541-547. <https://doi.org/10.1080/02640419208729950>
- de Lira, C. A. B., Mascarin, N. C., Vargas, V. Z., Vancini, R. L., & Andrade, M. S. (2017). Isokinetic Knee Muscle Strength Profile in Brazilian Male Soccer, Futsal, and Beach Soccer Players: A Cross-Sectional Study. *Int J Sports Phys Ther*, 12(7), 1103-1110. <https://doi.org/10.26603/ijsp20171103>
- Del Vecchio, A., Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F., & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *J Physiol*, 597(9), 2445-2456. <https://doi.org/10.1113/JP277396>
- DeLang, M. D., Rouissi, M., Bragazzi, N. L., Chamari, K., & Salamh, P. A. (2019). Soccer Footedness and Between-Limbs Muscle Strength: Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Sports Physiol Perform*, 14(5), 551-562. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2018-0336>
- Doğramacı, N. S., & Watsford, L. M. (2006). A comparison of two different methods for time-motion analysis in team sports. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 6(1), 73-83. <https://doi.org/10.1080/24748668.2006.11868356>
- Dörge, H. C., Anderson, T. B., Sørensen, H., & Simonsen, E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *J Sports Sci*, 20(4), 293-299. <https://doi.org/10.1080/026404102753576062>
- Draganich, L. F., & Vahey, J. W. (1990). An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthop Res*, 8(1), 57-63. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080107>
- Egan, C. D., Verheul, M. H., & Savelsbergh, G. J. (2007). Effects of experience on the coordination of internally and externally timed soccer kicks. *J Mot Behav*, 39(5), 423-432. <https://doi.org/10.3200/jmbr.39.5.423-432>
- Ekstrand, J. (2013). Keeping your top players on the pitch: the key to football medicine at a professional level. In: BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine.
- Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1983). The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med*, 4(2), 124-128. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1026025>
- Ekstrand, J., Hagglund, M., & Walden, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Br J Sports Med*, 45(7), 553-558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Eustace, S. J., Page, R. M., & Greig, M. (2017). Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. *Science and Medicine in Football*, 1(3), 251-257. <https://doi.org/10.1080/24733938.2017.1371851>
- Evangelidis, P. E., Pain, M. T., & Folland, J. (2015). Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci*, 33(3), 309-319. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.942680>
- Folland, J. P., Buckthorpe, M. W., & Hannah, R. (2014). Human capacity for explosive force production: neural and contractile determinants. *Scand J Med Sci Sports*, 24(6), 894-906. <https://doi.org/10.1111/sms.12131>
- Forbes, H., Bullers, A., Lovell, A., McNaughton, L. R., Polman, R. C., & Siegler, J. C. (2009). Relative torque profiles of elite male youth footballers: effects of age and pubertal development. *Int J Sports Med*, 30(8), 592-597. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202817>
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study

- of 100 professional players. *Br J Sports Med*, 45(9), 709-714. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.077560>
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2010). Multivariate isokinetic strength asymmetries of the knee and ankle in professional soccer players. *J Sports Med Phys Fitness*, 50(4), 465-474.
- Gerodimos, V., Mandou, V., Zafeiridis, A., Ioakimidis, P., Stavropoulos, N., & Kellis, S. (2003). Isokinetic peak torque and hamstring/quadriceps ratios in young basketball players. Effects of age, velocity, and contraction mode. *J Sports Med Phys Fitness*, 43(4), 444-452. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14767404>
- Gonsalves, T. (1998). *Principles of Brazilian Soccer*. Reedswain Inc. <https://books.google.pt/books?id=9RXO5iZ6bIMC>
- Gorostiaga, E. M., Llodio, I., Ibanez, J., Granados, C., Navarro, I., Ruesta, M., Bonhabau, H., & Izquierdo, M. (2009). Differences in physical fitness among indoor and outdoor elite male soccer players [Comparative Study]. *Eur J Appl Physiol*, 106(4), 483-491. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1040-7>
- Greco, C. C., da Silva, W. L., Camarda, S. R., & Denadai, B. S. (2013). Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. *Clin Physiol Funct Imaging*, 33(1), 18-23. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2012.01160.x>
- Herzog, W., Guimaraes, A. C., Anton, M. G., & Carter-Erdman, K. A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc*, 23(11), 1289-1296. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1766346>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Zazulak, B. T. (2008). Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity [Research Support, N.I.H., Extramural Review]. *J Sci Med Sport*, 11(5), 452-459. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.009>
- Hides, J., Fan, T., Stanton, W., Stanton, P., McMahon, K., & Wilson, S. (2010). Psoas and quadratus lumborum muscle asymmetry among elite Australian Football League players. *Br J Sports Med*, 44(8), 563-567. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048751>
- Holcomb, W. R., Rubley, M. D., Lee, H. J., & Guadagnoli, M. A. (2007). Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring:quadriceps strength ratios. *J Strength Cond Res*, 21(1), 41-47. <https://doi.org/10.1519/R-18795.1>
- Howard, R. M., Conway, R., & Harrison, A. J. (2018). Muscle activity in sprinting: a review. 17(1), 1-17. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1252790>
- Hughes, G. (2014). A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Res Sports Med*, 22(2), 193-212. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881821>
- Junge, A., & Dvorak, J. (2013). Injury surveillance in the World Football Tournaments 1998-2012 [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Br J Sports Med*, 47(12), 782-788. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092205>
- Kellis, E., Katis, A., & Gissis, I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 1017-1028. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000128147.01979.31>
- Kim, D.-H., & Hong, J. (2011). Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 1-6.
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Jones, B. H., Harris, J. M., & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med*, 19(1), 76-81. <https://doi.org/10.1177/036354659101900113>
- Kraemer, W. J., & Newton, R. U. (2000). Training for muscular power. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 11(2), 341-368, vii. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10810765>

- Krist, M. R., van Beijsterveldt, A. M., Backx, F. J., & de Wit, G. A. (2013). Preventive exercises reduced injury-related costs among adult male amateur soccer players: a cluster-randomised trial. *Journal of physiotherapy, 59*(1), 15-23.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., Hewett, T. E., & Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med, 35*(3), 359-367. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>
- Kubo, T., Muramatsu, M., Hoshikawa, Y., & Kanehisa, H. (2010). Profiles of trunk and thigh muscularity in youth and professional soccer players. *J Strength Cond Res, 24*(6), 1472-1479. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d32eb1>
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol, 4*, 863. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lauersen, J. B., Andersen, T. E., & Andersen, L. B. (2018). Strength training as superior, dose-dependent and safe prevention of acute and overuse sports injuries: a systematic review, qualitative analysis and meta-analysis. *Br J Sports Med, 52*(24), 1557-1563. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099078>
- Lees, A., Asai, T., Andersen, T. B., Nunome, H., & Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: a review. *J Sports Sci, 28*(8), 805-817. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.481305>
- Liporaci, R. F., Saad, M., Grossi, D. B., & Riberto, M. (2019). Clinical Features and isokinetic Parameters in Assessing Injury Risk in elite Football Players. *Int J Sports Med, 40*(14), 903-908. <https://doi.org/10.1055/a-1014-2911>
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol, 116*(6), 1091-1116. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., & Garrett, W., Jr. (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*(7), 1003-1010. <https://doi.org/10.1177/0363546504272261>
- Martinez-Riaza, L., Herrero-Gonzalez, H., López-Alcorocho, J. M., Guillén-García, P., & Fernández-Jaén, T. F. (2017). Epidemiology of injuries in the Spanish national futsal male team: a five-season retrospective study. *BMJ Open Sport — Exercise Medicine, 2*.
- Masuda, K., Kikuhara, N., Takahashi, H., & Yamanaka, K. (2003). The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *J Sports Sci, 21*(10), 851-858. <https://doi.org/10.1080/0264041031000102042>
- Milanović, Z., Sporiš, G., Trajković, N., Fiorentini, F., Jerković, M., & Valentin, B. (2011). Differences in agility performance between futsal and soccer players. *Sport science, 4*, 55-59.
- Minozzo, F., Lopez, P., Machado, C. L. F., Wilhelm, E. N., Grazioli, R., & Pinto, R. S. (2018). Alternative assessment of knee joint muscle balance of soccer players through total work-based hamstring: quadriceps ratios. *Eur J Sport Sci, 18*(10), 1398-1404. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1495271>
- Moffroid, M., Whipple, R., Hofkosh, J., Lowman, E., & Thistle, H. (1969). A study of isokinetic exercise. *Phys Ther, 49*(7), 735-747. <https://doi.org/10.1093/ptj/49.7.735>
- Mont, M. A., Cohen, D. B., Campbell, K. R., Gravare, K., & Mathur, S. K. (1994). Isokinetic concentric versus eccentric training of shoulder rotators with functional evaluation of performance enhancement in elite tennis players. *Am J Sports Med, 22*(4), 513-517. <https://doi.org/10.1177/036354659402200413>

- Naser, N., Ali, A., & Macadam, P. (2017). Physical and physiological demands of futsal. *J Exerc Sci Fit*, 15(2), 76-80. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2017.09.001>
- Nedergaard, N. J., Kersting, U., & Lake, M. (2014). Using accelerometry to quantify deceleration during a high-intensity soccer turning manoeuvre. *J Sports Sci*, 32(20), 1897-1905. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.965190>
- Nielsen, A. B., & Yde, J. (1989). Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *Am J Sports Med*, 17(6), 803-807. <https://doi.org/10.1177/036354658901700614>
- Oliveira, A. S. C., Barbieri, F. A., & Gonçalves, M. (2013). Flexibility, torque and kick performance in soccer: Effect of dominance. *Science & Sports*, 28(3), e67-e70. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.scispo.2013.01.004>
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med*, 42(3), 209-226. <https://doi.org/10.2165/11594800-000000000-00000>
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Dear, N. M., & Shield, A. J. (2013). Rate of torque and electromyographic development during anticipated eccentric contraction is lower in previously strained hamstrings. *Am J Sports Med*, 41(1), 116-125. <https://doi.org/10.1177/0363546512462809>
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., & Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am J Sports Med*, 25(1), 81-85. <https://doi.org/10.1177/036354659702500116>
- Östenberg, A. H., & Roos, H. P. (2000). Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scand J Med Sci Sports*, 10.
- Palucci Vieira, L. H., Cunha, S. A., Santiago, P. R., Dos Santos, P. C., Cardenas, G. C., Barbieri, R. A., Baptista, A. M., & Barbieri, F. A. (2019). Dominant/non-dominant support limb kinematics and approach run parameters in futsal kicking of stationary and rolling ball. *J Sports Med Phys Fitness*, 59(11), 1852-1860. <https://doi.org/10.23736/s0022-4707.19.09654-3>
- Pereira Santiago, P. R., Palucci Vieira, L. H., Barbieri, F. A., Moura, F. A., Exel Santana, J., de Andrade, V. L., de Souza Bedo, B. L., & Cunha, S. A. (2016). Comparison of the Kinematic Patterns of Kick Between Brazilian and Japanese Young Soccer Players. *Asian J Sports Med*, 7(2), e33645. <https://doi.org/10.5812/asjms.33645>
- Rabello, R., Bertozzi, F., Galli, M., Zago, M., & Sforza, C. (2022). Lower limbs muscle activation during instep kick in soccer: effects of dominance and ball condition. *Science and Medicine in Football*, 6(1), 40-48. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1884283>
- Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2005). Comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11-14), 1568-1575. <https://doi.org/10.1080/00140130500101585>
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Sports Sci*, 21(11), 933-942. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140428>
- Rodriguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2018). Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clin Physiol Funct Imaging*, 38(5), 743-762. <https://doi.org/10.1111/cpf.12495>
- Sapega, A. A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice [Review]. *J Bone Joint Surg Am*, 72(10), 1562-1574. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2254369>
- Schmikli, S. L., Backx, F. J., Kemler, H. J., & van Mechelen, W. (2009). National survey on sports injuries in the Netherlands: target populations for sports injury prevention programs [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Clin J Sport Med*, 19(2), 101-106. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31819b9ca3>
- Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C., & Stoneman, P. D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength

- assessment. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25(3), 203-207. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.203>
- Sharir, R., Rafeeuddin, R., Staes, F., Dingenen, B., George, K., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2016). Mapping current research trends on anterior cruciate ligament injury risk against the existing evidence: In vivo biomechanical risk factors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 37, 34-43. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.05.017>
- Sheppard, J. M., & Young, W. B. (2006). Agility literature review: classifications, training and testing. *J Sports Sci*, 24(9), 919-932. <https://doi.org/10.1080/02640410500457109>
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport*, 13(1), 120-125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Stewart, S., Stanton, W., Wilson, S., & Hides, J. (2010). Consistency in size and asymmetry of the psoas major muscle among elite footballers. *Br J Sports Med*, 44(16), 1173-1177. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.058909>
- Stolen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisloff, U. (2005). Physiology of soccer: an update [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Sports Med*, 35(6), 501-536. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535060-00004>
- Sugiura, Y., Saito, T., Sakuraba, K., Sakuma, K., & Suzuki, E. (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), 457-464. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2575>
- Tam, N., Santos-Concejero, J., Coetzee, D. R., Noakes, T. D., & Tucker, R. (2017). Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. *J Sports Sci*, 35(2), 175-181. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1159717>
- Taylor, J. B., Wright, A. A., Dischiavi, S. L., Townsend, M. A., & Marmon, A. R. (2017). Activity Demands During Multi-Directional Team Sports: A Systematic Review. *Sports Med*, 47(12), 2533-2551. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0772-5>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M., Swanson, S. C., Li, L., Young, M., & Heiderscheit, B. C. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 37(1), 108-114. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000150078.79120.c8>
- Thorstensson, A., Grimby, G., & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 40(1), 12-16. <https://doi.org/10.1152/jappl.1976.40.1.12>
- Tredinnick, T. J., & Duncan, P. W. (1988). Reliability of measurements of concentric and eccentric isokinetic loading. *Phys Ther*, 68(5), 656-659. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.5.656>
- Vaeyens, R., Lenoir, M., Williams, A. M., & Philippaerts, R. M. (2007). Mechanisms underpinning successful decision making in skilled youth soccer players: an analysis of visual search behaviors. *J Mot Behav*, 39(5), 395-408. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.5.395-408>
- Valamatos, M. J., Mil-Homens, P., & Pinto, R. S. (2017). Avaliação Isocinética da Força. In E. FMH (Ed.), *Treino da Força: Avaliação, Planeamento e Aplicações* (Vol. II, pp. 37-62).
- van Dyk, N., Bahr, R., Whiteley, R., Tol, J. L., Kumar, B. D., Hamilton, B., Farooq, A., & Witvrouw, E. (2016). Hamstring and Quadriceps Isokinetic Strength Deficits Are Weak Risk Factors for Hamstring Strain Injuries: A 4-Year Cohort Study. *Am J Sports Med*, 44(7), 1789-1795. <https://doi.org/10.1177/0363546516632526>
- Wisloff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med*, 38(3), 285-288. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002071>
- Wisloff, U., Helgerud, J., & Hoff, J. (1998). Strength and endurance of elite soccer players. *Med Sci Sports Exerc*, 30(3), 462-467. <https://doi.org/10.1097/00005768-199803000-00019>

- Worrell, T. W. (1994). Factors associated with hamstring injuries. An approach to treatment and preventative measures. *Sports Med*, 17(5), 338-345. <https://doi.org/10.2165/00007256-199417050-00006>
- Yeung, S. S., Suen, A. M., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med*, 43(8), 589-594. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.056283>
- Zakas, A. (2006). Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *J Sports Med Phys Fitness*, 46(1), 28-35.
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Ellingsgaard, H., & Aagaard, P. (2011). Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Strength Cond Res*, 25(7), 1989-1993. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e501a6>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjaer, T., Suetta, C., Mortensen, P., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), 833-840. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Dossing, S., Alkjaer, T., Magnusson, S. P., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2008). The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clin J Sport Med*, 18(4), 329-337. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31817f3e35>