

Joana Raquel Ferreira Santos Azevedo

**EFEITO DA SOBRECARGA MUSCULAR AGUDA E CRÓNICA
NO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR DO JOELHO**

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, julho de 2018

Joana Raquel Ferreira Santos Azevedo

**EFEITO DA SOBRECARGA MUSCULAR AGUDA E CRÓNICA
NO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR DO JOELHO**

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, julho de 2018

Joana Raquel Ferreira Santos Azevedo

**EFEITO DA SOBRECARGA MUSCULAR AGUDA E CRÓNICA
NO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR DO JOELHO**

Declaração do autor

Declaro que o trabalho apresentado foi levado a cabo de acordo com o regulamento da Universidade Fernando Pessoa - Faculdade de Ciências da Saúde – Porto. O trabalho é original, exceto onde indicado por referência especial no texto. Quaisquer visões expressas são as do autor e não representam de modo algum as visões da Universidade Fernando Pessoa - Faculdade de Ciências da Saúde – Porto. Este trabalho, no todo ou em parte, não foi apresentado para avaliação noutras instituições de ensino superior portuguesas ou estrangeiras.

Dissertação apresentada à Universidade Fernando
Pessoa, orientada pelo Mestre Adérito Seixas e
coorientada pela Mestre Sandra Rodrigues, como
parte dos requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Fisioterapia Desportiva.

Assinatura: _____

Data: ___/___/_____

Resumo

Introdução: O Senso de Posição Articular (SPA) dita a capacidade de compreender e reproduzir um ângulo articular, e é assegurado por mecanorreceptores cutâneos, articulares e musculares. Apesar de existir evidência de que a fadiga muscular aumenta o limiar de descarga do fuso neuromuscular, o efeito da fadiga no SPA do joelho ainda não é consensual. O objetivo desta investigação foi determinar o efeito da sobrecarga muscular aguda e crónica na acuidade propriocetiva do joelho, especificamente no SPA.

Metodologia: Participaram no estudo 60 indivíduos, 29 jogadores de futebol (JF) e 31 não-praticantes de desporto (NP). O SPA do joelho do membro dominante (MD) e não-dominante (MND) foi avaliado em cadeia cinética aberta e através de reposicionamento ativo, com centrais inerciais e uma câmara de vídeo. Os efeitos agudos da fadiga sobre o SPA do joelho foram analisados em ambos os grupos antes e imediatamente após uma tarefa repetida de levantar/sentar, para as amplitudes de 20° e 45° de flexão. A sobrecarga muscular crónica foi estimada nos JF analisando a variação do SPA do joelho ao longo da época, para as amplitudes de 20° e 45° (teste de extensão), e 45° e 100° (teste de flexão).

Principais Resultados: O protocolo de fadiga afetou apenas o SPA do joelho dos NP no reposicionamento dos 45° do MD ($p=0.034$). A acuidade propriocetiva de JF é superior à de NP ($p<0.001$), com os JF a sobrestimar e os NP a subestimar as amplitudes-alvo. Em JF, não se verificaram diferenças entre MD e MND ($p>0.005$). Pelo contrário, em NP, na avaliação em repouso o MD apresentou uma acuidade significativamente superior, tanto na amplitude de 20° ($p=0.046$) como na de 45° ($p=0.036$), mas inferior após o protocolo de fadiga aos 45° ($p=0.050$). Nos NP não se registaram diferenças no SPA do joelho inerentes ao género. No entanto, em JF, após a fadiga, o SPA das JF femininas foi significativamente inferior ao dos JF masculinos, tanto no reposicionamento dos 20° ($p=0.041$) como dos 45° ($p=0.046$) do MD. O SPA do joelho de JF não variou ao longo da época ($p>0.005$). No teste de extensão, uma acuidade propriocetiva significativamente inferior foi observada na amplitude de 45°, apenas no MND ($p=0.012$). No teste de flexão, a acuidade propriocetiva foi significativamente inferior aos 45° em relação aos 100°, tanto no MD ($p=0.004$) como no MND ($p=0.001$).

Conclusões: A fadiga não tem efeitos agudos no SPA do joelho de JF, mas diminui o de NP. A acuidade propriocetiva de JF é superior à de NP. Os JF e NP falham as amplitudes-alvo por sobrestimação e subestimação, respetivamente. Em JF, a dominância não influencia a acuidade propriocetiva do joelho, mas em NP, o membro dominante apresenta uma acuidade superior em repouso, mas inferior em fadiga. Em repouso, não existem diferenças no SPA do joelho inerentes ao género, no entanto, quando se encontra em fadiga, o membro dominante de JF femininas apresenta uma acuidade inferior à de JF masculinos. A sobrecarga muscular crónica não faz variar o SPA do joelho de JF ao longo de uma época. A acuidade propriocetiva é inferior nas amplitudes intermédias da amplitude de movimento do joelho.

Palavras-Chave: Senso De Posição Articular; Joelho; Proprioceção; Fadiga; Futebol.

Abstract

Introduction: Joint Position Sense (JPS) dictates the ability to understand and reproduce a joint angle, and it is provided by skin, muscle and joint mechanoreceptors. Although there is evidence that muscle fatigue increases the discharge threshold of the neuromuscular spindle, the effect of muscle fatigue on the knee JPS is still not consensual. The aim of this investigation was to determine the effect of acute and chronic muscle overload on knee proprioceptive acuity, and specifically in the JPS.

Methodology: The sample consisted of 60 subjects, 29 soccer players (SP) and 31 individuals who didn't practice any sports (NP). Knee JPS of the dominant (DL) and non-dominant limb (NDL) was evaluated through an open kinetic chain and active repositioning method, using a central inertial system and a video camera. Acute effects of fatigue on knee JPS were analysed in both groups before and immediately after a repetitive sit to stand task, to the ranges of 20° and 45° of knee flexion. Chronic muscle overload was estimated in the SP by analysing their knee JPS variation during one season, for the ranges of 20° and 45° (knee extension test), and 45° and 100° (knee flexion test).

Main Results: Fatigue protocol only affected the knee JPS of the NP in the 45° repositioning of the DL ($p=0.034$). Proprioceptive acuity is higher in the SP than in the NP ($p<0.001$), with the SP overestimating and the NP underestimating the target angles. In SP, there are no differences between DL and NDL ($p<0.005$). On the contrary, in NP, at rest, the DL showed a significantly higher proprioceptive acuity, both in the 20° ($p=0.046$) as in the 45° range ($p=0.036$), although it was lower after the fatigue protocol at 45° range ($p=0.050$). In the NP, there were no gender differences in knee JPS. However, in the SP, after fatigue, JPS of the female players was significantly lower than male players, both in the 20° repositioning ($p=0.041$) as in the 45° range ($p=0.046$) of the DL. JPS of the SP didn't vary throughout the season ($p>0.005$). In the knee extension test, a significantly lower proprioceptive acuity was observed in the 45° range, only in the NDL ($p=0.012$). In the knee flexion test, proprioceptive acuity was significantly lower at 45° than at 100°, both in the DL ($p=0.004$) as in the NDL ($p=0.001$).

Conclusions: Fatigue doesn't have acute effects on knee JPS in SP but decreases JPS in NP. Proprioceptive acuity is higher in SP than in NP. SP and NP fail the target ranges by over and underestimation, respectively. In SP, dominance doesn't influence knee proprioceptive acuity, but in NP, the DL shows a higher acuity at rest, but lower in a fatigue state. At rest, there are no differences in knee JPS related to gender, although when in a fatigue state, the DL of the female players exhibits a lower acuity when compared to the male players. Chronic muscle overload doesn't cause a variation of the knee JPS in SP throughout one season. Proprioceptive acuity is lower in the intermediate ranges of the knee range of motion.

Key-Words: Joint Position Sense; Knee; Proprioception; Fatigue; Soccer

Agradecimentos

Às minhas mães, a quem devo tudo isto, pelo amor, por sempre me terem ensinado a lutar pelos meus objetivos, a nunca desistir nem baixar os braços, e a trabalhar para ser sempre ainda melhor do que posso ser. Esta vitória também é vossa!

Aos meus professores, um muito obrigada por partilharem o vosso conhecimento e por nos terem fornecido todas as bases para sermos fisioterapeutas completos.

Ao meu orientador e coorientadora, embora deva um agradecimento especial ao meu orientador, por ter sido sempre incansável comigo, pelo tempo despendido, e muitas vezes pelo apoio quando algo me desmotivava. É sempre um gosto enorme trabalhar consigo, e espero sinceramente que não fiquemos por aqui!

À UFP, por durante seis anos ter sido a minha segunda casa, me ter disponibilizado todas as ferramentas para ter a melhor formação possível, e por tão bem me ter acolhido desde o primeiro dia.

Aos participantes deste estudo, meus colegas e companheiros de curso, ao Gondomar Sport Clube, e ao Departamento de Futebol Feminino do Boavista Futebol Clube, sem os quais ele não seria possível.

Este é apenas mais um degrau na minha carreira profissional, pois certamente me continuarei a desafiar todos os dias. Um muito obrigada a todos que a tornaram possível!

"Para ser grande, sê inteiro.

Nada teu exagera ou exclui.

Sê todo em cada coisa.

Põe quanto és no mínimo que fazes.

Assim em cada lago a lua toda brilha, porque alta vive"

Ricardo Reis, *in "Odes"* Heterónimo de Fernando Pessoa

Índice geral

Índice de figuras	XI
Índice de tabelas	XIII
Lista de Abreviaturas.....	XV
I. INTRODUÇÃO	1
II. DESENVOLVIMENTO	7
2.1. Revisão da literatura sobre proprioção e conceitos associados.....	7
2.1.1. Proprioção, fontes de input proprioceptivo, e respectivas submodalidades .	10
2.2.2. SPA do joelho.....	14
2.2. Revisão da literatura sobre a influência da fadiga muscular, da dominância e do gênero sobre a proprioção do joelho	15
2.2.1. Efeito da fadiga muscular na proprioção do joelho	15
2.2.2. Influência da dominância na acuidade proprioceptiva do joelho	20
2.2.3. Influência do gênero na acuidade proprioceptiva do joelho.....	22
2.3. Revisão da literatura sobre formas de avaliação do SPA do joelho	23
2.3.1. Testes ativos/passivos.....	23
2.3.2. Posições de teste	24
2.3.3. Testes em cadeia cinética aberta e fechada	27
2.3.4. Instrumentos de avaliação	28
III. OBJETIVOS, HIPÓTESES E VARIÁVEIS.....	34
3.1. Objetivo Geral	34
3.2. Objetivos Específicos	34
3.3. Hipóteses	34
3.4. Variáveis.....	35
IV. METODOLOGIA	36
4.1. Critérios de seleção.....	36

4.2. Descrição e caracterização da amostra	36
4.3. Descrição dos instrumentos	37
4.4. Procedimentos éticos	38
4.5. Procedimentos metodológicos	38
4.6. Procedimentos estatísticos	42
V. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	44
5.1. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do SPA do joelho	45
5.2. Efeitos agudos da fadiga muscular no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	48
5.3. Comparação da acuidade proprioceptiva de jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto	50
5.4. Comparação da acuidade proprioceptiva entre membro dominante e não-dominante	52
5.5. Comparação da acuidade proprioceptiva entre género	54
5.6. Variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época	57
5.7. Comparação dos erros de reposicionamento entre os jogadores que sofreram e os que não sofreram lesões	59
5.8. Comparação entre amplitudes de teste	62
VI. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	64
6.1. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do SPA do joelho	64
6.2. Efeitos agudos da fadiga muscular no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	65
6.3. Comparação da acuidade proprioceptiva de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	69
6.4. Comparação da acuidade proprioceptiva do membro dominante e não-dominante	72
6.5. Comparação entre género	74
6.6. Variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época	76

6.7. Comparação dos erros de reposicionamento entre jogadores que sofreram e que não sofreram lesões	78
6.8. Comparação entre amplitudes de teste	80
VII. CONCLUSÕES	82
VIII. BIBLIOGRAFIA	84
IX. ANEXOS.....	XCVI
Anexo I – Formulário de Consentimento Informado	XCVI
Anexo II – Questionário de Caracterização da Amostra	XCVII
Anexo III – Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ).....	XCVIII
Anexo IV – Escala de Borg	C
Anexo IV – Avaliação da Preferência Podal	CI

Índice de figuras

Figura 1: Representação do Fuso Neuromuscular	11
Figura 2: Representação do Órgão Tendinoso de Golgi	12
Figura 3: Exemplos de avaliação do SPA do joelho na posição de sentado (A) e em decúbito ventral (B).....	24
Figura 4: Teste em posição de sentado, de concêntrico para isometria (A e B), e de excêntrico para isometria (C e D).....	26
Figura 5: Teste em posição de decúbito ventral, de concêntrico para isometria (A e B), e de excêntrico para isometria (C e D).....	26
Figura 6: Avaliação do SPA do joelho na posição de pé	26

Índice de Gráficos

- Gráfico 1 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 20° do teste de extensão 46
- Gráfico 2 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 45° do teste de extensão 47
- Gráfico 3 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 45° do teste de flexão ... 47
- Gráfico 4 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 100° do teste de flexão . 48

Índice de tabelas

Tabela 1: Características gerais dos não-praticantes de desporto (idade, peso, altura, IMC, Membro Dominante e Nível de Atividade Física).....	44
Tabela 2: Características gerais dos jogadores de futebol (idade, peso, altura, IMC e Membro Dominante)	44
Tabela 3: Comparação entre grupos em relação à idade, peso, altura, IMC, duração do protocolo de fadiga e esforço percebido.....	45
Tabela 4: Análise da concordância entre os dois instrumentos de avaliação do SPA....	45
Tabela 5: Comparação dos EAA (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	48
Tabela 6: Comparação dos EAR (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	49
Tabela 7: Comparação dos EAV (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto	49
Tabela 8: Comparação dos EAA (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	50
Tabela 9: Comparação dos EAR (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	51
Tabela 10: Comparação dos EAV (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	51
Tabela 11: Comparação dos EAA (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga.....	52
Tabela 12: Comparação dos EAR (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga.....	53
Tabela 13: Comparação dos EAV (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga.....	54
Tabela 14: Comparação dos EAA (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga	54
Tabela 15: Comparação dos EAR (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga	55
Tabela 16: Comparação dos EAV (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga	55

Tabela 17: Comparação dos EAA (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	56
Tabela 18: Comparação dos EAR (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	56
Tabela 19: Comparação dos EAV (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga.....	57
Tabela 20: Variação dos EAA (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época	58
Tabela 21: Variação dos EAR (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época	58
Tabela 22: Variação dos EAV (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época	58
Tabela 23: Comparação dos EAA (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época.....	60
Tabela 24: Comparação dos EAR (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época.....	60
Tabela 25: Comparação dos EAV (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época.....	61
Tabela 26: Comparação dos EAA (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas.....	62
Tabela 27: Comparação dos EAR (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas.....	62
Tabela 28: Comparação dos EAV (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas.....	63

Lista de Abreviaturas

ADM – Amplitude de Movimento

AIQ – Amplitude Interquartil

CVM – Contração Voluntária Máxima

Dp – Desvio-padrão

EAA – Erros Angulares Absolutos

EAR – Erros Angulares Relativos

EAV – Erros Angulares Variáveis

FC – Frequência Cardíaca

FNM – Fuso Neuromuscular

Hz – Hertz

ICC – Coeficiente de Correlação Intraclasse

IMC – Índice de Massa Corporal

LC – Limites de Concordância

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

LCP – Ligamento Cruzado Posterior

MD – Membro Dominante

Me - Mediana

MND – Membro Não-Dominante

n – Número de indivíduos

OTG – Órgãos Tendinosos de Golgi

p – Nível de significância

r – Coeficiente de Pearson

SEM – Erro Padrão da Medida

SNC – Sistema Nervoso Central

SPA – Senso de Posição Articular

STM – Sensação de Tensão Muscular

γ - Gama

I. INTRODUÇÃO

O termo Propriocepção foi inicialmente introduzido por Charles Sherrington, em 1906, como a percepção do movimento articular e corporal, assim como da posição do corpo, ou dos segmentos corporais, no espaço (Sherrington, 1920). De uma forma geral, na propriocepção podem distinguir-se três subcomponentes: o Senso de Posição Articular (SPA), que dita a capacidade de um indivíduo compreender um determinado ângulo articular, e de o reproduzir ativa ou passivamente, sem o auxílio da visão (Rozzi, Yuktanandana, Pincivero e Lephart, 2000); a Sensação de Movimento Articular (ou Cinestesia), determinada pela capacidade de detetar movimento passivo lento (Myers e Lephart, 2000; Riemann, Myers e Lephart, 2002); e a Sensação de Tensão Muscular (STM), que se refere a uma sensação de resistência ou de peso (Riemann, Myers e Lephart, 2002; Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016).

O *input* proprioceptivo provem dos mecanorreceptores, que são terminações nervosas especializadas presentes nas articulações, cápsulas, ligamentos, músculos, tendões e na própria pele (Grigg, 1994). Podem distinguir-se três tipos de mecanorreceptores: os cutâneos (Corpúsculos de Meissner e de Paccini, Células de Merkel e Terminações de Ruffini) que têm uma contribuição mínima na acuidade proprioceptiva; os articulares (terminações de Ruffini, terminações de Golgi, terminações de Paccini, e terminações livres); e os musculares (Fusos Musculares e Órgãos Tendinosos de Golgi), que são os que conferem um maior *input* proprioceptivo para o Sistema Nervoso Central (SNC), quando comparados com os restantes (Gandevia e Burke, 1992; Lephart, Pincivero e Rozzi, 1998; Craig e Rollman, 1999; Mohammadi e Roozdar, 2010).

Os recetores musculares responsáveis pela mediação do SPA no joelho estão, segundo Olsson et al. (2004), mais ativos entre os 40° e os 60° de flexão (amplitudes intermédias), enquanto que os recetores articulares estão mais ativos perto do limite das amplitudes de movimento (amplitudes extremas).

A fadiga muscular, que é um dos temas principais em foco nesta investigação, pode ser definida como a diminuição da capacidade de um músculo gerar força e potência em consequência de um exercício físico intenso, resultando num aumento do desconforto e do esforço percebido durante o exercício, devido a fatores periféricos e/ou centrais (Gandevia, 2001).

O efeito agudo da fadiga/sobrecarga muscular, isto é, os seus efeitos imediatos sobre a propriocepção do joelho, não é consensual. A maior parte dos estudos publicados são conduzidos em atletas, e reportam que nesta articulação a fadiga tem um impacto negativo na acuidade proprioceptiva, tendo esta associação já sido comprovada por Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015) em futebolistas, e por Ribeiro, Santos, Gonçalves e Oliveira (2008) em voleibolistas. Por outro lado, em indivíduos não-praticantes de desporto e sem patologia associada, esta temática é pouco investigada. Sabe-se hoje, que a fadiga periférica, por ocorrer no interior do músculo, conduz a alterações metabólicas do mesmo que afetam a função do fuso neuromuscular, aumentando o seu limiar de descarga, sendo que estas alterações da função muscular afetam a capacidade de perceber e reproduzir uma determinada posição-alvo, perturbando assim o *input* proprioceptivo proveniente dos recetores periféricos musculares (Gribble e Hertel, 2004; Ribeiro e Oliveira, 2008; Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira, 2011; Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016). No entanto, noutras investigações como as de Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014) e de Allison, Sell, Benjaminse e Lephart (2016), os resultados não permitiram concluir que a fadiga muscular afetasse, respetivamente, o SPA e a STM do joelho.

O futebol estará também em foco nesta investigação, uma vez que se trata da modalidade mais popular do mundo, estimando-se que cerca de 200 mil atletas profissionais e 240 milhões de atletas amadores a pratiquem, abrangendo várias faixas etárias e ambos os géneros. Por ter tantos praticantes, é um desporto que acarreta uma elevada prevalência de lesões, sendo a coxa e o joelho os locais mais frequentemente afetados (Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013), e as lesões musculares e tendinosas, o tipo de lesão mais comum (Fuller, Dick, Corlette e Schmalz, 2007; Häggglund e Waldén, 2012). Diferentes estudos epidemiológicos no futebol demonstram ainda que as lesões músculo-esqueléticas tendem a ocorrer sobretudo nos últimos 15 minutos de jogo, e nas últimas fases das competições (Ekstrand, Häggglund e Waldén, 2011; Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013; Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016). Uma das teorias que poderá explicar esta evidência é em parte devido à instalação da fadiga muscular e ao impacto que esta tem nos mecanorreceptores musculares, afetando o sistema sensoriomotor e a respetiva integração do *input* proprioceptivo necessário para a manutenção de uma correta estabilidade funcional da articulação (Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016). No entanto, até à data desconhecem-se estudos que realizem a avaliação da propriocepção do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma

época, ou seja, que avaliem os possíveis efeitos da fadiga/sobrecarga muscular crónica, e que tenham como objetivo perceber se as lesões originadas ao longo da mesma se poderão relacionar com défices proprioceptivos em consequência da instalação da fadiga muscular.

A literatura é igualmente escassa no que diz respeito a estudos que comparem a acuidade proprioceptiva entre desportistas e indivíduos que não praticam desporto, sendo que além disso, os resultados variam de modalidade para modalidade. Por exemplo, Venâncio, Lopes, Lourenço e Ribeiro (2016) fazem esta comparação com jogadores de hóquei, concluindo que estes atletas têm uma acuidade proprioceptiva da articulação do joelho superior quando comparados com indivíduos não-desportistas. No entanto, um estudo comparativo entre jogadores de futebol e indivíduos sedentários não registou diferenças nos erros de reposicionamento do joelho entre os dois grupos (Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci, 2016).

A influência da dominância na acuidade proprioceptiva do membro inferior também não está ainda totalmente esclarecida. A maioria dos estudos é conduzida em indivíduos com lesão músculo-esquelética, pelo que não se chega a concluir se os resultados encontrados se devem de facto a diferenças na acuidade proprioceptiva entre membro dominante e não-dominante, ou se as alterações derivam da lesão propriamente dita (De Vecchi, De Oliveira, Miyamoto e Cabral, 2013). Em diferentes modalidades, a execução de determinados gestos técnicos pode contribuir para que um dos membros seja preferencialmente mais utilizado, podendo originar diferenças na acuidade proprioceptiva, sendo importante reconhecer potenciais diferenças relativas a modalidades específicas. Por exemplo, em jogadores de futebol sem lesão, não existe evidência de que a acuidade proprioceptiva do joelho do membro inferior dominante e do membro não-dominante seja diferente (Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci, 2016; Clark e Rolleston, 2017). Em indivíduos que não praticam desporto, estudos reportam igualmente que o SPA do joelho não é influenciado pela dominância (De Vecchi, De Oliveira, Miyamoto e Cabral, 2013; Nitsure e Prabhu, 2015). No entanto, o número de estudos sobre esta temática é ainda reduzido e mais estudos deverão explorar a eventual influência da assimetria funcional na capacidade de utilização de feedback proprioceptivo.

A influência do género na acuidade proprioceptiva é um tópico pouco explorado na literatura. Apesar de no estudo de Fouladi et al. (2012) se ter verificado que o SPA do joelho de atletas femininas se altera ao longo do ciclo menstrual, os estudos publicados até à atualidade reportam que, no caso de jogadores de futebol, a propriocepção no género

feminino e no género masculino não é significativamente diferente (Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci, 2016).

Diferentes instrumentos têm sido ainda utilizados para estimar o SPA do joelho, nomeadamente: goniómetros (Ali, Farzaneh e Homayoon, 2013); dinamómetros isocinéticos (Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira, 2011); eletrogoniómetros (Ju, Wang e Cheng, 2010); e câmaras de vídeo (Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015). Apesar de estudos como o de Favre, Jolles, Aissaoui e Aminian (2008) reportarem concordâncias excelentes entre os ângulos articulares registados através de um sistema magnético de captura de movimento e de um sistema de centrais inerciais, sobretudo nos movimentos de flexão/extensão do joelho durante a marcha, não existem ainda estudos que validem as centrais inerciais como um instrumento válido para a avaliação do SPA do joelho, sendo por isso, necessária a condução de investigações com esta finalidade.

Neste sentido, o objetivo principal deste estudo foi determinar o efeito da sobrecarga muscular aguda e crónica no SPA do joelho. O efeito da sobrecarga muscular aguda no SPA do joelho foi testado em jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes antes e imediatamente após um protocolo de fadiga funcional do quadríceps, e o efeito da sobrecarga muscular crónica foi avaliado através da análise da variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época. Como objetivos secundários, foi feita a análise da concordância entre dois instrumentos de avaliação distintos do SPA do joelho (centrais inerciais e um sistema de câmara de vídeo); foi efetuada a comparação do SPA do joelho entre jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto; e ainda a comparação da acuidade propriocetiva entre membro dominante e não-dominante, entre género feminino e masculino e entre amplitudes intermédias e extremas.

Estrutura do Trabalho

Tendo como base a problemática definida, este trabalho encontra-se dividido em nove capítulos.

Capítulo I – INTRODUÇÃO

A falta de consenso no que diz respeito ao efeito agudo e crônico da fadiga muscular no SPA do joelho despertou o interesse na investigação. Neste capítulo enquadra-se a pertinência do estudo, os objetivos principais e secundários e a estrutura do trabalho.

Capítulo II – DESENVOLVIMENTO

No desenvolvimento é apresentada uma revisão da literatura, descrevendo o conhecimento atual sobre os temas que envolvem esta investigação. A revisão divide-se em três temas: 1) proprioção e conceitos associados; 2) influência da fadiga muscular, da dominância e do género sobre a proprioção do joelho; e 3) formas de avaliação do SPA do joelho.

Capítulo III – OBJETIVOS, HIPÓTESES E VARIÁVEIS

Neste capítulo delineamos os objetivos principais e secundários, as hipóteses formuladas e as variáveis do estudo.

Capítulo IV – METODOLOGIA

Neste capítulo é caracterizada a amostra, os critérios de seleção, os instrumentos utilizados para as avaliações, os procedimentos éticos, metodológicos, e também os procedimentos estatísticos para análise dos dados.

Capítulo V – APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos referentes à recolha de dados, sendo analisados em função dos grupos em estudo. Os resultados são apresentados através de tabelas para facilitar a sua compreensão.

Capítulo VI – DISCUSSÃO DE RESULTADOS

Neste capítulo são analisados e interpretados os resultados obtidos, confirmando ou refutando as hipóteses delineadas anteriormente. Estes resultados são relacionados com outros estudos científicos, promovendo uma discussão metodológica quanto aos diversos componentes a ter em conta no estudo.

Capítulo VII – CONCLUSÕES

Neste capítulo são apresentadas as conclusões apreendidas após a apresentação de resultados e da sua discussão.

Capítulo VIII – BIBLIOGRAFIA

É apresentada a bibliografia utilizada e que serviu de suporte para a fundamentação teórica, a definição de objetivos e hipóteses e para a discussão dos resultados obtidos no estudo.

Capítulo IX - ANEXOS

São apresentados os questionários utilizados neste estudo, cuja utilização foi devidamente identificada e numerada ao longo do trabalho.

II. DESENVOLVIMENTO

2.1. Revisão da literatura sobre proprioção e conceitos associados

O processo dinâmico no qual um organismo mantém e controla o seu ambiente interno apesar das perturbações externas é denominado de homeostasia. A manutenção da homeostasia é de extrema importância, dependendo dela um grande número de funções fisiológicas no organismo, uma vez que dentro do corpo, as células, os tecidos e os órgãos operam somente dentro de intervalos estreitos de condições ambientais. O corpo é constituído por vários sistemas (grupos organizados de estruturas relacionadas que desempenham determinadas ações comuns) que operam automaticamente e subconscientemente para manter a homeostasia do corpo (Guyton, 1992). Estes sistemas estão organizados hierarquicamente desde o nível celular, e contribuem para a homeostasia corporal em domínios particulares. Em indivíduos saudáveis, a homeostasia é usualmente mantida por dois sistemas de controlo distintos, o de *feedback* e o de *feedforward*. O sistema de controlo por *feedback* é responsável pela formação de uma resposta interna de correção consequente a uma perturbação externa do sistema, após a deteção de um estímulo sensorial. Pelo contrário, o controlo por *feedforward* pressupõe ações antecipatórias que ocorrem antes da deteção sensorial de uma perturbação homeostática. Às ações realizadas para restaurar a homeostasia é atribuído o termo de “mecanismos”, isto é, quando ocorre, por exemplo, uma perturbação articular, a resposta originada em consequência dessa perturbação é um mecanismo que o corpo utiliza para manter ou restaurar a estabilidade articular (Ghez, 1991; Guyton, 1992). Para haver um correto funcionamento destes dois sistemas de controlo, a informação para eles necessária provém do *input* de três sistemas sensoriais distintos: o visual, o vestibular e o somatossensorial (Ghez, 1991).

Dentro dos sistemas sensoriais, o sistema visual é considerado o mais complexo, o que se deve ao facto do seu funcionamento envolver várias estruturas e mecanismos para a aquisição de informações ambientais, obtidas através da refração da luz em diferentes superfícies, objetos, etc. A luz entra através da córnea, é depois projetada na parte de trás do olho, atingindo a retina e é transformada em sinais elétricos pelos fotorreceptores. Posteriormente, através do nervo ótico é enviada para os centros superiores no SNC, onde

é processada, para assim percebermos a forma, a cor e o movimento de objetos ou do nosso próprio corpo. O sistema visual representa uma extrema importância no controle postural, especialmente no que diz respeito à estabilização da oscilação corporal, estando demonstrado que esta pode aumentar para o dobro quando é retirado o estímulo visual (Mochizuki e Amadio, 2006; Kleiner, Schlittler e Sánchez-Arias, 2011).

O sistema vestibular recebe informação dos vestíbulos e dos canais semicirculares do ouvido interno para enviar informações sobre a orientação da cabeça em relação ao campo gravitacional terrestre, detetando e percebendo a variação da aceleração linear e rotacional da cabeça (Mochizuki e Amadio, 2006).

O sistema somatossensorial, ao contrário dos outros sistemas, caracteriza-se pela presença de recetores distribuídos por todo o corpo e não concentrados em locais especializados, recetores estes que respondem a diferentes estímulos, nomeadamente ao toque, temperatura, dor e posição do corpo. Os recetores somatossensoriais do toque e da posição do corpo são particularmente importantes no controle postural, isto é, na manutenção da postura e do equilíbrio, uma vez que enviam continuamente informação para o SNC acerca da posição de cada segmento corporal em relação a outro. Estes recetores estão presentes na pele, nos músculos, tendões, ligamentos, tecidos conjuntivos das articulações, entre outros (Mochizuki e Amadio, 2006; Carvalho e Almeida, 2009).

A interação entre os sistemas sensoriais e o sistema motor tem sido um alvo crescente de estudos nos últimos anos. Segundo estes estudos, uma correta ação motora implica a integração e a contínua utilização das várias informações sensoriais (informações visuais, vestibulares e somatossensoriais) para que seja possível que essa ação motora seja realizada de forma controlada e coordenada (Bonfim e Barela, 2007).

A estabilidade articular pode definir-se como um estado em que uma articulação mantém ou rapidamente retoma a um alinhamento adequado através de uma equalização de forças (Ghez, 1991; Riemann e Lephart, 2002). O sistema sensoriomotor é um subcomponente do sistema de controlo motor do corpo, é extremamente complexo e compreende a integração e o processamento das informações sensoriais, motoras e centrais envolvidas na manutenção da homeostasia articular durante o movimento corporal, isto é, na estabilidade funcional de uma articulação (Lephart, Riemann e Fu, 2000). Os termos "propriocepção" e "sistema sensoriomotor" são frequentemente e erradamente utilizados como sinónimos na literatura, uma vez que a propriocepção apenas diz respeito à aquisição de estímulos provenientes dos recetores periféricos, assim como a conversão

de estímulos mecânicos em sinais neuronais que são transmitidos através das vias aferentes para o SNC. Assim sendo, a propriocepção define apenas os mecanismos/processos que ocorrem nas vias sensoriais/aferentes do sistema sensoriomotor, não envolvendo assim, o processamento do sinal sensorial no SNC, nem a sua transmissão pelas vias eferentes/motoras que vão resultar numa resposta motora efetiva. Pelo contrário, conforme já referido, o sistema sensoriomotor pressupõe uma interação mais complexa entre as vias sensoriais e as vias motoras (Lephart, Riemann e Fu, 2000). A manutenção da estabilidade funcional de uma articulação pressupõe uma relação entre componentes estáticos e dinâmicos. Dentro dos componentes estáticos inserem-se por exemplo, os ligamentos, a cápsula articular, a cartilagem, e a própria geometria óssea. Nos componentes dinâmicos incluem-se os músculos esqueléticos que atravessam a articulação (Ghez, 1991).

A estabilização da articulação do joelho é garantida por estabilizadores primários, nos quais se inserem os ligamentos, e por estabilizadores secundários, nos quais se encontram os músculos situados em redor da articulação. Relativamente aos ligamentos, todos eles fornecem estabilidade numa direção específica, e têm um papel proprioceptivo particular através dos seus recetores cutâneos. Por exemplo, o ligamento cruzado anterior (LCA) impede a translação anterior e rotacional da tibia em relação ao fémur, enquanto que o ligamento cruzado posterior (LCP) resiste a translação posterior. O ligamento colateral interno confere estabilidade na região medial da articulação, prevenindo movimentos de valgo excessivo, já o ligamento colateral lateral estabiliza a região lateral do joelho, evitando movimentos excessivos em varo. Ainda assim, o LCA é considerado o principal estabilizador da articulação do joelho, contribuindo para a sua estabilização em cerca de 85% (Abulhasan e Grey, 2017). Em relação aos estabilizadores secundários, a articulação do joelho é anteriormente estabilizada pelo grupo muscular do quadríceps, posteriormente pelo grupo muscular dos isquiotibiais e do tricéps sural, que também impedem a translação anterior do joelho, medialmente pelo sartório e grácil, e lateralmente pela banda iliotibial e pelo poplíteo. A resistência do joelho a uma lesão está assim dependente da integridade tanto dos estabilizadores primários como dos estabilizadores secundários, assim como da própria eficiência das estruturas proprioceptivas que os constituem (Abulhasan e Grey, 2017).

2.1.1. Proprioção, fontes de input propriocetivo, e respectivas submodalidades

Os recetores sensoriais podem ser classificados de acordo com o tipo de estímulos a que respondem, como mecanorreceptores, nociceptores, termorreceptores ou quimiorreceptores, ou de acordo com a sua localização, em exteroceptores, interoceptores ou propriocetores. Os recetores que fornecem um *input* aferente maior e, que por isso, contribuem mais para a estabilidade articular do joelho, são os mecanorreceptores e os nociceptores, sendo que os propriocetores podem ser considerados uma subclassificação dos mecanorreceptores (Abulhasan e Grey, 2017).

A definição de Proprioção foi primordialmente descrita por Charles Sherrington, em 1906, como a percepção do movimento articular e corporal, assim como da posição do corpo, ou dos segmentos corporais no espaço (Sherrington, 1920), resultando da informação aferente que surge dos propriocetores, ou mecanorreceptores propriocetivos, que se encontram nos músculos, tendões, ligamentos e nas cápsulas articulares (Riemann e Lephart, 2002). Os propriocetores apresentam duas funções: identificar a posição do corpo ou dos segmentos corporais para nos ajudar a identificar o que nos rodeia, e guiar o movimento (Mochizuki e Amadio, 2006).

Os músculos esqueléticos contêm dois mecanorreceptores propriocetivos: os fusos neuromusculares (FNM) e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) (Mochizuki e Amadio, 2006).

Os fusos neuromusculares (Figura 1) são propriocetores situados no ventre muscular, paralelos às fibras extrafusais, que atuam como recetores de alongamento, sendo sensíveis às alterações estáticas ou dinâmicas no comprimento do músculo, e ajudando igualmente a controlar o alongamento do mesmo (Riemann e Lephart, 2002; Petty e Moore, 2008). Os FNM são constituídos por três tipos de fibras intrafusais contidas dentro de uma cápsula fibrosa, para que possa ser distinguido do restante músculo: dois tipos de fibras em saco (saco₁ e saco₂), que se distinguem pelas diferenças na concentração de ATP; e fibras em cadeia, que podem ser individualizadas tanto histológica como eletrofisiologicamente. As fibras de saco estendem-se para além da cápsula fibrosa do FNM, enquanto que as fibras em cadeia estão contidas dentro da cápsula (Petty e Moore, 2008; Proske e Gandevia, 2012; Ellaway, Taylor e Durbaba, 2015). O FNM é, de forma geral, innervado pelas fibras do tipo Ia e II de grande diâmetro, no entanto, os dois tipos de fibras intrafusais têm a sua própria inervação motora, o que permite que os aspetos fásicos e tónicos das respostas sensoriais sejam ajustados de forma independente (Petty e

Moore, 2008; Bewick e Banks, 2015). Os aferentes primários do grupo Ia têm terminações em todas as fibras intrafusais, ou seja, nas de saco e nas fibras intrafusais em cadeia. Estes aferentes do grupo Ia apresentam um baixo limiar de resposta ao alongamento e respondem tanto a alongamentos dinâmicos como estáticos. Os aferentes secundários do grupo II têm terminações nas fibras em cadeia e nas de saco₂. As aferências do tipo II têm um limiar de resposta maior, respondendo apenas a alterações ao alongamento do músculo, agindo mais como detetoras de posição, com pouca ou quase nenhuma resposta dinâmica. Por exemplo, quando um músculo é alongado a uma velocidade constante, as terminações primárias do tipo Ia têm inicialmente uma manifestação súbita de atividade, mas se o músculo alongado se mantiver nesse novo comprimento, ocorre uma diminuição do ritmo de descarga. Enquanto o músculo alongado for mantido neste novo comprimento, as fibras intrafusais de saco encontram-se alongadas. O ritmo de descarga das fibras secundárias do grupo II aumenta então com a posição mantida, agindo desta forma como detetores de posição. Quando a posição de alongamento é aliviada, o ritmo de descarga das terminações primárias diminui, podendo mesmo parar, e passa a ser um ritmo proporcional ao novo comprimento. Em suma, quando o músculo contrai, a descarga das fibras sensitivas no FNM diminui ou cessa, e aumenta quando o músculo é alongado (Petty e Moore, 2008). A inervação motora eferente das fibras intrafusais é dada pelo neurónio motor gama (γ). A inervação das fibras de saco₁, sensíveis ao alongamento dinâmico, é fornecida pelas fibras γ dinâmicas, enquanto que as fibras de saco₂ e as fibras em cadeia, que são sensíveis ao alongamento estático, são fornecidas pelas fibras γ estáticas. O sistema eferente γ está sob o controlo do SNC através do cerebelo, gânglios da base e córtex cerebral (Petty e Moore, 2008).

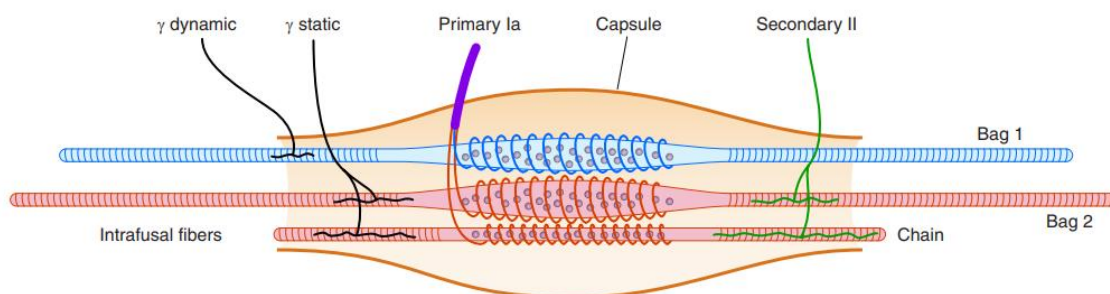


Figura 1: Representação do Fuso Neuromuscular (Proske e Gandevia, 2012)

Os órgãos tendinosos de Golgi (Figura 2) são corpúsculos encapsulados que contêm fibras de colagénio, dispostos em série com 15 a 20 fibras musculares, e estão localizados nas junçõesmiotendinosas. Os OTG são particularmente sensíveis às alterações na tensão do músculo e ao ritmo que essa tensão se altera quando é produzida uma contração ativa do músculo. Cada um destes corpúsculos é inervado por uma fibra aferente do tipo Ib. Quando há contração das fibras musculares, ocorre um alongamento da junçãomiotendinosa que resulta na aproximação das fibras de colagénio dentro do órgão tendinoso de Golgi, o que faz com que as terminações nervosas sejam comprimidas, provocando a estimulação da fibra aferente Ib (Petty e Moore, 2008).

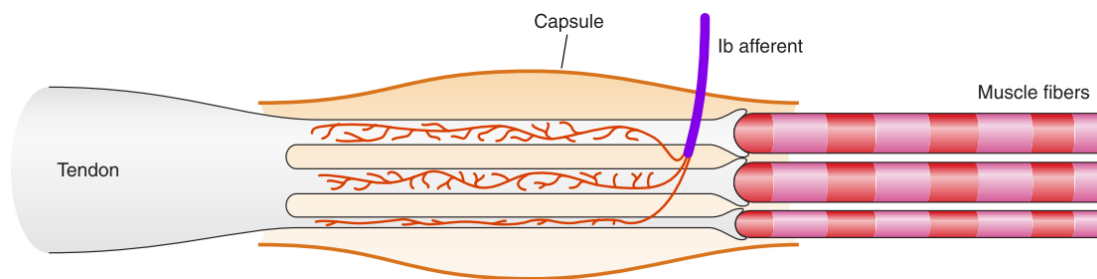


Figura 2: Representação do Órgão Tendinoso de Golgi (Proske e Gandevia, 2012)

Além dos recetores musculares, existem vários tipos de recetores proprioceptivos nos tecidos conjuntivos das articulações sinoviais, especialmente nas cápsulas e ligamentos, tais como as terminações de Ruffini, os corpúsculos de Paccini, as terminações de Golgi e também as terminações nervosas livres (Riemann e Lephart, 2002; Mochizuki e Amadio, 2006; Proske e Gandevia, 2012).

As terminações de Ruffini, também denominadas por terminações nervosas do tipo I, são terminações encapsuladas localizadas nas camadas superficiais da cápsula articular, comportando-se como recetores estáticos e dinâmicos, de baixo limiar a stresses mecânicos e de adaptação lenta (Johansson, Pedersen, Bergenheim e Djupsjobacka, 2000; Petty e Moore, 2008). Assinalam a posição estática da articulação, a direção, a amplitude e a velocidade do movimento articular e a alteração na pressão articular (Petty e Moore, 2008).

Os corpúsculos de Paccini são mecanorreceptores encapsulados do tipo II constituídos por fibras aferentes do grupo II, e estão localizados nas camadas mais profundas da cápsula

articular (Johansson, Pedersen, Bergenheim e Djupsjobacka, 2000; Petty e Moore, 2008). São recetores de baixo limiar a stresses mecânicos mas de adaptação rápida, sendo estimulados pelo movimento dinâmico; assinalam o início e o fim do movimento, a aceleração e a desaceleração, assim como a mudança na tensão aplicada num tecido no qual estejam contidos (Riemann e Lephart, 2002; Petty e Moore, 2008).

As terminações de Golgi são mecanorreceptores igualmente encapsulados, de lenta adaptabilidade e alto limiar para estímulos mecânicos, constituídos por fibras aferentes do grupo III. São recetores que assinalam amplitudes extremas de movimento ou quando existe uma tensão considerável (Johansson, Pedersen, Bergenheim e Djupsjobacka, 2000; Petty e Moore, 2008).

As terminações nervosas livres não têm cápsula, estão amplamente distribuídos ao longo da maioria das estruturas articulares, e podem apresentar-se sob dois tipos distintos: em terminações nervosas livres do tipo IVa e do tipo IVb. As primeiras são constituídas por fibras aferentes C (ou do tipo IV) e A δ (ou do tipo III) e estão associadas aos vasos sanguíneos, apresentando uma função vasomotora. As terminações do tipo IVb encontram-se entre o colagénio e as fibras elásticas do tecido conjuntivo no qual se localizam, e são constituídas por Fibras C (ou fibras do grupo IV). Ambos os tipos constituem recetores de dor (nociceptores) não adaptáveis e de alto limiar (Johansson, Pedersen, Bergenheim e Djupsjobacka, 2000; Petty e Moore, 2008).

Os proprioceptores articulares respondem então a mudanças de ângulo, direção e velocidade de movimento de uma articulação. As fibras aferentes destes recetores são ativadas nas extremidades do movimento, não fornecendo uma grande informação sobre a posição da articulação em amplitudes intermédias. Ao contrário dos anteriores, existe consenso de que os recetores musculares, e em especial os fusos neuromusculares, têm a capacidade de fornecer informação aferente em toda a amplitude fisiológica do movimento (Lephart, Riemann e Fu, 2000; Mochizuki e Amadio, 2006; Proske e Gandevia, 2012).

Atualmente, distinguem-se três submodalidades na proprioceção: o senso de posição articular (SPA), a cinestesia (ativa e passiva), e a sensação de tensão muscular (STM) (Riemann e Lephart, 2002).

O SPA dita a capacidade de um indivíduo compreender um determinado ângulo articular, e de o reproduzir ativa ou passivamente, sem o auxílio da visão. A cinestesia é

determinada pela capacidade de detetar movimento passivo lento, e é medida através da diferença, em graus, entre uma amplitude de partida e o limiar de deteção de movimento passivo. Tanto a avaliação do SPA através de reposicionamento passivo, como da cinestesia, deve ser conduzida a uma velocidade angular lenta entre 0.5-2°/s (Lephart, Pincivero e Rozzi, 1998; Bayramoglu, Toprak e Sozay, 2007; Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Ribeiro e Oliveira, 2008; Allen, Leung e Proske, 2010). A STM refere-se a uma sensação de resistência ou de peso e é medido através da avaliação da capacidade de um indivíduo replicar magnitudes de torque produzidas por um grupo muscular (Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016). Para o SPA, o maior *input* é fornecido por parte dos recetores articulares de adaptação lenta e pelos musculares. No caso da cinestesia, os recetores que mais contribuem para esta capacidade dependem da articulação em estudo, podendo alguns recetores desempenhar uma contribuição superior em relação a outros. Por exemplo: nas articulações distais, os recetores cutâneos e articulares desempenham um papel mais importante do que os musculares, e nas articulações mais proximais verifica-se o oposto (Proske, Wise e Gregory, 2000).

2.2.2. SPA do joelho

O SPA é mediado por diferentes mecanorreceptores: os cutâneos (Corpúsculos de Meissner e de Paccini, Células de Merkel e Terminações de Ruffini) que têm uma contribuição mínima na acuidade propriocetiva; os articulares (terminações de Ruffini, terminações de Golgi, terminações de Paccini, e terminações livres); e os musculares (Fusos Musculares e Órgãos Tendinosos de Golgi) (Gandevia e Burke, 1992; Lephart, Pincivero e Rozzi, 1998; Craig e Rollman, 1999; Mohammadi e Roozdar, 2010). Os mecanorreceptores que conferem um *input* propriocetivo superior são os musculares, seguidos dos mecanorreceptores articulares. Quando o SPA é testado em amplitudes de movimento próximas do limite da amplitude articular, os mecanorreceptores mais estimulados são os articulares, já nas amplitudes intermédias, os mecanorreceptores mais estimulados são os musculares (Gandevia e Burke, 1992; Lephart, Pincivero e Rozzi, 1998; Craig e Rollman, 1999). Especificamente na articulação do joelho, de acordo com Olsson et al. (2004), os recetores musculares responsáveis pela mediação do SPA estão mais ativos entre os 40° e os 60° de flexão. Também nesta articulação, os mecanorreceptores articulares conferem um *input* propriocetivo importante, facto este que é comprovado por estudos que referem que quando as aferências dos mesmos estão

comprometidas, como nos casos de indivíduos com rutura do LCA (Corrigan, Cashman e Brady, 1992), com síndrome de dor patelofemoral (Baker et al., 2002), ou com osteoartrite (Marks, Quinney e Wessel, 1993), o SPA do joelho está diminuído. Lee et al. (2003) dizem-nos ainda que a proprioção, por se tratar de um *input* sensorial cumulativo para o SNC, nas amplitudes perto do limite do movimento articular, existe uma maior contribuição por parte dos recetores articulares, mas existe também contribuição por parte dos recetores musculares, o que faz com que a acuidade proprioceptiva seja superior nestas amplitudes. Nas amplitudes intermédias, o *input* proprioceptivo é assegurado sobretudo pelos recetores musculares, o que implica que nestas amplitudes o erro de reposicionamento seja à partida superior (Ribeiro e Oliveira, 2008). Estudos como o de Ali, Farzaneh e Homayoon (2013) têm vindo a confirmar este facto, tendo os autores percebido que os erros de reposicionamento do joelho foram significativamente superiores numa amplitude intermédia de 45°, quando comparados com uma amplitude extrema de 20° de flexão do joelho.

2.2. Revisão da literatura sobre a influência da fadiga muscular, da dominância e do género sobre a proprioção do joelho

2.2.1. Efeito da fadiga muscular na proprioção do joelho

A fadiga muscular pode ser definida como a diminuição da capacidade de um músculo gerar força e potência em consequência de um exercício físico intenso, resultando num aumento do desconforto e do esforço percebido durante o exercício, devido a fatores periféricos e/ou centrais (Gandevia, 2001). Geralmente, são definidos dois tipos de fadiga muscular: a de origem periférica, resultante de alterações da própria homeostasia do músculo esquelético e que tem como resultado o decréscimo da força contrátil; e a de origem central, que resulta de alterações no *input* neural que chega ao músculo. A fadiga de origem periférica resulta de alterações abaixo da junção neuromuscular, provocando a diminuição da eficiência das unidades contráteis do músculo, sendo que algumas das causas desta diminuição são: alterações do pH, da temperatura, do fluxo sanguíneo, a acumulação de produtos do metabolismo celular (ácido láctico, bradicininas, prostaglandina E2, potássio), entre outros. A fadiga de origem central traduz-se, por

exemplo, na redução tanto do número de unidades motoras ativas, assim como da velocidade e frequência de condução de um impulso voluntário aos motoneurónios durante o exercício (Enoka e Stuart, 1992; Ascensão et al., 2003).

O interesse acerca do impacto da fadiga muscular na proprioceção do joelho tem crescido ao longo das décadas, sobretudo devido ao aumento do número de participantes em atividades desportivas, nomeadamente no Futebol, que regista uma elevada incidência de lesões, com elevadas repercussões socioeconómicas (Ribeiro e Oliveira, 2008; Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013). De acordo com o Consenso da UEFA, uma lesão pode ser definida como qualquer queixa física por parte de um jogador, tenha esta decorrido durante um jogo ou treino, independentemente da necessidade de atenção/cuidado médico ou de tempo de afastamento da atividade desportiva (Fuller et al., 2006). Estudos epidemiológicos nesta modalidade reportam que jogadores que joguem dois jogos numa semana apresentam uma incidência de lesões mais elevada, assim como grande parte destas lesões ocorrem nos finais das competições, dos jogos ou treinos, o que sugere que a fadiga poderá contribuir para a alteração do controlo neuromuscular, através da indução de alterações proprioceativas (Ribeiro e Oliveira, 2008; Dupont et al., 2010; Changela, Selvamani e Ramaprabhu, 2012; Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013; Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016). Atualmente, é sabido que a fadiga de origem periférica, por ocorrer no interior do músculo, conduz a alterações metabólicas do mesmo que afetam a função do FNM, o principal mecanorreceptor, aumentando o seu limiar de descarga, perturbando assim o *input* proprioceativo para o SNC proveniente dos recetores musculares periféricos. Desta forma, os mecanismos de *feedback* e de *feedforward* ficam comprometidos, e conseqüentemente, também a estabilidade funcional da articulação (Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016).

De acordo com Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak (2013), a articulação do joelho é uma das articulações com maior prevalência de lesões no futebol, no entanto, não existe consenso acerca do verdadeiro impacto da fadiga muscular no declínio da acuidade proprioceativa do joelho, e se este se pode de facto traduzir num aumento efetivo do risco de lesão (Ribeiro e Oliveira, 2008). Neste sentido, diferentes investigações têm sido conduzidas ao longo dos anos, embora com conclusões contraditórias (Dieling, Van Der Esch e Janssen, 2014; Niederseer et al., 2014; Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015). Uma grande parte destas investigações avalia o efeito da fadiga induzida através de

diferentes protocolos, especialmente no SPA, já que segundo Skinner et al. (1986), *cit in* Miura et al. (2004), este é mais sensível à fadiga do que outras submodalidades como a cinestesia, embora existam outras investigações sobre o impacto da fadiga também na cinestesia ou na STM do joelho.

Ali, Farzaneh e Homayoon (2013) avaliaram o SPA do joelho, antes e após a aplicação do *Functional Fatigue Protocol*, para duas amplitudes de 20° e 45° de flexão, tendo verificado que os erros de reposicionamento aumentaram significativamente somente aos 45°, sugerindo assim que a fadiga muscular afetou mais os mecanorreceptores musculares do que os articulares. Pelo contrário, no estudo de Changela, Selvamani e Ramaprabhu (2012), a fadiga foi induzida através de um protocolo distinto, realizado numa bicicleta estática até se ultrapassar 60% da Frequência Cardíaca (FC) máxima, e no qual foi escolhida apenas a amplitude de teste de 30° de flexão, a qual se pode considerar uma amplitude em que ainda existe uma contribuição por parte dos mecanorreceptores articulares para o SPA do joelho, e ao contrário de Ali, Farzaneh e Homayoon (2013), os autores concluíram que a fadiga muscular aumentou os erros de reposicionamento para esta amplitude, demonstrando que neste protocolo de fadiga em específico, os receptores articulares foram também afetados pela fadiga. No entanto, segundo Rozzi, Yuktanandana, Pincivero e Lephart (2000), a fadiga ou o exercício intenso pode induzir o aumento da laxidez ligamentar do joelho, o que por sua vez pode levar a uma diminuição da acuidade proprioceptiva, o que poderá constituir uma explicação para estes resultados.

Ju, Wang e Cheng (2010) avaliaram o efeito de 60 contrações concêntricas/excêntricas repetidas do quadríceps a 120°/s, na capacidade de reposicionamento ativo e passivo do joelho de indivíduos saudáveis, tendo confirmando o aumento significativo dos erros de reposicionamento após a fadiga, em ambas as condições de reposicionamento. Givoni, Pham, Allen e Proske (2007) dividiram a sua amostra em dois grupos, em que um deles foi sujeito a um protocolo de fadiga que implicava contrações concêntricas do quadríceps, enquanto que os participantes do outro grupo foram sujeitos a um protocolo que envolvia contrações excêntricas do mesmo grupo muscular, para assim investigar qual o efeito destes dois protocolos no SPA do joelho. O protocolo de exercício concêntrico consistiu nos participantes subirem 11 vezes 6 lanços de escadas, dois degraus de cada vez apenas com o membro inferior dominante, o que totalizava 792 degraus, e o protocolo de exercício excêntrico do quadríceps apenas diferiu do anterior porque em vez de subir, os participantes tinham de descer os 792 degraus. Os autores

concluíram que tanto o exercício excêntrico como o exercício concêntrico aumentaram os erros de reposicionamento, com os participantes de ambos os grupos a sobrestimar as amplitudes-alvo. Após o exercício excêntrico e o exercício concêntrico, foi reportada uma diminuição de força imediata de 30.2% e 14.5%, respetivamente, tendo os autores relacionado a magnitude dos erros com a diminuição da força.

Para garantir que no caso de atletas, os protocolos conduzidos para induzir a fadiga refletem as exigências físicas das diferentes modalidades, diversos autores têm ainda estudado as alterações propriocetivas que decorrem da própria atividade desportiva, isto é, em situação de jogo, de forma a provocar uma fadiga geral e não isolada, embora com resultados distintos na articulação do joelho, o que sugere que nem todas as modalidades representam um possível efeito de deterioração sobre o SPA do joelho. Por exemplo, no estudo de Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015) é avaliado o SPA do joelho de jogadores de futebol em repouso e após um jogo de futebol com a duração de 90 minutos, através de reposicionamento ativo e para uma amplitude-alvo aleatória que estivesse compreendida no intervalo entre os 40° e os 60 de flexão do joelho. Os autores verificaram que os erros de reposicionamento absolutos e relativos aumentaram significativamente após o jogo, comprovando o efeito negativo da fadiga muscular sobre os recetores musculares dos jogadores de futebol. Foi ainda reportado que após o jogo, os jogadores de futebol tenderam a falhar a amplitude-alvo por subestimação. Também Ribeiro, Santos, Gonçalves e Oliveira (2008) avaliaram o efeito da fadiga induzida por um jogo de voleibol simulado no SPA do joelho de voleibolistas de elite. O método de reposicionamento e a escolha da amplitude-alvo foram semelhantes à dos autores anteriores, tendo verificado que o SPA do joelho dos voleibolistas também se agravou de forma significativa após o jogo. Curiosamente, no caso dos jogadores de voleibol foi reportado que após o jogo, estes tenderam a falhar a amplitude-alvo por sobrestimação. Por outro lado, foi demonstrado que a fadiga global induzida por um jogo de andebol não tem impacto sobre o SPA do joelho de andebolistas, também estes avaliados através de um método de reposicionamento ativo (Niederseer et al., 2014).

A grande maioria dos estudos que avaliam o efeito de um protocolo de fadiga em algum componente da proprioceção, induzem a fadiga em apenas um grupo muscular, sobretudo no grupo muscular agonista, do qual depende o reposicionamento. Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira (2011) avaliaram o SPA do joelho de indivíduos saudáveis, através de cadeia cinética aberta e de reposicionamento ativo para extensão, antes e após a indução

de fadiga no grupo muscular dos extensores e dos flexores do joelho, com uma semana de intervalo entre os dois protocolos, com o intuito de comparar os efeitos da fadiga muscular induzida no grupo muscular agonista e no grupo muscular antagonista sobre a capacidade de reposicionamento de uma amplitude de teste de 60° de flexão. Os autores verificaram que para o mesmo procedimento de avaliação, tanto o protocolo de fadiga dos extensores (grupo muscular agonista) como dos flexores (grupo muscular antagonista) levou a um aumento significativo dos erros de reposicionamento absolutos, tendo concluído que a fadiga muscular afetou negativamente o SPA do joelho, embora este efeito não dependesse do grupo muscular que se encontrava em fadiga.

Apesar da maior evidência ser de que a fadiga muscular deteriora o SPA do joelho, existem igualmente estudos que o contradizem. É o caso de Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014), cujo estudo consistiu em verificar o efeito de um protocolo de fadiga induzida num dinamómetro isocinético sobre o SPA do joelho de bailarinos e não-bailarinos, tendo verificado que os erros de reposicionamento após a fadiga para as amplitudes de teste de 30°, 45° e 60° de flexão não variaram de forma significativa em ambos os grupos. No entanto, é de notar que o método de reposicionamento adotado neste estudo foi o de reposicionamento passivo, o que por si só leva a uma menor ativação por parte dos recetores musculares, podendo este facto justificar a ausência de diferenças significativas nos erros antes e após o protocolo de fadiga (Proske, Wise e Gregory, 2000). Outro estudo em atletas, nomeadamente velocistas, cujo SPA do joelho foi avaliado através de reposicionamento ativo e em cadeia cinética fechada, igualmente não reportou uma diminuição do SPA após a realização de um protocolo de fadiga que envolvia exercícios pliométricos (Romero-Franco e Jiménez-Reyes, 2017). Também Bayramoglu, Toprak e Sozay (2007) não comprovaram que a fadiga muscular afetasse a acuidade proprioceptiva do joelho de 30 indivíduos saudáveis. No entanto, os próprios autores admitem que o protocolo de fadiga foi de intensidade moderada (5 minutos num cicloergómetro), podendo não ter sido suficiente para causar uma fadiga muscular efetiva.

Investigações sobre o efeito da fadiga na cinestesia do joelho foram conduzidos por Paschalis et al. (2010) em indivíduos saudáveis, e por Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014) em bailarinos e não-bailarinos. Paschalis et al. (2010) investigaram o impacto de exercícios excêntricos dos flexores do joelho na cinestesia desta articulação, tendo verificado que os erros de deteção do movimento do joelho para as amplitudes de partida de 20°, 40° e 60° de flexão aumentaram de forma significativa. Dieling, Van Der Esch e

Janssen (2014) concluíram igualmente que a fadiga muscular afetou a cinestesia do joelho, mas apenas dos não-bailarinos, uma vez que os erros de detecção do movimento para as amplitudes de partida de 30° e 45° apenas aumentaram significativamente neste grupo. Os autores tentam justificar estes resultados com o facto de o grupo de bailarinos já praticar ballet há mais de dez anos, tendo possivelmente desenvolvido uma maior resistência à influência da fadiga muscular na acuidade propriocetiva, já que o ballet além de envolver uma extrema coordenação dos movimentos, os tempos de treino são bastante prolongados, e os próprios bailarinos estão habituados a treinar sob condições de fadiga.

Allison, Sell, Benjaminse e Lephart (2016) estudaram ainda os efeitos da fadiga muscular induzida num dinamómetro isocinético, que consistiu em 3 séries de contrações isocinéticas para flexão/extensão (40 repetições máximas na 1ª e 2ª séries, e na última série, os participantes realizaram repetições até que o valor de torque de 3 repetições consecutivas descesse abaixo dos 25% do seu torque inicial) na STM do quadríceps (para extensão) e dos isquiotibiais (para flexão), para uma carga-alvo de 15% da contração voluntária máxima (CVM), não tendo verificado diferenças na capacidade de reprodução desta carga após a fadiga em ambos os grupos musculares, tendo concluindo que a STM do joelho não foi afetada pela fadiga muscular.

2.2.2. Influência da dominância na acuidade propriocetiva do joelho

A forma como a assimetria funcional entre membros se manifesta na utilização do *feedback* propriocetivo é objeto frequente de debate (Goble, Lewis e Brown, 2006). De facto, seria de esperar que a preferência por um dos membros conduzisse a habilidades superiores nesse membro. Esta hipótese foi já confirmada em tarefas do membro superior através dos estudos de Carson, Goodman, Chua e Elliott (1993) e Elliott et al. (1999), nos quais foi demonstrada uma precisão e consistência superiores no membro dominante. Contudo, de acordo com Vasconcelos e Rodrigues (2008), nem sempre a preferência lateral se traduz numa habilidade motora superior.

De acordo com Amunts et al. (1996), a preferência lateral é também um indicador de uma assimetria funcional a nível do hemisfério cerebral, e especialmente, ao nível do córtex motor. Em termos propriocetivos, Fagot, Lacreuse' e Vauclair (1997) acrescentam ainda que existe uma vantagem no sentido do hemisfério direito no que diz respeito ao SPA, o que de acordo com esta afirmação se traduzirá num reposicionamento articular mais

preciso do lado esquerdo, independentemente de ser o membro preferido ou não. Com efeito, no membro superior tem sido demonstrado que a acuidade propriocetiva é significativamente diferente entre membros, e suportando a afirmação de Fagot, Lacreuse' e Vauclair (1997), o membro superior esquerdo (não-dominante) apresenta erros de reposicionamento inferiores ao do membro superior direito (dominante) (Goble, Lewis e Brown, 2006).

No membro inferior, vários têm sido os estudos que igualmente investigam a possibilidade de existirem diferenças na acuidade propriocetiva entre membro dominante e não-dominante. Por exemplo, ao nível do pé, apesar de não terem tido em conta a preferência podal dos participantes, Carnahan e Elliott (1987) demonstraram que os erros de reposicionamento foram significativamente diferentes entre membros, com o pé esquerdo a apresentar uma acuidade superior à do pé direito.

Relativamente ao joelho, esta articulação parece reunir consenso entre estudos no que diz respeito à falta de evidência de diferenças propriocetivas entre membro dominante e não-dominante. Um desses estudos é o de De Vecchi, De Oliveira, Miyamoto e Cabral (2013), no qual foi testado o SPA do joelho de indivíduos saudáveis em três amplitudes de teste (30°, 45° e 60° de flexão do joelho), através de um método de reposicionamento ativo e na posição de sentado, não tendo encontrado diferenças significativas entre os dois membros. À semelhança dos anteriores, e apesar de utilizar um método de reposicionamento passivo, também Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016) não encontraram diferenças no SPA do membro dominante e não-dominante de indivíduos sedentários, para as mesmas amplitudes de teste. Os mesmos autores fazem ainda esta análise também em jogadores de futebol, tendo concluído igualmente que a acuidade propriocetiva do joelho destes desportistas também não foi influenciada pela dominância, apesar de nesta modalidade as tarefas desempenhadas pelos dois membros ser distinta.

Nitsure e Prabhu (2015) testaram o SPA do joelho de 90 adultos saudáveis, com idades compreendidas entre os 21 e os 80 anos, divididos por três grupos de acordo com a sua faixa etária (20-40; 40-60; 60-80 anos), também através de reposicionamento ativo e na posição de sentado, para as três amplitudes-alvo de 15°, 30° e 45° de flexão do joelho. Da mesma forma, os investigadores não encontraram diferenças entre o SPA do joelho do membro dominante e do membro não-dominante dos participantes em nenhuma das três faixas etárias ou amplitudes de teste.

Clark e Rolleston (2017) avaliaram um componente da proprioção distinto, a STM de atletas universitários, mas da mesma forma que os estudos anteriormente citados, também não foram registadas diferenças na acuidade proprioceptiva do joelho entre membro dominante e não-dominante.

2.2.3. Influência do género na acuidade proprioceptiva do joelho

Apesar de investigações recentes reportarem alterações na acuidade proprioceptiva do joelho de atletas femininas ao longo de um ciclo menstrual, com erros de reposicionamento superiores por exemplo na fase menstrual, mas inferiores na fase lútea (Fouladi et al., 2012), a maioria dos estudos parece defender que a acuidade proprioceptiva do joelho não é significativamente diferente entre género feminino e masculino.

Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016) compararam o SPA do joelho de 19 jogadores com o de 17 jogadoras de futebol, para as posições-alvo de 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, através de um método de reposicionamento passivo, não tendo encontrado diferenças significativas entre os dois grupos.

Muaidi (2017) avaliou a capacidade de reposicionamento de indivíduos que participavam em desportos recreativos para movimentos no plano transversal, isto é, para rotação interna e externa do joelho, tendo encontrado diferenças na acuidade proprioceptiva do joelho entre indivíduos do sexo masculino e feminino ($p=0.011$), mas apenas para o movimento de rotação interna, tendo o género masculino apresentado uma acuidade proprioceptiva significativamente superior.

Nitsure e Prabhu (2015) compararam igualmente diferenças no SPA de indivíduos assintomáticos do sexo feminino e masculino, através de reposicionamento ativo para três amplitudes de teste (15°, 30° e 45° de flexão do joelho). A amostra deste estudo foi constituída por 90 adultos com idades compreendidas entre os 20 e os 80 anos, pelo que estes foram agrupados em três faixas etárias distintas: dos 20-40 anos; dos 40-60 anos; e dos 60-80 anos). Os resultados demonstraram não haver diferenças na acuidade proprioceptiva do joelho entre sexo feminino e sexo masculino nos indivíduos que constituíam as faixas etárias dos 20-40 anos e dos 40-60 anos, no entanto, nos participantes que pertenciam à faixa etária dos 60-80 anos, foram reportadas diferenças no SPA entre género para as amplitudes de 15° e 30° de flexão, tendo o género feminino apresentado uma acuidade proprioceptiva inferior à dos participantes masculinos. É de

notar que as amplitudes em que se verificaram diferenças, correspondem a amplitudes em que predomina o *input* proprioceptivo proveniente dos recetores articulares, o que os autores justificam com o facto de nesta faixa etária, embora este não tenha sido quantificado, as mulheres têm um nível de atividade física mais baixo, e além disso, estão a atravessar por desequilíbrios hormonais que derivam da menopausa, e que podem provocar laxidez articular, fraqueza muscular e retenção de líquidos, que têm repercussões nos recetores articulares.

Por fim, também Ghiasi e Akbari (2007) avaliaram a capacidade de reposicionamento do joelho de 22 homens e 22 mulheres saudáveis para as amplitudes de 45°, 60° e 90° de flexão do joelho, não tendo encontrado erros de reposicionamento significativamente diferentes entre os dois grupos nas três amplitudes de teste.

2.3. Revisão da literatura sobre formas de avaliação do SPA do joelho

2.3.1. Testes ativos/passivos

A avaliação do SPA pode ser realizada através de testes ativos e/ou passivos. Num teste ativo, o indivíduo, uma vez posicionado na amplitude-alvo, é instruído a retomar a uma posição inicial e a reposicionar o membro imediatamente após, de forma ativa. Num teste passivo, depois da perna do indivíduo ser movida por um investigador até à posição-alvo, o membro retorna à posição inicial, e é de novo movido de forma passiva e parado pelo participante assim que este perceber que a posição-alvo foi alcançada (Smith, Davies e Hing, 2013). Os testes ativos são geralmente utilizados para avaliar mais os recetores musculares, enquanto que os testes passivos são mais utilizados para avaliar os recetores articulares, o que não invalida que nos testes ativos se isole apenas a atividade dos recetores musculares, e vice-versa (Ribeiro e Oliveira, 2008; Clark et al., 2016).

O SPA do joelho pode ser avaliado através de diferentes formas: posicionamento ativo com reposicionamento ativo ipsilateral; posicionamento ativo com reposicionamento ativo contralateral; posicionamento passivo com reposicionamento ativo ipsilateral; posicionamento passivo com reposicionamento passivo ipsilateral; e posicionamento ativo-assistido com reposicionamento ipsilateral (Ribeiro e Oliveira, 2008; Ribeiro,

Venâncio, Quintas e Oliveira, 2011; Clark et al., 2016). No entanto, segundo Pickard, Sullivan, Allison e Singer (2003) e Olsson et al. (2004), o SPA do joelho deve ser preferencialmente avaliado através de posicionamento ativo seguido de reposicionamento ipsilateral ativo, já que a contração muscular prévia ao reposicionamento induz uma maior precisão no SPA. Além disso, os testes ativos refletem sobretudo a influência dos recetores musculares localizados nos extensores e flexores do joelho, o que em termos de resultados tem uma relevância funcional superior (Visser e Geuze, 2000; Clark et al., 2016). Os testes ativo-assistidos são geralmente utilizados em indivíduos sem força muscular suficiente para realizar o teste de forma controlada (Ribeiro e Oliveira, 2008).

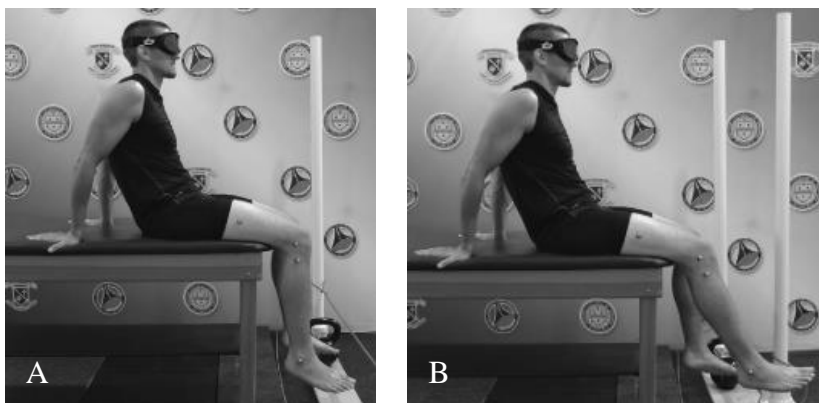
2.3.2. Posições de teste

A avaliação do SPA do joelho pode também ser efetuada com os indivíduos em diferentes posições. A mais frequente é a posição de sentado, que pode constituir um problema nas amplitudes perto da extensão máxima do joelho pela possibilidade de haver resistência por parte dos isquiotibiais (Ribeiro e Oliveira, 2008). Outra posição de avaliação que tem sido implementada mais recentemente, é a de decúbito ventral. A posição de sentado (Figura 3-A) é escolhida geralmente para avaliar a integridade dos recetores musculares ao nível do quadrícepíte, já a avaliação em decúbito ventral (Figura 3-B) é conduzida mais com o objetivo de avaliar a integridade dos recetores musculares dos isquiotibiais (Olsson et al., 2004; Clark et al., 2016).



Figura 3: Exemplos de avaliação do SPA do joelho na posição de sentado (A) e em decúbito ventral (B) (Clark et al., 2016).

Clark et al. (2016) foram mais longe na avaliação do SPA do joelho e investigaram a precisão de uma avaliação do SPA do joelho tanto na posição de sentado, como na posição de decúbito ventral, para dois tipos distintos de reposicionamento ativo: um em que o reposicionamento era realizado através de contração muscular concêntrica para isometria; e outro através de um reposicionamento através de contração muscular excêntrica para isometria. Isto significa que para a posição de sentado, no teste de concêntrico para isométrico, o joelho partia dos 90° de flexão para uma amplitude-alvo de 45°, que deveria manter em isometria (Figura 4-A/B); e no teste de excêntrico para isométrico, a perna partia da extensão máxima para os 45° de flexão, descrevendo uma contração excêntrica do quadríceps (Figura 4-C/D). Para a posição de decúbito ventral, no reposicionamento ativo de concêntrico para isométrico, o joelho partia da extensão completa para os 45° de flexão (Figura 5-A/B); e no reposicionamento excêntrico, o joelho partia dos 90° para os 45° de flexão, tendo os isquiotibiais de realizar uma contração excêntrica (Figura 5-C/D). Os autores reportaram uma maior concordância entre as medições realizadas no primeiro e no segundo dia nos testes em decúbito ventral, sobretudo no teste de excêntrico para isometria, que apresentou um Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) de 0.87. No entanto, estas conclusões não são consensuais na bibliografia. Por exemplo, em estudos anteriores ao destes autores, como o de Olsson et al. (2004), foi demonstrado que os ICC's relativos à avaliação na posição de sentado foram moderados a excelentes, enquanto que na posição de decúbito ventral se registaram concordâncias apenas fracas a moderadas. Para além das posições referidas, o SPA do joelho pode ainda ser avaliado em decúbito dorsal (Piriyaprasarth, Morris, Winter e Bialocerkowski, 2008) e na posição de pé (Figura 6) (Baker et al., 2002; Mir, Hadian, Talebian e Nasser, 2008).



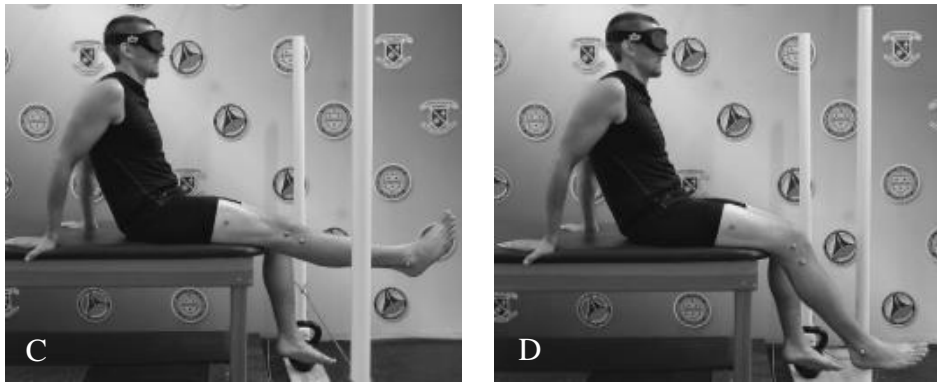


Figura 4: Teste em posição de sentado, de concêntrico para isometria (A e B), e de excêntrico para isometria (C e D) (Clark et al., 2016).

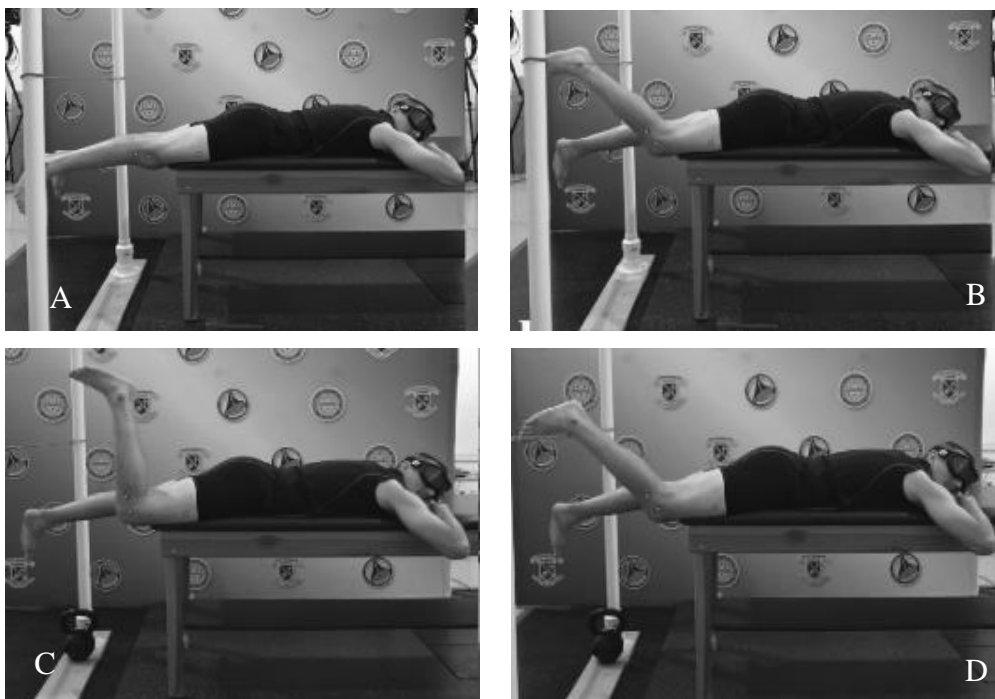


Figura 5: Teste em posição de decúbito ventral, de concêntrico para isometria (A e B), e de excêntrico para isometria (C e D) (Clark et al., 2016).



Figura 6: Avaliação do SPA do joelho na posição de pé (Baker et al., 2002)

2.3.3. Testes em cadeia cinética aberta e fechada

A avaliação do SPA do joelho pode ainda ser efetuada em situação de cadeia cinética aberta (sem suporte do peso corporal), conforme se verifica nas avaliações na posição de sentado ou de decúbitos, ou em cadeia cinética fechada (com suporte do peso corporal), conforme se verifica nas avaliações na posição de pé. Nos últimos anos, tem aumentado o número de autores que recomendam a avaliação do SPA através de testes em cadeia cinética fechada, argumentando que este tipo de avaliação recruta os proprioceptores cutâneos, articulares e musculares que atuam em conjunto durante as atividades diárias, representando por isso, uma melhor avaliação funcional (Ghiasi e Akbari, 2007).

Baker et al. (2002) avaliaram o SPA do joelho de indivíduos com síndrome de dor patelofemoral tanto na posição de sentado (em cadeia cinética aberta), como na posição de pé (em cadeia cinética fechada). O teste em cadeia cinética aberta foi realizado com os participantes na posição de sentado, com uma inclinação posterior do tronco de 25° e o joelho fletido na posição inicial (80° de flexão). A partir desta posição, o investigador movia de forma passiva a perna do participante para uma das posições-alvo (20° ou 60° de flexão), as quais teriam de manter durante 5 segundos isometricamente. De seguida, a perna retomava a posição inicial, e o participante era instruído a reposicionar ativamente o joelho para a amplitude de teste anterior. Na avaliação feita em cadeia cinética fechada, os autores realizaram ainda um teste em unipodal e em bipodal. No teste em unipodal foi considerado apenas o membro afetado ou o mais afetado dos participantes, tendo estes sido instruídos a fletir o joelho em avaliação até que o investigador determinasse que o joelho se encontrava na posição de teste dos 40° de flexão, no qual se deveriam manter durante 5 segundos, e retornar de seguida à posição de partida. Então, a partir desta posição, era-lhes pedido que fletissem novamente o joelho até acharem que estavam na amplitude-alvo. O teste em bipodal foi executado segundo o mesmo procedimento, embora com o apoio de ambos os membros no chão, separados à largura dos ombros, tendo-lhes sido pedido que o peso corporal fosse distribuído simetricamente pelos dois membros.

O estudo de Ghiasi e Akbari (2007) teve justamente como objetivo comparar o SPA do joelho de indivíduos saudáveis avaliado em cadeia cinética aberta na posição de decúbito ventral, e em cadeia cinética fechada na posição de pé em apoio bipodal, ambas através de reposicionamento ativo. Na condição de cadeia cinética aberta, os participantes encontravam-se deitados em decúbito ventral, com os joelhos em extensão, e a partir desta

posição teriam de fletir o joelho ativamente até uma das posições de teste (45°, 60° e 90° de flexão do joelho), tendo de as memorizar, retomar a posição de partida e reposicionar, também ativamente, a amplitude em questão. Na condição de cadeia cinética fechada, os participantes estavam em pé com os pés afastados à largura dos ombros. A partir desta posição, os participantes tinham de fletir o joelho ativamente até uma das posições de teste, mantê-la por 4 segundos, retomar a posição inicial e voltar a fletir o joelho até achar que se encontravam na posição-alvo. Os autores verificaram que os erros de reposicionamento foram inferiores na avaliação em cadeia cinética fechada, no entanto, denotam que o facto de a acuidade propriocetiva ter sido superior nesta condição de avaliação se pode dever também à informação proveniente de mecanorreceptores presentes noutras articulações, e que neste caso, a avaliação em cadeia cinética aberta é que reflete efetivamente a acuidade propriocetiva da articulação do joelho. A avaliação em cadeia cinética fechada permite, por exemplo, que haja também um *input* propriocetivo por parte dos recetores cutâneos do pé, os quais estão a ser comprimidos durante a tarefa, e além disso, é possível que o alongamento dos gastrocnémios produzido durante a dorsiflexão que é realizada com os reposicionamentos tenha também influência (Refshauge e Fitzpatrick, 1995; Kavounoudias, Roll e Roll, 1998). As mesmas conclusões foram publicadas por Herrington (2005) que igualmente registaram erros de reposicionamento inferiores na avaliação do SPA do joelho em cadeia cinética fechada para a amplitude de 45° de flexão.

2.3.4. Instrumentos de avaliação

A avaliação do SPA constitui o método mais frequente de avaliação da acuidade propriocetiva do joelho, e ao longo dos anos, vários têm sido os instrumentos utilizados justamente para avaliar esta submodalidade, que se caracteriza pela capacidade de reposicionar ativa ou passivamente uma amplitude previamente percebida, e desses instrumentos podem destacar-se: o goniómetro; o dinamómetro isocinético; o eletrogoniómetro; câmaras de vídeo; e centrais inerciais.

A fiabilidade de um instrumento é o grau em que uma medição produz os mesmos resultados quando realizada em pelo menos duas ocasiões distintas (intra-examinador) ou por um mínimo de dois avaliadores diferentes (inter-examinador) A avaliação da fiabilidade intra e inter-examinador torna-se relevante no contexto clínico para se

conhecer o erro associado a cada instrumento, assim como a própria consistência das medidas (Gogia, Braatz, Rose e Norton, 1987; Guyatt, Walter e Norman, 1987).

2.3.4.1. Goniómetro

A goniometria é uma técnica bastante comum na fisioterapia para avaliar limitações na amplitude de movimento (ADM). Gogia, Braatz, Rose e Norton (1987) avaliaram tanto a fiabilidade inter-examinador como a validade da medição de amplitudes do joelho através de goniometria, tendo reportado ICC's de 0.99, concluindo que a avaliação de amplitudes do joelho através deste instrumento constituiu um método fiável e válido. Rothstein, Miller e Roettger (1983) avaliaram para além da fiabilidade inter-examinador, também a fiabilidade intra-examinador na medição de amplitudes de flexão do joelho com três goniómetros diferentes: um goniómetro de metal grande; um goniómetro grande de plástico; e um goniómetro de plástico pequeno. No caso da fiabilidade intra-examinador, esta foi superior quando os avaliadores utilizaram os goniómetros de plástico, o pequeno ou o grande (ICC=0.99), embora o de metal apresentasse também uma excelente fiabilidade (ICC=0.97). No entanto, na análise da fiabilidade inter-examinador, esta foi superior quando os avaliadores utilizaram o goniómetro de metal (ICC=0.99), seguido do goniómetro de plástico maior (ICC=0.92), e por fim, o de menores dimensões (ICC=0.91), embora mais uma vez, em todos eles a fiabilidade fosse excelente (Fleiss, 1986).

Diferentes autores têm adotado este instrumento para estimar os erros de reposicionamento do joelho, ou simplesmente para dar a referência da posição-alvo, conforme se verifica no estudo de Clark et al. (2016). Tanto Changela, Selvamani e Ramaprabhu (2012) como Ali, Farzaneh e Homayoon (2013), recorreram a um goniómetro para avaliar os erros de reposicionamento do joelho de indivíduos saudáveis antes e após um protocolo de fadiga.

2.3.4.2. Dinamómetro isocinético

Tanto na área da reabilitação como da medicina desportiva, o dinamómetro isocinético tem sido bastante utilizado para a avaliação da função muscular, especialmente para determinar parâmetros musculares como o peak torque, a potência, a contração muscular voluntária máxima, entre outros, sendo caracterizado por fornecer resistência a uma

velocidade constante durante toda a ADM de uma articulação (Drouin et al., 2004; Maffiuletti et al., 2007). No entanto, segundo Drouin et al. (2004), o dinamómetro isocinético constitui igualmente um instrumento válido para avaliar o posicionamento angular, reportando uma fiabilidade excelente no próprio dia e em dias distintos (estabilidade temporal) (ICC=0.99), sendo que a sua precisão na determinação de uma posição articular foi determinada, em dinamómetros Biodex, como sendo de $\pm 1^\circ$ (Gear, 2011). E de facto, várias têm sido as investigações em que este instrumento foi utilizado para estimar o SPA do joelho, seja em atletas ou não-desportistas. Uma dessas investigações é a de Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014) que avaliaram o SPA do joelho de bailarinos e não-bailarinos. E também Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira (2011) utilizaram este instrumento de avaliação para comparar os erros de reposicionamento do joelho de indivíduos saudáveis antes e após um protocolo de fadiga muscular induzida no grupo muscular agonista e no grupo muscular antagonista.

2.3.4.3. Eletrogoniómetro

Os eletrogoniómetros são instrumentos flexíveis, que comercialmente se apresentam de diferentes dimensões, e que se caracterizam por terem duas placas terminais, que são fixadas na pele dos indivíduos, sem limitar o movimento, e entre essas duas placas é medida a mudança de ângulo (Thoumie, Drape, Aymard e Bedoiseau, 1998; Shiratsu e Coury, 2003). Os eletrogoniómetros são bastante utilizados para a medição de amplitudes articulares, e no que diz respeito à avaliação do SPA, têm igualmente sido bastante usados em diferentes investigações.

Piriyaprasarth, Morris, Winter e Bialocerkowski (2008) avaliaram a fiabilidade intra e inter-examinador da medição de ângulos articulares do joelho através de um eletrogoniómetro nas posições de sentado, de pé, e de decúbito dorsal. Os autores reportaram uma fiabilidade inter-examinador entre 0.58-0.71 (moderada) para a posição de decúbito dorsal, de 0.68-0.79 (entre moderada a excelente) para a posição de sentado, e de 0.57-0.80 (entre moderada a excelente) na posição de pé. Já a fiabilidade intra-examinador foi considerada excelente nas três posições de avaliação, já que foram registados ICC's de 0.75-0.76 em decúbito dorsal, 0.86-0.87 na posição de sentado, e de 0.87-0.88 para a avaliação na posição de pé (Fleiss, 1986).

Um dos estudos que avaliou o SPA do joelho através de um eletrogoniômetro com uma precisão avaliada de 0.5°, foi o de Bartlett e Warren (2002), realizado em jogadores de rugby. E também Ju, Wang e Cheng (2010) avaliaram o SPA do joelho de indivíduos saudáveis antes e após um protocolo de exercícios ativos e passivos repetidos, tendo estimado os erros de reposicionamento igualmente através de um eletrogoniômetro.

2.3.4.4. Câmara de vídeo

Vários estudos avaliam também o SPA através de fotografia/vídeo, recorrendo para isso à colocação de marcadores na pele dos participantes para ser possível realizar a medição dos ângulos articulares num *software* informático, cuja colocação varia de investigação para investigação. É o caso de Baker et al. (2002), que utilizam este método para avaliar indivíduos com síndrome de dor patelofemoral em cadeia cinética aberta e fechada, através de reposicionamento ativo. Para tal, neste estudo foram utilizados 4 marcadores no membro inferior, colocados no maléolo externo, na cabeça do perónio, no côndilo lateral do fémur, e no grande trocânter.

Mir, Hadian, Talebian e Nasserri (2008) avaliaram o SPA do joelho de indivíduos que tinham sido sujeitos a cirurgia de reconstrução do LCA do joelho, tendo utilizado quatro marcadores colados à pele dos participantes colocados na linha lateral do joelho abaixo do grande trocânter, na cabeça do perónio, no maléolo lateral, e no trato iliotibial alinhado com o polo superior da rótula, reportando uma alta fiabilidade ($r=0.99$) teste-reteste para este método de avaliação.

Também Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015) avaliaram o SPA do joelho de jogadores de futebol através de um sistema de câmara de vídeo, montada num tripé a 7 metros dos participantes, tendo colocado quatro marcadores: no grande trocânter; no trato iliotibial, alinhado com o vinco posterior do joelho quando este era fletido a 80°; na cabeça do perónio; e no maléolo lateral.

2.3.4.5. Centrais Inerciais

Nos últimos anos, diferentes empresas têm criado sistemas portáteis (Battaglia et al., 2016; Wouda et al., 2018) que possibilitam a avaliação do movimento dos segmentos corporais de atletas no próprio ambiente desportivo, particularmente as centrais inerciais

que, segundo Bergmann, Mayagoitia e Smith (2009), se revelou um sistema de coleta de dados preciso e com correlações muito fortes com um sistema de captura ótico (entre 0.93 a 0.99), considerado o sistema de referência para análise de movimento, para as amplitudes de movimento da coxa, joelho e tornozelo registadas durante uma tarefa de subida de escadas. As centrais inerciais são sensores compostos por acelerómetros e giroscópios, aos quais eventualmente podem ser associados magnetómetros. Os acelerómetros são responsáveis por fazer a medição da aceleração linear, os giroscópios pela medição das velocidades angulares, e os magnetómetros podem ser adicionados aos anteriores para corrigir a variação dos sinais provenientes dos acelerómetros e dos giroscópios, aumentando a sua precisão. No entanto, o uso de magnetómetros tem algumas desvantagens, já que o sinal pode ser perturbado pela proximidade a materiais ferromagnéticos (Jakob et al., 2013; Picerno, 2017; Van Der Straaten, De Baets, Jonkers e Timmermans, 2018). O uso de centrais inerciais tem crescido, especialmente desde que estas foram miniaturizadas, o seu peso reduzido, e também desde que passaram a ser alimentadas por bateria e conectadas a um computador via *wireless*, o que permite que estas sejam fixadas num segmento corporal sem afetar o seu movimento (Picerno, 2017; De Vroey et al., 2018; Van Der Straaten, De Baets, Jonkers e Timmermans, 2018).

O número de estudos publicados que avalia o senso de posição de diferentes articulações através de centrais inerciais é ainda um pouco escasso. Por exemplo, o estudo de O'sullivan et al. (2003) utilizou quatro sensores (em T12, L2, L4 e S2) para avaliar a capacidade de reposicionamento articular de indivíduos com dor lombar crónica. Erickson e Karduna (2012) utilizaram também centrais inerciais para avaliar o senso de posição articular do ombro. Três centrais inerciais, colocadas acima do acrómio, no ponto médio da face lateral do úmero, e no manúbrio do esterno, foram utilizadas para calcular a capacidade de reposicionamento ativo do ombro, antecedido por dois posicionamentos distintos (ativo ou passivo). Mais recentemente, Zheng et al. (2015) avaliaram o SPA do pescoço através de duas centrais inerciais colocadas na testa e no manúbrio do esterno. O SPA foi testado através da capacidade de reposicionamento para a posição neutra da cabeça, após os movimentos ativos de extensão e rotação do pescoço. As centrais inerciais registaram então os erros de reposicionamento da cabeça, isto é, o erro correspondente à diferença entre a posição de partida e a posição de chegada da cabeça.

No entanto, no que diz respeito à articulação do joelho ainda não se verificam estudos que utilizam as centrais inercias para avaliar o SPA desta articulação, apesar de o joelho

ser alvo de várias investigações que comprovam a validade das centrais inerciais na medição das suas amplitudes de movimento quando comparadas com equipamentos considerados de referência. É o caso do estudo de Favre, Jolles, Aissaoui e Aminian (2008), no qual são utilizadas duas centrais inerciais (posicionadas na coxa e na perna) e um sistema magnético de captura de movimento para estimar os ângulos articulares do joelho para os movimentos de flexão/extensão, varo/valgo, e de rotação interna/externa durante a marcha, tendo registado concordâncias excelentes (Fleiss, 1986) entre os dois sistemas de avaliação, especialmente no movimento de flexão/extensão (ICC=1.00), seguindo-se os movimentos de rotação interna/externa (ICC=0.95), e por fim, os movimentos de valgo/varo (ICC=0.86). Também Jakob et al. (2013), compararam os valores provenientes de duas centrais inerciais colocadas igualmente na coxa e na perna com os de uma câmara de vídeo como referência, que estimavam a amplitude dos movimentos de flexão/extensão do joelho envolvidos em cinco diferentes atividades dinâmicas: marcha, *jogging*, corrida, saltos e agachamentos. Os autores encontraram uma correlação média muito forte ($r=0.971$) entre os dados recolhidos pelos dois sistemas de avaliação, comprovando que as centrais inerciais constituem um método válido de avaliação do movimento em tarefas dinâmicas, incluindo naquelas em cuja execução estão implícitas velocidades elevadas, como o caso do salto. De Vroey et al. (2018), ao contrário dos estudos anteriores, utiliza apenas uma central inercial na perna, para comparar os parâmetros temporais da marcha de indivíduos com prótese do joelho com aqueles registados por um sistema de captura de movimento que se baseava numa câmara, tendo encontrado uma concordância excelente entre os instrumentos, com ICC's entre 0.826 e 0.972.

Assim, conforme foi anteriormente indicado, as centrais inerciais são um instrumento válido para a análise do movimento do joelho, no entanto, até à data não existem publicações que avaliem o posicionamento articular do joelho com este instrumento, validando a sua utilização, tal como já se verifica em articulações como a coluna lombar, ombro ou pescoço. Nesse sentido, torna-se relevante avaliar a concordância entre a utilização deste instrumento e um método que na literatura já seja comumente utilizado para esta finalidade.

III. OBJETIVOS, HIPÓTESES E VARIÁVEIS

3.1. Objetivo Geral

1. Determinar os efeitos da sobrecarga muscular aguda e crónica no SPA do joelho

3.2. Objetivos Específicos

1. Avaliar a concordância entre dois métodos de avaliação do SPA distintos (central inercial e sistema de câmara de vídeo).

2. Determinar se um protocolo de fadiga muscular do quadríceps tem efeitos agudos no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto.

3. Comparar a acuidade propriocetiva entre jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto.

4. Verificar se existem diferenças entre o SPA do joelho do membro dominante e do membro não-dominante em jogadores de futebol e em indivíduos não-praticantes de desporto, tanto antes como após um protocolo de fadiga muscular.

5. Verificar se existem diferenças na acuidade propriocetiva do joelho entre género feminino e masculino.

6. Avaliar de que forma varia o SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época, ou seja, averiguar qual o efeito da sobrecarga muscular crónica ao longo de uma época no SPA do joelho.

7. Verificar se existem diferenças na acuidade propriocetiva do joelho entre jogadores que sofreram e que não sofreram lesões durante a época.

8. Comparar a acuidade propriocetiva nas amplitudes de movimento intermédias e nas amplitudes de movimento mais extremas.

3.3. Hipóteses

Hipótese 1: Existe concordância entre os dados registados por um sistema de centrais inerciais e por um sistema de câmara de vídeo, na avaliação do SPA do joelho.

Hipótese 2: Um protocolo de fadiga muscular do quadricípite tem efeitos agudos imediatos no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

Hipótese 3: A acuidade propriocetiva de jogadores de futebol é superior à de indivíduos não-praticantes de desporto.

Hipótese 4: O SPA do joelho do membro dominante e do membro não-dominante de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto não é significativamente diferente, tanto antes como após a realização de um protocolo de fadiga.

Hipótese 5: Não existem diferenças na acuidade propriocetiva entre género feminino e masculino.

Hipótese 6: O SPA do joelho de jogadores de futebol agrava-se ao longo de uma época.

Hipótese 7: O SPA do joelho dos jogadores que sofreram lesões durante a época é inferior ao SPA dos jogadores que não sofreram lesões.

Hipótese 8: A acuidade propriocetiva é superior nas amplitudes extremas.

3.4. Variáveis

Esta investigação compreende dois tipos de estudos longitudinais: a avaliação do SPA do joelho antes e após um protocolo de fadiga constitui um estudo quase-experimental, e a análise da variação do SPA do joelho dos jogadores de futebol em diferentes momentos da época constitui um estudo observacional.

A variável dependente é o SPA do joelho e a variável independente é a fadiga muscular.

IV. METODOLOGIA

O presente estudo foi realizado em três locais distintos: os indivíduos não praticantes de desporto foram avaliados no Edifício das Clínicas Pedagógicas da Universidade Fernando Pessoa, enquanto que os jogadores de futebol foram avaliados nos respetivos clubes, isto é, no departamento de futebol feminino do Boavista Futebol Clube, e nas instalações do Gondomar Sport Clube.

4.1. Critérios de seleção

Constituíram critérios de inclusão: indivíduos do sexo masculino ou feminino (Changela, Selvamani e Ramaprabhu, 2012); na faixa etária entre os 18 e os 30 anos de idade (Changela, Selvamani e Ramaprabhu, 2012); e sem história de lesões no joelho nos últimos 6 meses (Ju, Wang e Cheng, 2010).

Relativamente aos critérios de exclusão, foram excluídos os indivíduos: com história de cirurgia no joelho (Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015); com patologias cardiorrespiratórias, neurológicas ou vestibulares (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015); com os testes de integridade articular do joelho positivos (Lachman, gaveta anterior, gaveta posterior, stress em valgo e varo) (Boerboom et al., 2008); que se encontrassem a tomar medicação (analgésicos, AINE's, miorrelaxantes, antibióticos) que pudesse afetar o controlo motor (Ju, Wang e Cheng, 2010; Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015); e ainda participantes grávidas ou em período de aleitamento (Gear, 2011).

4.2. Descrição e caracterização da amostra

Participaram neste estudo um total de 60 indivíduos (29 jogadores de futebol e 31 indivíduos não praticantes de desporto). O grupo de jogadores de futebol era inicialmente constituído por 14 jogadores do sexo feminino e 15 do sexo masculino, no entanto, ao longo da época, a amostra ficou reduzida a 11 jogadores do sexo feminino e 12 do sexo masculino, já que um jogador foi transferido para outro clube, dois sofreram uma fratura da clavícula e uma luxação do ombro que os impedia de assumir a posição de decúbito ventral necessária na avaliação, outro jogador sofreu uma rutura do LCA e teve de realizar

cirurgia de reconstrução o que o impediu de voltar à atividade desportiva antes do final da época, e por fim, dois jogadores deixaram de comparecer aos treinos perto do final da época. Para efeitos de comparação com os indivíduos não-praticantes de desporto, foi considerada a amostra inicial de jogadores (n=29), pois todos estes realizaram a primeira avaliação. Para analisar a variação do SPA do joelho ao longo da época, apenas foram considerados os jogadores que cumpriram todas as avaliações. Desta forma, a amostra final de jogadores (n=23) apresentava idades compreendidas entre os 18 e os 28 anos (21.35 ± 3.16 anos), e um valor médio de Índice de Massa Corporal (IMC) de 22.41 ± 2.86 kg/m², que segundo a Organização Mundial de Saúde (n.d.) está dentro dos parâmetros considerados normais.

O grupo de não praticantes de desporto era constituído por alunos universitários, e nele estavam incluídos igualmente indivíduos do sexo feminino (n=15) e do sexo masculino (n=16), com idades compreendidas entre os 19 e os 30 anos (22.81 ± 2.50 anos), e com um valor médio de IMC de 23.99 ± 4.20 kg/m², que segundo a Organização Mundial de Saúde (n.d.) está dentro dos parâmetros considerados normais.

4.3. Descrição dos instrumentos

A avaliação do SPA do joelho foi realizada através de dois instrumentos em simultâneo: um sistema de Centrais Inerciais, Xsens MTx (Xsens, Enschede, Holanda), e um sistema de câmara de vídeo Storex X'Trem CHD5003. Cada central inercial era constituída por um acelerómetro 3D, um giroscópio, um barómetro e um magnetómetro, com o objetivo de avaliar a cinemática do movimento humano, e neste caso em concreto, avaliar o movimento a ocorrer na articulação do joelho, para assim estimar o erro de reposicionamento articular (Guo et al., 2013). O sistema de câmara de vídeo foi utilizado para analisar o movimento articular recorrendo a 8 marcadores por participante para o cálculo dos ângulos articulares de teste e de reposicionamento (Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015).

A referência da posição-alvo foi dada através de um goniómetro universal Enraf Nonius, em que o fulcro estava alinhado com o epicôndilo lateral do joelho, o braço fixo alinhado com a região lateral da coxa na direção do grande trocânter, e o braço móvel alinhado com a região lateral da perna, na direção do maléolo lateral. Para avaliação do peso e da altura foram utilizados uma balança de marca Tanita e um estadiómetro de marca Seca,

respetivamente. Para eliminar a informação visual, recorreu-se à colocação de uma venda durante a avaliação do SPA em todos os participantes.

Para a realização do protocolo de fadiga do quadricípite foi utilizado um banco de altura ajustável. O nível de atividade física dos não-praticantes de desporto foi quantificado através do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (Anexo III), que consiste num conjunto de sete questões que permitem estimar o tempo semanal gasto, por exemplo, em caminhadas e atividades físicas de intensidade moderada e vigorosa, assim como do tempo de inatividade física, isto é, tempo na posição de sentado. Para medir a perceção ou nível de sensação de esforço, foi usada a escala de Borg (Anexo IV).

4.4. Procedimentos éticos

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Universidade Fernando Pessoa - Faculdade de Ciências da Saúde – Porto. Todos os participantes assinaram a Declaração de Consentimento Informado (Anexo I) depois de informados dos objetivos e procedimentos envolvidos, declarando a sua aceitação em participar no estudo, sabendo que podiam desistir a qualquer momento sem qualquer prejuízo pessoal, de acordo com a Declaração de Helsínquia. Foi assegurado aos participantes a confidencialidade sobre os dados recolhidos e garantido que os mesmos não seriam usados para outros fins que não esta investigação.

4.5. Procedimentos metodológicos

A preferência podal foi avaliada de acordo com as indicações de Porac e Coren (1981), questionando os participantes sobre que membro inferior utilizavam na realização de algumas tarefas, como por exemplo, chutar uma bola (Anexo V).

Para verificar a presença de possíveis critérios de exclusão, procedeu-se ao preenchimento do Questionário de Caracterização da Amostra (Anexo II). Todos os participantes foram sujeitos a uma avaliação antropométrica, em que foi medido o seu peso, altura e IMC, e no qual foi também realizada a avaliação dos testes de integridade articular do joelho (gaveta anterior, gaveta posterior, stress em valgo e varo).

A avaliação do SPA do joelho dos jogadores de futebol foi realizada em três momentos distintos durante a época: a primeira na fase inicial da época (setembro de 2017), a

segunda numa fase intermédia (janeiro de 2018), e por fim a terceira avaliação, no final da época (maio de 2018). Adicionalmente, na primeira avaliação (correspondente à fase inicial da época), os jogadores foram sujeitos a um protocolo de fadiga muscular do quadríceps, sendo que o SPA do joelho foi avaliado antes e imediatamente após este mesmo protocolo, a fim de verificar se a fadiga produz alterações imediatas no SPA do joelho.

Os participantes não-praticantes de desporto foram sujeitos a um único momento de avaliação do SPA do joelho, para se proceder à comparação com os dados referentes à avaliação dos jogadores de futebol na sua primeira avaliação, tendo sido sujeitos ao mesmo protocolo de fadiga dos jogadores.

A avaliação da variação do SPA do joelho dos jogadores de futebol durante a época foi realizada em duas posições distintas:

1. Posição de sentado (Teste de Extensão), em cadeia cinética aberta, de olhos vendados, e com o joelho fletido a 90° (posição inicial), estando este junto à borda da marquesa. Passivamente e de forma lenta, o investigador movia a perna do participante para extensão para uma das amplitudes de teste: 20° e 45° de flexão do joelho, definidas por um goniómetro (Baker et al., 2002; Dieling, Van Der Esch e Janssen, 2014). A amplitude de 20° foi escolhida para testar sobretudo os mecanorreceptores articulares, por se tratar de uma amplitude perto do limite da ADM do joelho, e a amplitude de 45° foi escolhida para testar os mecanorreceptores musculares, já que se trata de uma amplitude intermédia (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Ribeiro e Oliveira, 2008). De seguida, o participante tinha de manter a posição de teste de forma ativa (em contração isométrica do quadríceps), durante 5 segundos, e após este período era instruído a voltar à posição inicial e, imediatamente após, a reposicionar o joelho até à amplitude alvo, tendo sido assim utilizado um método de posicionamento passivo seguido de reposicionamento ativo ipsilateral (Baker et al., 2002; Ribeiro e Oliveira, 2008; Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015). O reposicionamento foi repetido duas vezes totalizando três tentativas e todo o procedimento foi repetido para a segunda amplitude de teste.

2. Em decúbito ventral (Teste de Flexão), em que os participantes estavam vendados, com o joelho em extensão completa (posição inicial) e com a articulação 5 cm fora do limite de uma marquesa, de forma a minimizar estímulos cutâneos e a não limitar o movimento da rótula. A partir desta posição, a perna foi movida de forma passiva e lenta pelo investigador para uma das amplitudes de teste: 45, e 100° de flexão do joelho, definidas

por um goniómetro (Olsson et al., 2004; Clark et al., 2016). A amplitude de 100° foi escolhida para testar sobretudo os mecanorreceptores articulares, por se tratar de uma amplitude perto do limite da ADM do joelho, e a amplitude de 45° foi escolhida para testar os mecanorreceptores musculares, já que se trata de uma amplitude intermédia (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Ribeiro e Oliveira, 2008). Os participantes foram instruídos a manter a perna na posição de teste, de forma ativa (contração isométrica dos isquiotibiais), durante 5 segundos, e após este período foi-lhes pedido para retomar a posição inicial e, imediatamente após, reposicionar o joelho para a amplitude alvo, utilizando-se mais uma vez um método de posicionamento passivo seguido de reposicionamento ativo ipsilateral (Ribeiro e Oliveira, 2008). Similarmente, o reposicionamento foi repetido duas vezes e todo o procedimento foi repetido para a segunda amplitude de teste.

Para a análise do efeito do protocolo de fadiga sobre o SPA do joelho de todos os participantes do estudo, e inclusive para a comparação da acuidade proprioceptiva entre jogadores e não-jogadores, entre membro dominante e não-dominante, e entre género feminino e masculino, foi considerado apenas o teste de extensão, realizado na posição de sentado.

Em todos os participantes, a avaliação do SPA do joelho foi realizada tanto no membro dominante como no não-dominante e para as amplitudes de teste referidas anteriormente. A ordem das avaliações (posições, amplitudes e membro) foi aleatória, de forma a minimizar o possível viés decorrente da repetição de avaliações, sendo que a chave de randomização foi desenvolvida na plataforma online (<https://www.randomizer.org/>).

Em relação à colocação dos sensores para a análise do movimento, em todos os participantes foi utilizada uma central inercial em cada membro inferior, sendo que esta foi colocada medialmente e imediatamente abaixo da tuberosidade anterior da tíbia, de acordo com as instruções de Cloete e Scheffer (2010), para que a precisão dos dados recolhidos não fossem afetados pelo posicionamento da central no segmento corporal, nomeadamente sobre um ventre muscular (Van Der Straaten, De Baets, Jonkers e Timmermans, 2018). Os sinais provenientes das duas centrais inerciais utilizadas foram registados a uma frequência de 100 Hz, ou seja, eram fornecidas 100 leituras por segundo. Para além disso, todos os procedimentos foram realizados numa marquês de madeira, já que as centrais inerciais utilizadas (Xsens MTx) são também constituídas por um magnetómetro, e para que desta forma, os sinais provenientes das mesmas não fossem

influenciados pela proximidade a materiais ferromagnéticos (Van Der Straaten, De Baets, Jonkers e Timmermans, 2018).

Para filmar o movimento articular foi então utilizada um sistema de câmara de vídeo, em que a câmara de vídeo em questão registava 30 *frames* por segundo, tendo esta sido montada num tripé, alinhado em altura com o joelho dos sujeitos, de forma a que todo o membro inferior estivesse contido no campo de visão da câmara (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015). Para ser possível calcular os ângulos articulares, foram colocados quatro marcadores, construídos especificamente para esta investigação, fixados à pele dos participantes com fita cola de dupla face nos seguintes locais: no maléolo lateral, na cabeça do perónio, no epicôndilo lateral do fémur, e a meia distância entre o grande trocânter e o epicôndilo lateral do joelho (Clark et al., 2016).

O protocolo de fadiga para o quadríceps, que foi então realizado por todos os participantes da amostra, consistiu na tarefa de levantar e sentar, de um banco de altura ajustável para que as articulações da coxa e do joelho se encontrassem fletidas a 90°, de forma repetida, com os braços cruzados no peito para não haver ajuda dos membros superiores, e com um ritmo controlado por um metrónomo de 30 batimentos por minuto. Entre cada batida, o participante tinha de se levantar e voltar a sentar, ou seja, o ciclo de passar de sentado para de pé, e novamente para sentado, teve uma duração de 2 segundos, e a duração do protocolo foi registada. Como critérios para terminar o protocolo de fadiga, foram considerados os seguintes: quando o participante deixou de conseguir realizar a tarefa; quando o ritmo a que a tarefa estivesse a ser realizada não fosse o ritmo predefinido (2s), tendo direito a três tentativas/advertências por parte do investigador para normalizar o ritmo; ou ao fim de 30 minutos de protocolo (Barbieri et al., 2013; Barbieri et al., 2016). Após o término do protocolo de fadiga foi pedido aos participantes que classificassem o esforço percebido segundo a escala de Borg, e foi reavaliado o SPA de imediato, para não permitir a recuperação do estado de fadiga, para as duas amplitudes de teste e em ambos os membros, segundo o mesmo procedimento da avaliação inicial.

O SPA do joelho dos participantes foi avaliado através dos dados de posicionamento provenientes das centrais inerciais e da análise por vídeo. Os dados das centrais inerciais foram então trabalhados no software Excel para Windows, tendo sido considerados os dados de posicionamento relativos aos últimos 3 segundos de cada posicionamento/reposicionamento, enquanto que a análise por vídeo foi realizada no software Kinovea 0.8.15, no qual foram analisados os últimos 7 *frames* (Salgado, Ribeiro

e Oliveira, 2015) dos últimos três segundos de cada posicionamento/reposicionamento, para assim se proceder ao cálculo dos respectivos erros de reposicionamento. Para o cálculo dos mesmos, foram então utilizados três tipos de erros diferentes, após se calcular a média dos valores obtidos nas três tentativas, nomeadamente:

- o Erro Angular Absoluto (EAA), que diz respeito ao valor absoluto da diferença entre o valor da amplitude alvo e a amplitude alcançada pelo indivíduo (Bennell et al., 2005);
- o Erro Angular Relativo (EAR), definido como a diferença aritmética entre o valor da amplitude alvo e a amplitude alcançada pelo indivíduo (valores negativos indicam que ocorreu uma sobrestimação da amplitude alvo, enquanto que valores positivos significam que ocorreu uma subestimação da amplitude alvo) (Bennell et al., 2005);
- o Erro Angular Variável (EAV), definido como o desvio padrão dos três reposicionamentos (Olsson et al., 2004).

4.6. Procedimentos estatísticos

Para a análise estatística dos dados obtidos, foi utilizado o software SPSS (v.25 para Windows) e Statistica (v.13), e considerou-se um nível de significância de 5%.

O primeiro passo da análise estatística foi a análise da concordância entre os dois métodos de avaliação do SPA (centrais inerciais e o sistema de câmara de vídeo), tendo sido calculado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC; Modelo: *Two-way mixed effects absolute agreement*) e os respetivos intervalos de confiança (95% CI), e o Erro Padrão da Medida (SEM). Os ICC's foram classificados de acordo com Fleiss (1986) como excelentes quando se encontrassem acima de 0.75, como moderados entre 0.40-0.75, e fracos abaixo de 0.40. O SEM foi calculado a partir da fórmula: $SEM = \text{Desvio-padrão (Dp)} \times \sqrt{1 - \text{ICC}}$ (Portney e Watkins, 2015). Foi ainda utilizada a técnica descrita por Bland e Altman (1986), em que é analisada a concordância e os limites de concordância (LC) (média \pm 1.96 x desvio-padrão das diferenças. Para a análise da concordância entre os dois instrumentos de avaliação foram utilizados os dados da primeira avaliação dos atletas, de forma a incluir as avaliações da acuidade proprioceptiva nas quatro amplitudes de teste. Para isso foram criadas apenas quatro variáveis para cada instrumento (Teste de Extensão 20°; Teste de Extensão 45°; Teste de Flexão 45°; e Teste

de Flexão 100°), uma vez que foram adicionados dentro da mesma variável os EAA correspondentes ao membro dominante e ao membro não-dominante, totalizando assim 46 casos para cada uma das variáveis.

As variáveis relativas às comparações dos erros de reposicionamento de jogadores de futebol e de não-praticantes de desporto e à variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo da época, foram descritas em termos de Mediana (Me) e Amplitude Interquartil (AIQ). Previamente a estas comparações, o teste de normalidade de Shapiro-Wilk foi utilizado, de forma a avaliar a distribuição das variáveis em estudo. Tendo-se verificado que as variáveis não seguiam uma distribuição normal, foram utilizados testes não-paramétricos nas comparações, nomeadamente os testes de Mann-Whitney (amostras independentes), de Wilcoxon (amostras emparelhadas), e de Friedman (amostras emparelhadas). O teste de Mann-Whitney foi utilizado para as comparações entre grupos em relação às variáveis idade, peso, altura, IMC, duração do protocolo de fadiga e esforço percebido; na comparação dos erros de reposicionamento entre jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, entre género feminino e masculino, e ainda entre jogadores que sofreram lesões e jogadores que não sofreram lesões durante a época. O teste de Wilcoxon foi utilizado para analisar os efeitos agudos da fadiga muscular sobre o SPA do joelho tanto de jogadores de futebol como de indivíduos não-praticantes de desporto; para a comparação dos erros de reposicionamento entre membro dominante e membro não-dominante; e também na comparação dos erros de reposicionamento entre amplitudes de teste. Por fim, o teste de Friedman foi utilizado apenas para a análise da variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo da época.

V. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Características gerais dos participantes

As tabelas 1 e 2 discriminam as características gerais da amostra referente aos grupos de indivíduos não-praticantes de desporto e jogadores de futebol, respetivamente, em relação às variáveis idade, peso, altura, IMC, membro dominante e nível de atividade física.

Tabela 1: Características gerais dos não-praticantes de desporto (idade, peso, altura, IMC, Membro Dominante e Nível de Atividade Física)

	Amostra (n=31)	Sexo Masculino (n=16)	Sexo Feminino (n=15)
	Me ; AIQ	Me ; AIQ	Me ; AIQ
Idade (anos)	22.00 ; 3.00	22.00 ; 3.00	23.00 ; 2.00
Peso (Kg)	66.00 ; 15.5	73.00 ; 22.6	58.00 ; 13.00
Altura (m)	1.70 ; 0.15	1.73 ; 0.08	1.58 ; 0.08
IMC (kg/m²)	23.10 ; 6.0	24.10 ; 8.3	22.30 ; 3.70
Membro Dominante	3 (Esquerdo) 28 (Direito)	2 (Esquerdo) 14 (Direito)	1 (Esquerdo) 14 (Direito)
Nível de Atividade Física (IPAQ)	11 – Sedentários 20 – Minimamente Ativos	6 – Sedentários 10 – Minimamente Ativos	5 – Sedentários 10 – Minimamente Ativos

Tabela 2: Características gerais dos jogadores de futebol (idade, peso, altura, IMC e Membro Dominante)

	Amostra (n=29)	Sexo Masculino (n=15)	Sexo Feminino (n=14)
	Me ; AIQ	Me ; AIQ	Me ; AIQ
Idade (anos)	21.00 ; 8.00	20.00 ; 4.00	23.50 ; 8.00
Peso (Kg)	62.80 ; 21.3	71.40 ; 12.90	51.20 ; 12.30
Altura (m)	1.68 ; 0.20	1.79 ; 0.14	1.60 ; 0.04
IMC (kg/m²)	21.50 ; 3.80	23.00 ; 3.20	20.45 ; 2.33
Membro Dominante	4 (Esquerdo) 25 (Direito)	3 (Esquerdo) 12 (Direito)	1 (Esquerdo) 13 (Direito)

Na tabela 3, encontra-se a comparação entre o grupo de jogadores de futebol e o grupo de não-praticantes de desporto em relação às variáveis idade, peso, altura, IMC, duração do protocolo de fadiga, e esforço percebido (escala de Borg).

É possível verificar que em termos de variáveis biológicas, não existem diferenças significativas entre os dois grupos, e o mesmo se verifica em relação à classificação do esforço percebido, e ao tempo realizado de protocolo de fadiga. Embora a duração do

protocolo de fadiga nos não-praticantes de desporto tenha sido superior, as diferenças não foram significativas.

Tabela 3: Comparação entre grupos em relação à idade, peso, altura, IMC, duração do protocolo de fadiga e esforço percebido

	Jogadores de futebol (n=29)	Não-Praticantes de desporto (n=31)	p
	Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Idade (anos)	21.00 ; 8.00	22.00 ; 3.00	0.109
Peso (Kg)	62.80 ; 21.3	66.00 ; 15.5	0.387
Altura (m)	1.68 ; 0.20	1.70 ; 0.15	0.773
IMC (kg/m²)	21.50 ; 3.80	23.10 ; 6.0	0.077
Tempo de Protocolo	4.17 ; 12.73	7.14 ; 13.13	0.211
Esforço percebido	15.00 ; 2.00	15.00 ; 2.00	0.532

5.1. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do SPA do Joelho

Na tabela 4 está descrita a análise da concordância entre os dois instrumentos de avaliação do SPA realizados nesta investigação, ou seja, as centrais inerciais (Xsens) e o sistema de câmara de vídeo (Vídeo).

Tabela 4: Análise da concordância entre os dois instrumentos de avaliação do SPA (Legenda: CI – Intervalo de Confiança; SEM – Erro Padrão da Medida)

	Amplitudes	n	EAA		Concordância		
			Xsens	Vídeo	ICC	95% CI	SEM
Extensão	20°	46	3.57±2.85	3.55±2.69	0.941	[0.893;0.967]	1.31
	45°	46	4.17±3.02	4.03±2.38	0.953	[0.916;0.974]	1.15
Flexão	45°	46	5.97±3.41	5.57±3.41	0.976	[0.951;0.987]	1.05
	100°	46	3.17±2.53	3.40±2.43	0.928	[0.870;0.960]	1.29

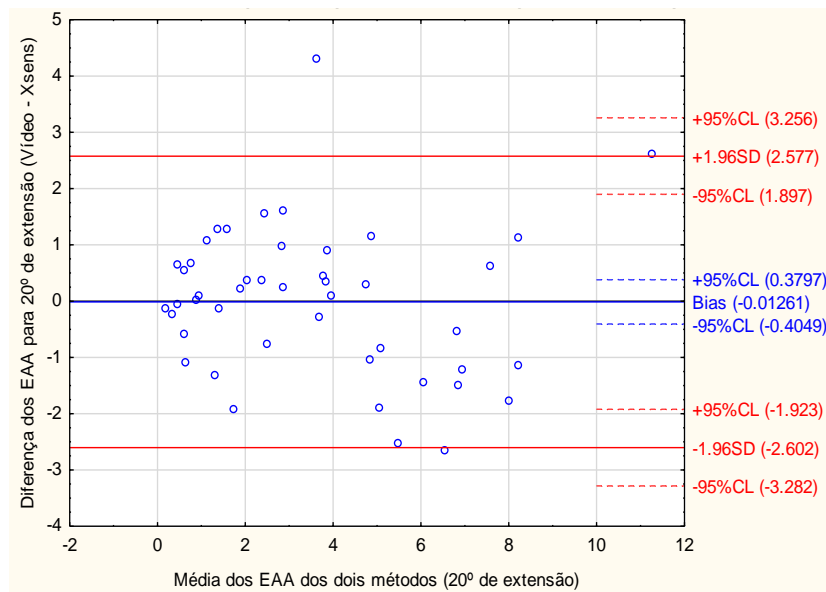
A análise da tabela 4, permite concluir que quer nas amplitudes avaliadas no teste de extensão quer nas do teste de flexão, a concordância da medição das centrais inerciais e do sistema de câmara de vídeo, dada pelos valores do ICC, é considerada excelente, já que todos os limites inferiores do 95% CI do ICC são superiores a 0.75 (Fleiss, 1986). No que diz respeito aos valores do SEM, sendo este uma medida de variância entre os dois instrumentos, os testes nos quais a variância foi menor foi nos reposicionamentos dos 45° do teste de flexão (1.05°) e do teste de extensão (1.15°), e os testes em que se verificaram

variâncias superiores entre os dois instrumentos foram nos reposicionamentos relativos às amplitudes mais extremas, ou seja, aos 100° do teste de flexão (1.29°) e aos 20° do teste de extensão (1.31°). Tendo em conta estes valores de concordância entre os dois instrumentos, toda a análise estatística foi realizada tendo em conta apenas os dados provenientes das centrais inerciais.

Nos gráficos 1, 2, 3 e 4, encontra-se a análise da concordância entre os dois instrumentos (Xsens e Vídeo) segundo a técnica descrita por Bland e Altman (1986), para os reposicionamentos de 20° e 45° do teste de extensão, e dos 45° e 100° do teste de flexão.

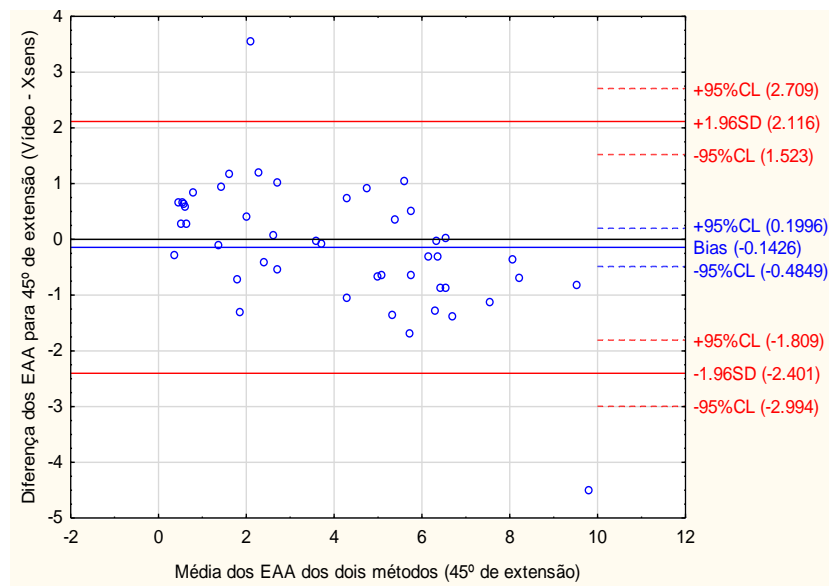
No gráfico 1, encontra-se a análise Bland-Altman relativa ao reposicionamento dos 20° do teste de extensão. A diferença média dos EAA obtidos pela avaliação dos dois instrumentos (*bias*) para este reposicionamento foi de -0.013° (LC: -2.602° ; 2.577°). É possível verificar que 93.5% dos casos estão contidos dentro dos LC. No entanto, considerado os intervalos de confiança dos mesmos, considera-se que 97.8% dos pontos estão contidos dentro desses valores.

Gráfico 1 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 20° do teste de extensão



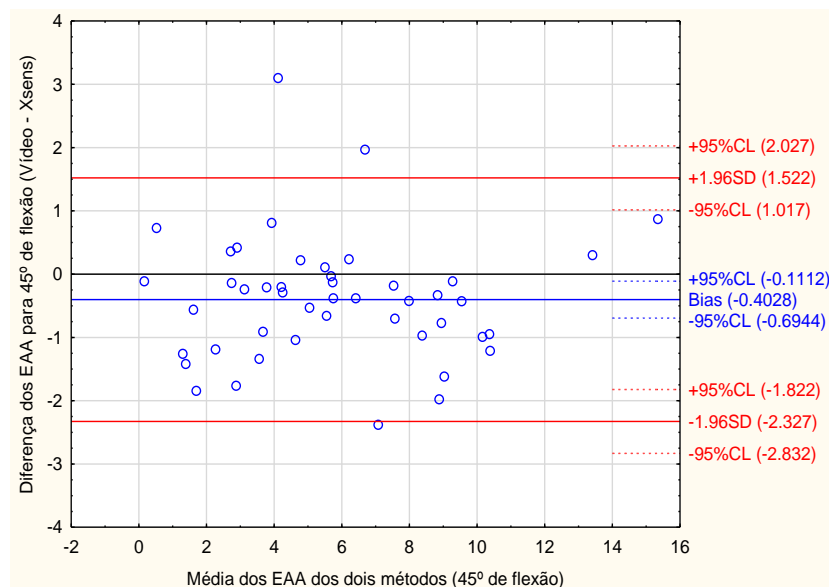
No gráfico 2, encontra-se a análise Bland-Altman para o reposicionamento dos 45° do teste de extensão. O valor do *bias* para este reposicionamento foi de -0.143° (LC: -2.401° ; 2.116°) com 95.7% dos casos contidos dentro dos LC.

Gráfico 2 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 45° do teste de extensão



No gráfico 3, está descrita a análise Bland-Altman relativa ao reposicionamento dos 45° do teste de flexão. O valor do *bias* para esta variável foi de -0.403° (LC: -2.327° ; 1.522°). É possível verificar que 93.5% dos casos estão contidos dentro dos LC. No entanto, considerado os intervalos de confiança dos mesmos, considera-se que 97.8% dos pontos estão contidos dentro desses valores.

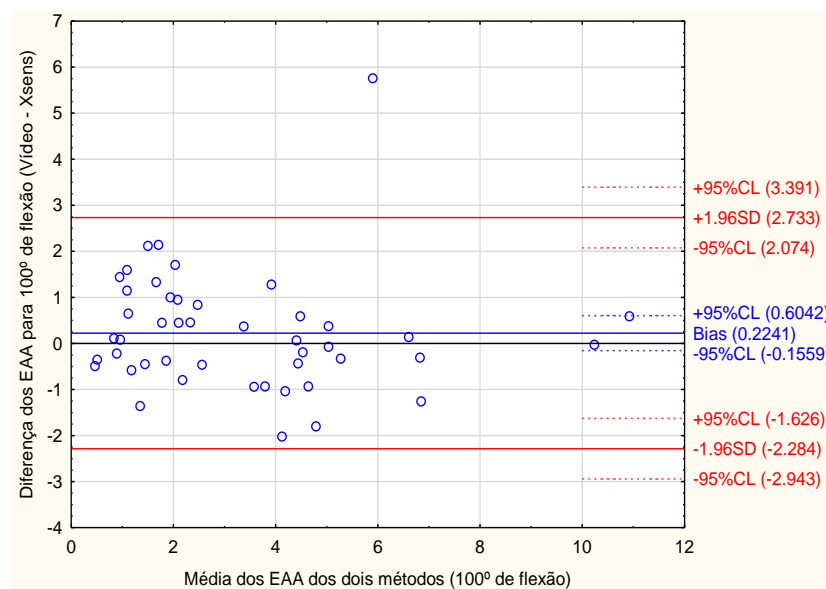
Gráfico 3 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 45° do teste de flexão



No gráfico 4, encontra-se a análise Bland-Altman para o reposicionamento dos 100° do teste de flexão. A diferença média dos EAA obtidos pela avaliação dos dois instrumentos

(bias) para este reposicionamento foi de 0.224° (LC: -2.284° ; 2.733°) com 97.8% dos casos contidos dentro dos LC.

Gráfico 4 Análise Bland-Altman para o reposicionamento de 100° do teste de flexão



5.2. Efeitos agudos da fadiga muscular no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

Nas tabelas 5, 6 e 7, é apresentada a análise estatística relativa aos erros de reposicionamento absolutos, relativos e variáveis, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, para as duas amplitudes de teste e para os membros dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga.

Tabela 5: Comparação dos EAA (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

	Jogadores de futebol			Não-praticantes de desporto		
	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p
	Me ; AIQ	Me ; AIQ		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
MD 20°	3.15 ; 5.85	3.71 ; 3.98	0.812	3.30 ; 4.38	4.62 ; 4.53	0.357
MD 45°	2.63 ; 4.46	4.42 ; 3.90	0.061	4.89 ; 4.70	6.09 ; 7.78	0.034*
MND 20°	1.99 ; 2.89	2.61 ; 3.41	0.309	3.83 ; 5.03	4.57 ; 4.92	0.906
MND 45°	5.34 ; 4.98	4.64 ; 5.19	0.456	5.54 ; 7.83	4.76 ; 6.10	0.248

* $p \leq 0.050$

Na tabela 5, verifica-se que os erros de reposicionamento absolutos no grupo de jogadores de futebol não aumentaram nem diminuíram significativamente após o protocolo de fadiga em nenhuma das amplitudes ou membros. Nos indivíduos não-praticantes, houve um aumento significativo dos erros de reposicionamento aos 45° no membro dominante após a fadiga ($p=0.034$).

Tabela 6: Comparação dos EAR (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

	Jogadores de futebol			Não-praticantes de desporto		
	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p
	Me ; AIQ	Me ; AIQ		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
MD 20°	-2.76 ; 7.25	-2.94 ; 4.17	0.738	2.44 ; 6.90	3.51 ; 7.66	0.891
MD 45°	-2.63 ; 4.78	-4.42 ; 4.31	0.078	4.82 ; 6.73	6.09 ; 8.71	0.017*
MND 20°	-1.48 ; 4.47	-1.54 ; 4.90	0.820	3.83 ; 5.46	3.68 ; 7.04	0.367
MND 45°	-5.34 ; 5.84	-4.64 ; 5.19	0.689	5.54 ; 7.91	4.76 ; 6.43	0.240

* $p \leq 0.050$

Através da análise da tabela 6, confirma-se igualmente que os erros angulares relativos apenas aumentaram significativamente após a fadiga nos indivíduos não-praticantes de desporto, novamente no membro dominante e no reposicionamento dos 45° ($p=0.017$).

Tabela 7: Comparação dos EAV (em graus) antes e após o protocolo de fadiga, de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

	Jogadores de futebol			Não-praticantes de desporto		
	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p	Antes da Fadiga	Depois da Fadiga	p
	Me ; AIQ	Me ; AIQ		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
MD 20°	1.13 ; 1.57	0.97 ; 1.09	0.336	1.52 ; 1.39	1.77 ; 1.58	0.610
MD 45°	0.94 ; 0.96	1.50 ; 1.67	0.002*	2.60 ; 1.76	2.25 ; 3.06	0.281
MND 20°	0.76 ; 0.80	1.33 ; 1.46	0.001*	1.99 ; 2.18	2.05 ; 1.59	0.531
MND 45°	1.53 ; 1.49	1.27 ; 1.26	0.150	2.84 ; 3.29	1.71 ; 2.16	0.100

* $p \leq 0.050$

Em relação aos erros variáveis (tabela 7), existem diferenças significativas após o protocolo de fadiga, apenas nos jogadores de futebol, tendo estes aumentado significativamente no membro dominante na amplitude de 45° ($p=0.002$), e no membro não-dominante na amplitude de 20° ($p=0.001$).

5.3. Comparação da acuidade propriocetiva de jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto

A comparação dos erros de reposicionamento absolutos, relativos e variáveis entre jogadores de futebol e não-praticantes de desporto no teste de extensão, antes e após um protocolo de fadiga do quadricípite, encontra-se discriminada nas tabelas 8, 9 e 10, respetivamente.

Tabela 8: Comparação dos EAA (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol	Não-praticantes de desporto	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	3.15 ; 5.85	3.30 ; 4.38	0.941
	MD 45°	2.63 ; 4.46	4.89 ; 4.70	0.078
	MND 20°	1.99 ; 2.89	3.83 ; 5.03	0.022*
	MND 45°	5.34 ; 4.98	5.54 ; 7.83	0.329
Depois da fadiga	MD 20°	3.71 ; 3.98	4.62 ; 4.53	0.318
	MD 45°	4.42 ; 3.90	6.09 ; 7.78	0.043*
	MND 20°	2.61 ; 3.41	4.57 ; 4.92	0.156
	MND 45°	4.64 ; 5.19	4.76 ; 6.10	0.579

* $p \leq 0.050$

Pela análise da tabela 8, é possível constatar que os erros de reposicionamento absolutos entre jogadores e não-praticantes foram significativamente diferentes na amplitude de 20° no membro não-dominante ($p=0.022$), antes do protocolo de fadiga; e na amplitude de 45°, mas no membro dominante, após o protocolo de fadiga ($p=0.043$). De forma geral, os jogadores de futebol apresentam uma acuidade propriocetiva superior, já que os seus erros de reposicionamento são inferiores à dos não-praticantes de desporto.

Pela análise da tabela 9, é possível também observar que os erros angulares relativos dos jogadores de futebol e dos não-praticantes de desporto são significativamente diferentes entre os dois membros e para as duas amplitudes de teste, tanto antes como após a fadiga, já que os jogadores de futebol apresentam erros de reposicionamento sempre negativos, indicando que sobrestimaram ambas as amplitudes. Pelo contrário, os indivíduos não-

praticantes de desporto apresentam erros de reposicionamento positivos, o que indica que tiveram tendência para subestimar as amplitudes de teste.

Tabela 9: Comparação dos EAR (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol	Não-praticantes de desporto	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	-2.76 ; 7.25	2.44 ; 6.90	≤0.001*
	MD 45°	-2.63 ; 4.78	4.82 ; 6.73	≤0.001*
	MND 20°	-1.48 ; 4.47	3.83 ; 5.46	≤0.001*
	MND 45°	-5.34 ; 5.84	5.54 ; 7.91	≤0.001*
Depois da fadiga	MD 20°	-2.94 ; 4.17	3.51 ; 7.66	≤0.001*
	MD 45°	-4.42 ; 4.31	6.09 ; 8.71	≤0.001*
	MND 20°	-1.54 ; 4.90	3.68 ; 7.04	≤0.001*
	MND 45°	-4.64 ; 5.19	4.76 ; 6.43	≤0.001*

* $p \leq 0.050$

Tabela 10: Comparação dos EAV (em graus) de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol	Não-praticantes de desporto	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	1.13 ; 1.57	1.52 ; 1.39	0.201
	MD 45°	0.94 ; 0.96	2.60 ; 1.76	≤0.001*
	MND 20°	0.76 ; 0.80	1.99 ; 2.18	≤0.001*
	MND 45°	1.53 ; 1.49	2.84 ; 3.29	0.006*
Depois da fadiga	MD 20°	0.97 ; 1.09	1.77 ; 1.58	0.010*
	MD 45°	1.50 ; 1.67	2.25 ; 3.06	0.112
	MND 20°	1.33 ; 1.46	2.05 ; 1.59	0.072
	MND 45°	1.27 ; 1.26	1.71 ; 2.16	0.050*

* $p \leq 0.050$

Os erros angulares variáveis dos jogadores de futebol e dos não-praticantes de desporto descritos na tabela 10, foram significativamente diferentes antes da fadiga na amplitude de 45° em ambos os membros ($p \leq 0.001$ e $p = 0.006$), e na amplitude de 20° no membro não-dominante ($p \leq 0.001$). Após a fadiga, diferenças significativas foram registadas nos erros de reposicionamento entre os dois grupos no membro dominante aos 20° ($p = 0.010$) e no membro não-dominante aos 45° ($p = 0.050$).

Tanto antes como após o protocolo de fadiga, os não-praticantes de desporto apresentaram erros angulares variáveis superiores aos dos jogadores de futebol, o que significa que entre as três tentativas de reposicionamento apresentaram uma variabilidade superior, ou seja, não foram tão consistentes nos reposicionamentos. Esta tendência verifica-se igualmente nos casos em que não se registaram diferenças significativas.

5.4. Comparação da acuidade proprioceptiva entre membro dominante e não-dominante

Na tabela 11, faz-se a comparação dos erros de reposicionamento entre membro dominante e não-dominante, tanto para os jogadores como para os indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga do quadricípite.

Tabela 11: Comparação dos EAA (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de Futebol		Não-praticantes de desporto	
		Me ; AIQ	p	Me ; AIQ	p
Antes da Fadiga	20°	MD	3.15 ; 5.85	0.187	3.30 ; 4.38
		MND	1.99 ; 2.89		3.83 ; 5.03
	45°	MD	2.63 ; 4.46	0.012*	4.89 ; 4.70
		MND	5.34 ; 4.98		5.54 ; 7.83
Depois da Fadiga	20°	MD	3.71 ; 3.98	0.812	4.62 ; 4.53
		MND	2.61 ; 3.41		4.57 ; 4.92
	45°	MD	4.42 ; 3.90	0.922	6.09 ; 7.78
		MND	4.64 ; 5.19		4.76 ; 6.10

* $p \leq 0.050$

Antes da fadiga, apenas se verificam diferenças entre membro dominante e não-dominante nos jogadores de futebol e na amplitude intermédia de 45° ($p=0.012$), sendo que o membro não-dominante dos mesmos apresentou uma acuidade proprioceptiva significativamente inferior. Após a fadiga, nesta mesma amplitude, apesar de não significativo, existe igualmente uma tendência para que o membro não-dominante apresente uma acuidade proprioceptiva inferior. Para a amplitude de 20°, é o membro dominante que apresenta tendencialmente uma acuidade proprioceptiva inferior em relação ao membro não-dominante.

No caso dos não-praticantes, antes da fadiga, apesar de não significativo, o membro dominante apresenta erros de reposicionamento inferiores, enquanto que após o protocolo de fadiga, o membro dominante passa a ser o que apresenta erros de reposicionamento superiores, com diferenças significativas aos 45° (p=0.050).

Tabela 12: Comparação dos EAR (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de Futebol		Não-praticantes de desporto	
		Me ; AIQ	p	Me ; AIQ	p
Antes da Fadiga	20°	MD	-2.76 ; 7.25	0.166	2.44 ; 6.90
		MND	-1.48 ; 4.47		3.83 ; 5.46
	45°	MD	-2.63 ; 4.78	0.160	4.82 ; 6.73
		MND	-5.34 ; 5.84		5.54 ; 7.91
Depois da Fadiga	20°	MD	-2.94 ; 4.17	0.275	3.51 ; 7.66
		MND	-1.54 ; 4.90		3.68 ; 7.04
	45°	MD	-4.42 ; 4.31	0.957	6.09 ; 8.71
		MND	-4.64 ; 5.19		4.76 ; 6.43

*p≤0.050

Pela análise da tabela 12, é possível verificar que apenas nos não-praticantes de desporto e antes da realização do protocolo de fadiga, se verificam erros de reposicionamento relativos significativamente diferentes entre membro dominante e não-dominante, tanto para a amplitude extrema de 20° (p=0.046) como para a amplitude intermédia de 45° (p=0.036), com o membro não-dominante a registar acuidades propriocetivas inferiores para ambas as amplitudes.

Na tabela 13, verifica-se que existem diferenças significativas nos erros variáveis entre membro dominante e não-dominante unicamente nos jogadores de futebol antes do protocolo de fadiga e na amplitude de 20° (p=0.041), com o membro dominante a apresentar uma menor consistência entre tentativas de reposicionamento.

Tabela 13: Comparação dos EAV (em graus) dos jogadores e dos não-praticantes entre membro dominante e não-dominante, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de Futebol		Não-praticantes de desporto	
		Me ; AIQ	p	Me ; AIQ	p
Antes da Fadiga	20°	MD	1.13 ; 1.57	0.041*	1.52 ; 1.39
		MND	0.76 ; 0.80		1.99 ; 2.18
	45°	MD	0.94 ; 0.96	0.147	2.60 ; 1.76
		MND	1.53 ; 1.49		2.84 ; 3.29
Depois da Fadiga	20°	MD	0.97 ; 1.09	0.074	1.77 ; 1.58
		MND	1.33 ; 1.46		2.05 ; 1.59
	45°	MD	1.50 ; 1.67	0.068	2.25 ; 3.06
		MND	1.27 ; 1.26		1.71 ; 2.16

* $p \leq 0.050$

5.5. Comparação da acuidade propriocetiva entre género

Nas tabelas 14, 15 e 16 comparam-se os erros de reposicionamento entre género feminino e masculino, sem ter em conta se os participantes são ou não desportistas.

Tabela 14: Comparação dos EAA (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga

		Feminino	Masculino	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	4.55 ; 5.61	2.71 ; 3.15	0.035*
	MD 45°	4.82 ; 4.44	3.75 ; 5.39	0.589
	MND 20°	3.44 ; 4.09	3.23 ; 4.50	0.790
	MND 45°	6.10 ; 6.44	5.21 ; 6.51	0.842
Depois da fadiga	MD 20°	4.93 ; 4.94	3.71 ; 4.01	0.311
	MD 45°	5.38 ; 6.16	3.76 ; 6.04	0.070
	MND 20°	3.68 ; 4.15	3.28 ; 4.75	0.819
	MND 45°	4.76 ; 7.18	4.64 ; 3.68	0.970

* $p \leq 0.050$

Pela análise da tabela 14, é possível constatar que em termos absolutos existem diferenças significativas entre género feminino e masculino antes da realização do protocolo da fadiga, unicamente no membro dominante e na amplitude extrema de 20° ($p=0.035$), apresentando o género masculino uma acuidade propriocetiva superior. Apesar de não haver mais valores significativos, verifica-se uma tendência para que tanto antes como após a fadiga, o género feminino apresente uma acuidade propriocetiva inferior à do género masculino.

Tabela 15: Comparação dos EAR (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga

		Feminino	Masculino	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	-0.89 ; 9.07	-0.34 ; 5.45	0.912
	MD 45°	-0.03 ; 9.08	-0.23 ; 8.00	0.717
	MND 20°	1.65 ; 6.64	0.92 ; 6.90	0.712
	MND 45°	-0.60 ; 12.98	1.51 ; 10.62	0.610
Depois da fadiga	MD 20°	-0.99 ; 10.03	-1.09 ; 7.37	0.819
	MD 45°	-1.32 ; 13.95	-0.57 ; 8.12	0.807
	MND 20°	-0.93 ; 7.76	1.47 ; 7.43	0.085
	MND 45°	0.51 ; 9.40	-1.66 ; 10.15	0.631

Tabela 16: Comparação dos EAV (em graus) entre género, antes e após o protocolo de fadiga

		Feminino	Masculino	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Antes da fadiga	MD 20°	1.46 ; 1.57	1.23 ; 1.38	0.520
	MD 45°	1.29 ; 1.81	1.77 ; 1.87	0.579
	MND 20°	1.11 ; 1.61	1.26 ; 1.80	0.947
	MND 45°	1.82 ; 2.80	2.22 ; 2.74	0.652
Depois da fadiga	MD 20°	1.64 ; 1.52	1.08 ; 1.00	0.061
	MD 45°	2.11 ; 2.23	1.62 ; 2.40	0.363
	MND 20°	1.77 ; 1.62	1.61 ; 1.65	0.549
	MND 45°	1.41 ; 1.50	1.40 ; 1.42	0.888

No entanto, tendo em conta os valores dos erros de reposicionamento relativos verifica-se que estes não são significativamente diferentes entre género, tanto antes como após o protocolo de fadiga.

Da mesma forma, os erros angulares variáveis também não são significativamente diferentes entre género, embora após a realização do protocolo de fadiga, os participantes do género masculino tendencialmente apresentem uma consistência nos reposicionamentos superior ao género feminino.

Nas tabelas 17, 18 e 19 encontra-se respetivamente, a comparação dos erros angulares absolutos, relativos e variáveis entre género masculino e feminino, tendo em conta se são jogadores de futebol ou não-praticantes de desporto, antes e após a realização do protocolo de fadiga.

Tabela 17: Comparação dos EAA (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol		p	Não-praticantes de desporto		p
		Feminino	Masculino		Feminino	Masculino	
Antes da fadiga	MD 20°	4.43 ; 5.06	2.54 ; 6.16	0.201	4.63 ; 6.60	2.82 ; 3.09	0.093
	MD 45°	3.20 ; 4.79	2.57 ; 3.92	0.400	4.89 ; 5.65	5.05 ; 4.57	1.000
	MND 20°	2.03 ; 3.73	1.99 ; 3.59	0.847	3.63 ; 3.90	4.50 ; 7.24	0.922
	MND 45°	5.90 ; 4.20	5.21 ; 6.75	0.747	7.03 ; 8.50	5.08 ; 6.84	0.861
Depois da fadiga	MD 20°	5.26 ; 4.92	2.51 ; 3.31	0.041*	4.55 ; 4.08	4.85 ; 3.68	0.572
	MD 45°	4.95 ; 3.53	2.87 ; 3.59	0.046*	7.82 ; 10.14	5.01 ; 8.61	0.318
	MND 20°	2.74 ; 4.70	2.06 ; 3.24	0.591	4.08 ; 3.87	5.28 ; 5.96	0.682
	MND 45°	4.53 ; 6.20	4.64 ; 2.57	0.780	4.76 ; 8.32	4.89 ; 5.11	0.800

* $p \leq 0.050$

Pela análise da tabela 17, conclui-se que na avaliação antes da realização do protocolo de fadiga não existiam diferenças nos erros de reposicionamento absolutos entre género feminino e masculino, nem nos jogadores de futebol nem nos indivíduos não-praticantes de desporto. No entanto, após o protocolo de fadiga, verificam-se diferenças significativas entre género somente nos jogadores de futebol, sendo estas no membro dominante para ambas as amplitudes de teste (20°: $p=0.041$; 45°: $p=0.046$), apresentando o género feminino uma acuidade proprioceptiva do joelho inferior à dos jogadores masculinos.

Tabela 18: Comparação dos EAR (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol		p	Não-praticantes de desporto		p
		Feminino	Masculino		Feminino	Masculino	
Antes da fadiga	MD 20°	-3.98 ; 6.81	-1.75 ; 7.55	0.310	4.63 ; 10.01	1.27 ; 4.66	0.163
	MD 45°	-3.20 ; 4.79	-2.57 ; 3.97	0.400	4.82 ; 7.68	5.05 ; 6.68	1.000
	MND 20°	-1.77 ; 3.93	-1.21 ; 4.77	0.505	3.57 ; 4.04	4.50 ; 8.14	0.740
	MND 45°	-5.90 ; 4.20	-5.08 ; 8.77	0.400	7.03 ; 8.50	4.92 ; 7.48	0.984
Depois da fadiga	MD 20°	-4.14 ; 6.64	-2.51 ; 3.31	0.477	3.62 ; 8.12	3.29 ; 7.54	0.861
	MD 45°	-4.95 ; 3.53	-2.87 ; 3.61	0.033*	7.82 ; 10.14	4.90 ; 9.88	0.232
	MND 20°	-1.93 ; 5.40	-1.44 ; 6.39	0.234	2.30 ; 7.21	5.28 ; 6.26	0.175
	MND 45°	-4.53 ; 6.20	-4.64 ; 2.57	0.949	4.76 ; 8.32	4.58 ; 6.14	0.470

* $p \leq 0.050$

Na tabela 18 verifica-se que antes da fadiga não existem diferenças nos erros angulares relativos entre género em ambos os grupos. Após a fadiga e no grupo de jogadores, o género feminino apresenta um SPA do joelho significativamente inferior ao do género masculino, apenas no membro dominante e para a amplitude intermédia de 45° (p=0.033).

Tabela 19: Comparação dos EAV (em graus) entre género para jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, antes e após o protocolo de fadiga

		Jogadores de futebol		p	Não-praticantes de desporto		p
		Feminino	Masculino		Feminino	Masculino	
Antes da fadiga	MD 20°	1.38 ; 1.72	0.99 ; 1.50	0.949	1.60 ; 1.72	1.41 ; 1.44	0.520
	MD 45°	1.07 ; 0.91	0.94 ; 1.15	0.880	2.60 ; 2.35	2.64 ; 1.21	0.545
	MND 20°	0.74 ; 0.66	0.81 ; 1.06	0.949	1.67 ; 2.48	2.03 ; 2.37	1.000
	MND 45°	1.39 ; 1.73	1.89 ; 1.68	0.063	3.47 ; 2.89	2.47 ; 3.90	0.520
Depois da fadiga	MD 20°	1.41 ; 1.50	0.91 ; 1.00	0.085	2.00 ; 1.58	1.48 ; 1.18	0.247
	MD 45°	2.01 ; 1.53	1.22 ; 1.15	0.146	2.33 ; 3.45	2.14 ; 2.68	0.800
	MND 20°	1.03 ; 1.33	1.53 ; 1.66	0.093	2.14 ; 1.95	1.95 ; 1.41	0.495
	MND 45°	1.02 ; 1.30	1.35 ; 1.21	0.451	2.04 ; 4.37	1.64 ; 1.72	0.495

* $p \leq 0.050$

Analisando a tabela 19 verifica-se que não existem diferenças significativas nos erros de reposicionamento variáveis entre género para ambos os grupos, tanto antes como após a realização do protocolo de fadiga.

5.6. Variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época

Os valores dos erros angulares absolutos, relativos e variáveis, para o teste de extensão e de flexão, e para as quatro amplitudes de teste, correspondentes à avaliação no início da época, no meio da época, e no final da época, estão representados nas tabelas 20, 21 e 22, respetivamente.

Pela análise da tabela 20 é possível concluir que os erros de reposicionamento absolutos dos jogadores de futebol não variaram significativamente ao longo da época, tanto no teste de extensão como no teste de flexão.

A observação dos erros de reposicionamento relativos igualmente permite averiguar que estes não variaram significativamente ao longo da época. No entanto, é de notar que de

uma forma geral, se verifica uma tendência para que os jogadores de futebol sobrestimem as amplitudes-alvo, já que se verificam somente erros de reposicionamento negativos.

De acordo com os dados da tabela 22, os erros de reposicionamento variáveis não aumentaram nem diminuíram significativamente ao longo da época.

Tabela 20: Variação dos EAA (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época

		Início da Época	Meio da Época	Final da Época	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Teste de Extensão	MD 20°	3.56 ; 6.39	2.40 ; 3.73	3.63 ; 4.27	0.411
	MD 45°	2.53 ; 5.10	3.72 ; 4.04	2.41 ; 5.74	0.568
	MND 20°	1.99 ; 3.40	1.89 ; 4.40	2.34 ; 2.45	0.568
	MND 45°	5.34 ; 4.39	2.84 ; 4.31	4.82 ; 3.58	0.260
Teste de Flexão	MD 45°	5.15 ; 5.03	5.64 ; 3.05	3.97 ; 8.67	0.676
	MD 100°	2.04 ; 3.71	2.48 ; 6.03	3.22 ; 3.20	0.878
	MND 45°	5.88 ; 6.14	6.24 ; 5.48	7.06 ; 7.74	0.738
	MND 100°	2.79 ; 4.05	3.94 ; 6.33	2.60 ; 3.48	0.054

Tabela 21: Variação dos EAR (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época

		Início da Época	Meio da Época	Final da Época	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Teste de Extensão	MD 20°	-2.76 ; 7.73	-1.28 ; 6.23	-0.58 ; 6.25	0.183
	MD 45°	-2.53 ; 5.15	-3.72 ; 5.39	-2.03 ; 6.01	0.878
	MND 20°	-1.48 ; 4.82	-0.85 ; 4.58	-1.36 ; 3.42	0.676
	MND 45°	-5.34 ; 5.29	-2.84 ; 4.44	-4.01 ; 3.65	0.738
Teste de Flexão	MD 45°	-4.13 ; 9.85	-5.43 ; 5.91	-3.96 ; 11.48	0.438
	MD 100°	-0.71 ; 6.09	-1.89 ; 6.66	-0.28 ; 6.54	0.209
	MND 45°	-5.70 ; 6.91	-4.24 ; 7.31	-5.99 ; 10.30	0.676
	MND 100°	-0.79 ; 4.37	-3.83 ; 8.30	-0.24 ; 5.75	0.119

Tabela 22: Variação dos EAV (em graus) dos jogadores de futebol ao longo da época

		Início da Época	Meio da Época	Final da Época	p
		Me ; AIQ	Me ; AIQ	Me ; AIQ	
Teste de Extensão	MD 20°	0.93 ; 1.65	1.30 ; 1.33	0.99 ; 1.27	0.957
	MD 45°	0.93 ; 0.80	1.34 ; 1.03	1.19 ; 1.11	0.260
	MND 20°	0.81 ; 0.82	1.11 ; 1.45	1.16 ; 0.89	0.296
	MND 45°	1.53 ; 1.30	1.33 ; 0.92	1.69 ; 1.23	0.119
Teste de Flexão	MD 45°	3.03 ; 3.14	2.63 ; 1.95	2.41 ; 3.05	0.738
	MD 100°	1.31 ; 1.69	1.61 ; 2.13	1.35 ; 1.36	0.840
	MND 45°	2.54 ; 2.64	1.93 ; 1.81	2.05 ; 1.70	0.676
	MND 100°	1.57 ; 1.31	2.28 ; 2.54	2.12 ; 1.78	0.738

5.7. Comparação dos erros de reposicionamento entre os jogadores que sofreram e os que não sofreram lesões

Ao longo da época 2017/2018, apenas se registaram quatro lesões em quatro jogadores desta amostra: uma tendinite da pata de ganso, um estiramento do ligamento colateral interno do joelho, uma rutura parcial do reto femoral, e uma tendinite do tendão rotuliano, sendo que apenas a última lesão ocorreu no membro não-dominante. Duas destas lesões (tendinite da pata de ganso e rutura parcial do reto femoral) ocorreram antes da realização da avaliação intermédia da época, enquanto que as restantes duas (estiramento do ligamento colateral interno do joelho e tendinite do tendão rotuliano) ocorreram antes da avaliação final da época.

Nas tabelas 23, 24 e 25 encontra-se a comparação dos erros de reposicionamento absolutos, relativos e variáveis entre os jogadores que não sofreram lesões (L0) e entre os que sofreram (L1).

Em relação aos erros angulares absolutos, apenas se verificam diferenças significativas entre os jogadores que sofreram lesões ao longo da época e os que não sofreram, nas avaliações do meio e do final da época no teste de extensão para a amplitude de 45° e no membro não-dominante, sendo que em ambos os momentos de avaliação, os erros de reposicionamento são superiores nos jogadores que sofreram lesões. O mesmo se verifica em relação aos erros angulares relativos, em que igualmente se registaram erros significativamente superiores nos jogadores que sofreram lesões, tanto na avaliação do meio como na do final da época, e mais numa vez, no teste de extensão para os 45° e no membro não-dominante. Relativamente aos erros variáveis, apenas se verificaram diferenças entre os dois grupos no final da época, mas também no membro não-dominante e aos 45°.

Tabela 23: Comparação dos EAA (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época

		Início da Época			Meio da Época			Final da Época		
		L0	L1	p	L0	L1	p	L0	L1	p
Teste de Extensão	MD 20°	2.76 ; 6.54	6.24 ; 3.81	0.116	2.40 ; 2.14	3.25 ; 5.93	0.785	3.63 ; 4.46	4.35 ; 3.22	0.725
	MD 45°	2.63 ; 5.15	1.25 ; 4.58	0.907	3.54 ; 3.79	5.21 ; 5.58	0.366	2.28 ; 5.91	5.17 ; 4.82	0.725
	MND 20°	1.86 ; 3.69	2.72 ; 3.62	0.557	1.89 ; 4.66	2.14 ; 3.36	0.785	2.34 ; 2.40	1.85 ; 4.36	0.725
	MND 45°	5.21 ; 4.78	7.19 ; 5.34	0.081	2.61 ; 2.75	7.10 ; 6.09	0.021*	3.99 ; 2.73	9.55 ; 4.39	0.006*
Teste de Flexão	MD 45°	5.15 ; 6.60	6.08 ; 5.11	1.000	5.64 ; 4.57	5.84 ; 7.12	0.845	3.96 ; 8.67	8.55 ; 9.23	0.785
	MD 100°	2.04 ; 3.65	3.49 ; 4.14	0.557	2.47 ; 6.83	3.36 ; 8.23	0.409	3.39 ; 3.60	2.18 ; 3.51	0.286
	MND 45°	5.88 ; 5.34	6.19 ; 7.62	0.907	4.24 ; 6.36	6.55 ; 5.14	0.366	5.99 ; 8.29	9.20 ; 8.50	0.456
	MND 100°	3.02 ; 3.29	0.93 ; 3.58	0.250	3.95 ; 6.17	2.25 ; 10.35	0.324	2.60 ; 3.48	1.86 ; 4.82	0.667

* $p \leq 0.050$

Tabela 24: Comparação dos EAR (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época

		Início da Época			Meio da Época			Final da Época		
		L0	L1	p	L0	L1	p	L0	L1	p
Teste de Extensão	MD 20°	-2.37 ; 7.73	-5.70 ; 11.33	0.611	-1.28 ; 4.87	-3.19 ; 7.74	0.456	-0.46 ; 6.53	-2.45 ; 7.86	0.969
	MD 45°	-2.63 ; 5.27	-1.25 ; 4.58	0.969	-3.54 ; 5.55	-5.21 ; 5.58	0.250	-1.99 ; 6.18	-5.17 ; 5.54	0.611
	MND 20°	-1.48 ; 4.75	0.16 ; 8.01	0.250	-0.63 ; 4.58	-2.03 ; 5.23	0.785	-1.36 ; 3.42	-1.49 ; 5.67	0.845
	MND 45°	-4.84 ; 7.00	-7.19 ; 5.34	0.067	-2.61 ; 3.11	-7.10 ; 6.09	0.021*	-3.48 ; 3.49	-9.55 ; 4.39	0.006*
Teste de Flexão	MD 45°	-4.13 ; 11.77	-3.46 ; 12.53	0.611	-5.43 ; 5.91	-5.71 ; 14.39	0.969	-3.17 ; 11.73	-8.55 ; 9.23	0.456
	MD 100°	-0.71 ; 6.09	0.44 ; 8.63	0.907	-2.01 ; 5.86	0.30 ; 13.48	0.557	-0.09 ; 6.60	-1.56 ; 5.64	0.456
	MND 45°	-5.70 ; 6.33	-5.93 ; 11.29	0.725	-2.19 ; 8.18	-6.55 ; 5.14	0.218	-5.71 ; 10.34	-9.20 ; 8.50	0.324
	MND 100°	-2.03 ; 5.15	0.33 ; 4.78	0.116	-3.94 ; 8.28	-1.38 ; 12.57	0.785	1.52 ; 4.94	-1.86 ; 5.18	0.054

* $p \leq 0.050$

Tabela 25: Comparação dos EAV (em graus) entre jogadores de futebol que sofreram e que não sofreram lesões ao longo da época

		Início da Época			Meio da Época			Final da Época		
		L0	L1	p	L0	L1	p	L0	L1	p
Teste de Extensão	MD 20°	0.82 ; 1.34	2.53 ; 4.25	0.188	1.30 ; 1.35	1.31 ; 1.38	0.725	1.08 ; 1.31	0.98 ; 0.45	1.000
	MD 45°	0.88 ; 0.87	1.12 ; 0.67	0.611	1.34 ; 0.64	1.62 ; 2.24	1.000	1.15 ; 1.05	1.70 ; 1.66	0.366
	MND 20°	0.76 ; 0.86	1.05 ; 3.42	0.324	0.98 ; 1.48	1.15 ; 1.12	0.969	1.25 ; 0.87	0.85 ; 1.27	0.505
	MND 45°	1.43 ; 1.77	2.47 ; 1.33	0.162	1.19 ; 0.90	1.88 ; 1.05	0.097	1.47 ; 0.96	2.82 ; 0.88	0.002*
Teste de Flexão	MD 45°	3.03 ; 2.74	3.85 ; 6.78	0.250	2.43 ; 1.99	3.84 ; 22.05	0.324	2.41 ; 2.68	2.96 ; 4.40	1.000
	MD 100°	1.31 ; 1.43	2.53 ; 3.39	0.845	1.55 ; 2.10	3.23 ; 4.92	0.456	1.35 ; 0.98	1.79 ; 2.74	0.505
	MND 45°	2.52 ; 2.48	4.20 ; 3.13	0.409	1.91 ; 1.72	2.90 ; 1.80	0.286	2.18 ; 1.44	1.59 ; 4.99	0.611
	MND 100°	1.57 ; 1.32	1.78 ; 1.24	0.725	2.28 ; 2.17	1.83 ; 3.08	0.725	1.84 ; 1.75	2.94 ; 0.90	0.097

* $p \leq 0.050$

5.8. Comparação entre amplitudes de teste

Nas tabelas 26, 27 e 28, está discriminada a comparação entre os erros de reposicionamento absolutos, relativos e variáveis, respetivamente, nas amplitudes intermédias (45° no Teste de Extensão, e 45° no Teste de Flexão), e nas amplitudes extremas (20° no Teste de Extensão, e 100° no Teste de Flexão), referente à avaliação inicial da época dos jogadores de futebol.

Tabela 26: Comparação dos EAA (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas

		Me ; AIQ	p
Teste de Extensão	MD 20°	3.56 ; 6.39	0.068
	MD 45°	2.53 ; 5.10	
	MND 20°	1.99 ; 3.40	0.012*
	MND 45°	5.34 ; 4.39	
Teste de Flexão	MD 45°	5.15 ; 5.03	0.004*
	MD 100°	2.04 ; 3.71	
	MND 45°	5.88 ; 6.14	0.001*
	MND 100°	2.79 ; 4.05	

* $p \leq 0.050$

No teste de extensão, apenas se verificaram diferenças significativas entre as duas amplitudes de teste no membro não-dominante ($p=0.012$), sendo que os erros de reposicionamento são significativamente superiores na amplitude intermédia (45°). No teste de flexão, tanto no membro dominante como no membro não-dominante ($p=0.004$ e $p=0.001$, respetivamente), verifica-se uma acuidade propriocetiva significativamente inferior na amplitude intermédia (45°) quando comparada com a amplitude extrema de 100°.

Tabela 27: Comparação dos EAR (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas

		Me ; AIQ	p
Teste de Extensão	MD 20°	-2.76 ; 7.73	0.784
	MD 45°	-2.53 ; 5.15	
	MND 20°	-1.48 ; 4.82	0.036*
	MND 45°	-5.34 ; 5.29	
Teste de Flexão	MD 45°	-4.13 ; 9.85	0.121
	MD 100°	-0.71 ; 6.09	
	MND 45°	-5.70 ; 6.91	0.033*
	MND 100°	-0.79 ; 4.37	

* $p \leq 0.050$

Pela análise da tabela 27, tendo em conta os erros de reposicionamento relativos, apenas no membro não-dominante se verificam diferenças significativas entre amplitudes de teste, tanto do teste de extensão ($p=0.036$) como do teste de flexão ($p=0.033$), mas à semelhança da tabela anterior, é no reposicionamento dos 45° onde se verificam erros de reposicionamento superiores.

Tabela 28: Comparação dos EAV (em graus) nas amplitudes intermédias e nas amplitudes extremas

		Me ; AIQ	p
Teste de Extensão	MD 20°	0.93 ; 1.65	0.543
	MD 45°	0.93 ; 0.80	
	MND 20°	0.81 ; 0.82	0.019*
	MND 45°	1.53 ; 1.30	
Teste de Flexão	MD 45°	3.03 ; 3.14	0.011*
	MD 100°	1.31 ; 1.69	
	MND 45°	2.54 ; 2.64	0.033*
	MND 100°	1.57 ; 1.31	

* $p \leq 0.050$

A análise dos erros de reposicionamento variáveis, dada pela tabela 28, demonstra que existem diferenças significativas na consistência dos reposicionamentos entre amplitudes intermédias e extremas no teste de extensão do membro não-dominante ($p=0.019$), e no teste de flexão, tanto no membro dominante ($p=0.011$) como no membro não-dominante ($p=0.033$), sendo que os erros variáveis são superiores nas amplitudes intermédias, o que representa por isso, uma consistência inferior nos reposicionamentos destas amplitudes.

VI. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do SPA do joelho

Até à data, são poucas as publicações que avaliam a capacidade de reposicionamento articular recorrendo a sistemas de centrais inerciais, e as que existem são conduzidas na coluna lombar, para avaliar a capacidade de reposicionamento articular de indivíduos com dor lombar (O'Sullivan et al., 2003); no ombro, para avaliar a capacidade de reposicionamento ativo nesta articulação (Erickson e Karduna, 2012), e também na cervical, para avaliar a capacidade de reposicionamento para a posição neutra após movimentos ativos de extensão e rotação da cabeça (Zheng et al., 2015). No entanto, no joelho ainda não existem estudos sobre avaliação do SPA através deste instrumento. Existem, porém, estudos que utilizam este método para avaliar as amplitudes articulares do joelho e as comparam com outros instrumentos de avaliação já validados para a análise do movimento e considerados de referência, como é o caso do estudo de Favre, Jolles, Aissaoui e Aminian (2008), no qual são utilizadas duas centrais inerciais (posicionadas na coxa e na perna) e um sistema magnético de captura de movimento, para estimar os ângulos articulares do joelho para os movimentos de flexão/extensão, varo/valgo, e de rotação interna/externa durante a marcha, tendo registado concordâncias excelentes (Fleiss, 1986) entre os dois sistemas de avaliação, especialmente no movimento de flexão/extensão (ICC=1.00), seguido dos movimentos de rotação interna/externa (ICC=0.95), e por fim, dos movimentos de valgo/varo (ICC=0.86). Também Jakob et al. (2013) encontraram uma correlação muito forte ($r=0.971$) entre os dados provenientes de duas centrais inerciais colocadas igualmente na coxa e na perna e de uma câmara de vídeo, para estimar a amplitude dos movimentos de flexão/extensão do joelho envolvidos em cinco diferentes atividades dinâmicas: marcha, *jogging*, corrida, saltos e agachamentos. Ao contrário dos anteriores, no estudo de O'Donovan, Kamnik, O'Keefe e Lyons (2007), foi utilizada apenas uma central inercial também para a avaliação de amplitudes da articulação do joelho.

Tendo em conta que o SPA é avaliado através de uma diferença de amplitudes (amplitude-alvo - amplitude descrita pelo indivíduo), e diferentes estudos têm confirmado que as centrais inerciais estão validadas para estimar ângulos articulares no joelho (Favre, Jolles, Aissaoui e Aminian, 2008), para esta investigação equacionamos que o SPA do joelho poderia também ser estimado através deste instrumento. Com efeito, conseguimos

comprovar que o protocolo aqui utilizado, que consistiu na utilização de apenas uma central inercial por membro, é válido quando comparado com um sistema de análise de vídeo, que apesar de não ser o gold-standard para avaliação de movimento, é uma prática estabelecida para avaliação da acuidade proprioceptiva em movimentos uniaxiais. A localização da central inercial abaixo e medialmente à tuberosidade anterior da tíbia foi considerada de forma a que os dados não fossem influenciados pelo posicionamento da central sobre um ventre muscular, de forma a que os dados não fossem influenciados pelo posicionamento da central sobre um ventre muscular (Cloete e Scheffer, 2010). À semelhança do estudo de Favre, Jolles, Aissaoui e Aminian (2008) verificamos concordâncias excelentes entre os dados registados pelas centrais inerciais e por um sistema de câmara de vídeo (Teste de Extensão: 20°: ICC=0.941; 45°: ICC=0.953; Teste de Flexão: 45°: ICC=0.976; 100°: ICC=0.928), um instrumento que tem sido amplamente utilizado para avaliar o posicionamento do joelho por diferentes autores (Baker et al., 2002; Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Mir, Hadian, Talebian e Nasserri, 2008). No entanto, para avaliar a concordância entre dois instrumentos de avaliação de variáveis contínuas, o método de Bland-Altman parece ser o mais utilizado (Zaki, Bulgiba, Ismail e Ismail, 2012). Nesse sentido verificamos que a diferença média dos EAA obtidos pelos dois instrumentos (*bias*) variou entre -0.403° e 0.224°, valores que consideramos aceitáveis e que demonstram a concordância entre os instrumentos. Não é possível comparar estes resultados com estudos anteriores uma vez que os estudos existentes que avaliam a concordância entre os dados obtidos por centrais inerciais e outros instrumentos não utilizam este método, optando por vezes por metodologias que não são consideradas apropriadas para o efeito, como a análise por correlação (e.g. Jakob et al., 2013).

6.2. Efeitos agudos da fadiga muscular no SPA do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

O objetivo desta análise foi perceber se a fadiga muscular tem efeitos imediatos/agudos sobre o SPA do joelho, tanto de jogadores de futebol como de indivíduos não-praticantes de desporto, e em caso afirmativo, se esse efeito potenciou ou prejudicou a capacidade de reposicionamento dos participantes. Baseada no facto de estar atualmente descrito que a fadiga muscular periférica, por ocorrer no interior do músculo, conduz a alterações metabólicas do mesmo que afetam a função do fuso neuromuscular, fazendo aumentar o seu limiar de descarga (Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016), a hipótese proposta

para esta análise foi de que se verificaria um agravamento do SPA do joelho de ambos os grupos, uma vez que o *input* proprioceptivo proveniente dos mecanorreceptores musculares estaria comprometido e, conseqüentemente, também a capacidade de os participantes perceberem e reproduzirem as amplitudes-alvo.

O que foi verificado nos jogadores de futebol, é que os erros de reposicionamento absolutos e relativos para ambas as amplitudes de teste não se alteraram de forma significativa após o protocolo de fadiga funcional do quadríceps, não se tendo confirmado a hipótese formulada neste grupo. Estes resultados são opostos àqueles reportados por exemplo por Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015), em que igualmente, foi avaliado o efeito da fadiga muscular sobre o SPA do joelho de jogadores de futebol, e no qual foi verificado um aumento significativo dos erros de reposicionamento. Apesar de todo o nosso método de avaliação do SPA ser semelhante ao método utilizado por estes autores, ou seja, através de uma técnica de cadeia cinética aberta e de reposicionamento ativo a partir de uma posição previamente determinada passivamente, é de notar que o protocolo de fadiga adotado por estes autores foi distinto do nosso, tendo consistido num jogo oficial de futebol com a duração de 90 minutos, o que pode sugerir que o protocolo adotado no nosso estudo pode não ter sido suficiente para induzir a fadiga nos jogadores de futebol que nele participaram. Outra explicação possível é que o protocolo de fadiga realizado no presente estudo induziu a fadiga de forma mais local na articulação do joelho, enquanto que um jogo de futebol, à partida induziu uma fadiga mais global/generalizada. Com efeito, estudos anteriores compararam o efeito da fadiga induzida de forma local e de forma generalizada sobre o SPA do joelho, e reportaram aumentos significativos dos erros de reposicionamento apenas após a indução de fadiga generalizada, sem inclusive terem notado um decréscimo significativo da força muscular (Miura et al., 2004). Apesar da fadiga local poder causar disfunções nos mecanorreceptores musculares, os autores do estudo perspetivaram que um protocolo de fadiga generalizada poderia afetar outros mecanismos na via proprioceptiva, tendo originado uma fadiga com origem central, que se traduziria numa deficiência do processamento a nível central dos *inputs* proprioceptivos (Miura et al., 2004), o que pode ajudar a explicar a diferença entre os resultados do nosso estudo e do estudo de Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015).

Pelo contrário, nos não-praticantes de desporto, após o protocolo de fadiga registou-se um aumento tanto dos erros de reposicionamento absolutos como dos erros relativos, tendo este grupo apresentado uma tendência para falhar as amplitudes de teste no sentido

da flexão, embora com diferenças significativas apenas no membro dominante e na amplitude de 45°, tendo-se neste grupo confirmado a hipótese. Estes resultados nos participantes que não praticam desporto inferem dois aspetos importantes: o primeiro é que devido à falta de resultados significativos na amplitude de teste de 20°, ficou comprovado neste grupo que os recetores musculares foram mais afetados pela fadiga do que os recetores articulares; e o segundo é que o membro dominante foi mais afetado pela fadiga do que o membro não-dominante. Apesar de não encontrarmos estudos que tenham analisado diferenças na acuidade propriocetiva do membro dominante e não-dominante após a realização de um protocolo de fadiga, a justificação que encontramos para a segunda observação é que possivelmente terá ocorrido uma distribuição assimétrica da carga durante a realização da tarefa de levantar/sentar no protocolo de fadiga, que tenha resultado numa maior sobrecarga sobre o membro dominante durante a realização do mesmo, o que pode ter contribuído para que os erros de reposicionamento fossem superiores no membro dominante. A evidência de que a fadiga muscular afeta mais os mecanorreceptores musculares do que os articulares foi também comprovada por Ali, Farzaneh e Homayoon (2013), cujo estudo avaliou o SPA do joelho de estudantes universitários antes e após um protocolo de fadiga, para as mesmas amplitudes de teste (20° e 45° de flexão do joelho) e através do mesmo método de reposicionamento adotado no nosso estudo. Similarmente aos nossos resultados nos participantes não-praticantes de desporto, Ali, Farzaneh e Homayoon (2013) verificaram igualmente que os erros de reposicionamento só aumentaram significativamente aos 45°, enquanto que no reposicionamento dos 20° não se verificaram alterações. A evidência de que a fadiga afeta a capacidade de reposicionamento em amplitudes intermédias da ADM do joelho como é o caso dos 45° de flexão, foi também comprovada por Mohammadi, Amiri, Jamshidi e Vasaghi (2015), que registaram aumentos significativos dos erros de reposicionamento absolutos e relativos após induzirem a fadiga no quadrícipite dos participantes, embora contrariamente aos nossos resultados, estes tenderam a sobrestimar a amplitude de teste. Outros estudos têm também comprovado o impacto negativo da fadiga muscular sobre o SPA do joelho de indivíduos com baixos níveis de atividade física. O estudo de Givoni, Pham, Allen e Proske (2007) é um desses estudos, e nele foi testado o efeito de dois protocolos de fadiga do quadrícipite distintos, um através de exercício concêntrico e outro através de exercício excêntrico, tendo concluído que ambos os protocolos aumentaram significativamente os erros de reposicionamento absolutos e relativos do joelho para as

amplitudes de 50° e 70° de flexão. No entanto, contrariamente aos nossos resultados, foi reportado que os participantes, tanto antes como após a fadiga, perceberam que o seu quadríceps se encontrava mais alongado do que realmente estava, ou seja, tenderam a sobrestimar as amplitudes de teste. Também Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira (2011) avaliaram o efeito da fadiga induzida no grupo muscular dos extensores (grupo muscular agonista) e dos flexores (grupo muscular antagonista) do joelho de indivíduos saudáveis na capacidade de reposicionamento de uma amplitude de 60° de flexão, tendo verificado que ambos os protocolos de fadiga aumentaram significativamente os erros de reposicionamento absolutos, concluindo que, independentemente do grupo muscular que se encontrava fatigado, a fadiga diminuiu o SPA do joelho.

Apesar da maioria da evidência ser de que a fadiga muscular diminui o SPA do joelho, existem igualmente estudos que o contradizem. É o caso de Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014), que não reportaram um aumento significativo dos erros de reposicionamento tanto em bailarinos como em não-bailarinos para as amplitudes de 30°, 45° e 60° de flexão, após a realização de um protocolo de fadiga num dinamómetro isocinético. No entanto, é de apontar que os autores utilizaram um método de reposicionamento passivo, que se traduz numa menor ativação dos mecanorreceptores musculares, podendo este facto justificar a ausência de diferenças significativas nos erros de reposicionamento antes e após o protocolo de fadiga (Proske, Wise e Gregory, 2000). Também Bayramoglu, Toprak e Sozay (2007) não comprovaram que a fadiga muscular afetasse a acuidade propriocetiva do joelho de indivíduos saudáveis. No entanto, a metodologia utilizada pelos autores levanta algumas questões. Em primeiro lugar, os próprios autores referem que o protocolo de fadiga foi de intensidade moderada (5 minutos num cicloergómetro), podendo não ter sido suficiente para causar uma fadiga muscular efetiva, e em segundo lugar, utilizaram uma forma de avaliação da acuidade propriocetiva pouco habitual, tratando-se segundo eles, de uma forma intermédia de avaliação de SPA e de cinestesia, em que a perna era movida passivamente de flexão para extensão e vice-versa a 5°/s, e os participantes tinham de carregar num botão quando achassem que estavam nos 45° de flexão. Esta metodologia de avaliação propriocetiva apresenta à partida dois problemas: o primeiro é que a velocidade a que o movimento passivo era realizado foi demasiado alta, já que segundo as recomendações de Lephart, Pincivero e Rozzi (1998), tanto a avaliação do SPA através de reposicionamento passivo como da cinestesia, deve ser conduzida a uma velocidade angular lenta entre 0.5-2°/s; e

em segundo lugar, não é muito claro que realmente o método que estes autores utilizaram seja uma forma intermédia com componentes de avaliação de SPA e de cinestesia, parecendo-se algo mais com a avaliação do SPA através de um reposicionamento passivo. Os próprios autores reportam que a fiabilidade do método por eles utilizado não foi excelente, mas apenas razoável a boa.

6.3. Comparação da acuidade propriocetiva de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto

Nesta comparação, perspetivamos que os jogadores de futebol demonstrariam uma acuidade propriocetiva do joelho superior à de indivíduos não-praticantes de desporto, já que tem sido demonstrado na literatura que o exercício melhora tanto os componentes periféricos como centrais, responsáveis pela mediação da proprioção. Periféricamente, não existe evidência de que o treino modifique o número de mecanorreceptores, mas sim de que induz adaptações morfológicas no fuso neuromuscular, o principal mecanorreceptor envolvido na proprioção. Estas adaptações resultam de alterações metabólicas das fibras intrafusais, que se repercutem na diminuição da latência da resposta do reflexo de estiramento, aumentando a sua amplitude. Ao nível central, o exercício melhora a proprioção ao modificar os *outputs* dos fusos neuromusculares, e induzindo alterações plásticas no SNC, isto é, a proprioção é melhorada através do aumento dos *outputs* do fuso neuromuscular através das vias γ durante o exercício, facilitando a sua projeção cortical. Para além disso, a repetição de uma tarefa motora aumenta também o *output* do fuso neuromuscular, o que se traduz em alterações plásticas no SNC, como por exemplo, no aumento da força das conexões sinápticas ou do número de conexões interneuronais. Os gestos técnicos repetidos observados numa determinada modalidade desportiva produzem assim *inputs* aferentes repetidos provenientes dos mecanorreceptores, o que se reflete numa melhor representação cortical da articulação, conduzindo a uma acuidade propriocetiva superior da mesma (Ribeiro e Oliveira, 2007).

Os resultados do presente estudo confirmaram a nossa hipótese de que os jogadores de futebol demonstrariam então uma acuidade propriocetiva do joelho superior à dos indivíduos não-praticantes de desporto. Em termos de erros absolutos, tanto antes como após a realização do protocolo de fadiga, os jogadores de futebol apresentaram erros de reposicionamento inferiores aos dos indivíduos não-praticantes, embora se tenham verificado diferenças significativas somente no reposicionamento dos 20° do membro

não-dominante antes da fadiga, e no reposicionamento dos 45° do membro dominante após a fadiga. Quando observamos os erros de reposicionamento relativos, verificamos que existiam diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos em todas as variáveis tanto antes como após a fadiga, diferenças estas que se deveram ao facto de os jogadores de futebol terem sobrestimado sempre as amplitudes-alvo, enquanto que os indivíduos não-praticantes subestimaram sempre as mesmas amplitudes.

No futebol, esta análise foi também anteriormente realizada por Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016), que contrariamente aos nossos resultados, não encontraram diferenças na acuidade propriocetiva do joelho de jogadores de futebol e de indivíduos que não praticavam desporto. No entanto, é de notar que o método de reposicionamento adotado no estudo destes autores foi o de reposicionamento passivo, o que de acordo com Proske, Wise e Gregory (2000) leva a uma menor ativação por parte dos recetores musculares, o que pode ter mascarado diferenças propriocetivas entre os dois grupos. No entanto, Muaidi, Nicholson e Refshauge (2009), apesar de terem testado a capacidade de reposicionamento ativo não para extensão, mas para rotação interna ou externa do joelho, similarmente ao nosso estudo, registaram uma acuidade propriocetiva do joelho superior em jogadores de futebol quando comparados com um grupo de controlo de indivíduos sedentários de idades e sexo semelhantes.

Em relação à direção em que os jogadores e os indivíduos não-praticantes de desporto falharam as amplitudes-alvo, estudos anteriores como o de Givoni, Pham, Allen e Proske (2007) não suportam os nossos resultados relativamente aos indivíduos não-praticantes de desporto, já que estes autores, ao avaliarem o SPA do joelho de indivíduos que não eram atletas, verificaram que após um protocolo de exercício excêntrico e um protocolo de exercício concêntrico, os erros de reposicionamento relativos aumentaram significativamente, no entanto, tanto antes como após os protocolos de fadiga realizados, os participantes percebiam o seu quadricípite numa posição mais alongada do que estava verdadeiramente, ou seja, tenderam a sobrestimar as amplitudes de teste. Relativamente aos resultados dos jogadores de futebol, estes são também opostos àqueles reportados no estudo de Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015), em que foi avaliado o efeito da fadiga induzida através de um jogo de futebol de 90 minutos sobre o SPA do joelho de jogadores desta modalidade, e no qual se verificou um aumento significativo dos erros relativos após o jogo, mas que indicavam que os jogadores tinham subestimado a amplitude de teste, tanto em repouso como após a fadiga. No entanto, denotamos que apesar de a nossa

avaliação do SPA ter sido similar à da investigação destes autores, isto é, em cadeia cinética aberta e através de reposicionamento ativo, o protocolo de fadiga destes autores foi distinto, o que pode sugerir que protocolos diferentes possam induzir informações distintas nos recetores musculares acerca da posição de alongamento do músculo.

Esta comparação entre atletas e não-atletas tem sido igualmente realizada noutras modalidades, nomeadamente no voleibol e no hóquei. Şahin et al. (2015) compararam o SPA do joelho de voleibolistas femininas com uma amostra equivalente de sujeitos sedentários para duas amplitudes de teste (20° e 60° de flexão), tendo também confirmado que a acuidade proprioceptiva foi significativamente superior nas voleibolistas, sobretudo na amplitude intermédia de 60°. Em jogadores de hóquei, esta análise foi conduzida por Venâncio, Lopes, Lourenço e Ribeiro (2016) que demonstraram que a acuidade proprioceptiva destes atletas em amplitudes intermédias era também superior à de indivíduos que não praticavam desporto. Neste estudo foi ainda reportado que tanto os indivíduos que não praticavam desporto como os jogadores de hóquei apresentaram uma tendência para sobrestimar a amplitude-alvo (Venâncio, Lopes, Lourenço e Ribeiro, 2016).

Por fim, nesta investigação foram também encontradas diferenças significativas nos erros variáveis entre jogadores de futebol e indivíduos não-praticantes de desporto, com os últimos a apresentar uma consistência nos reposicionamentos inferior à dos jogadores de futebol, tanto antes como após a realização do protocolo de fadiga. Não foram encontrados outros estudos nesta modalidade que comparassem os erros variáveis entre jogadores e não-jogadores, para ser possível discutir os nossos resultados, pelo que seria relevante investigações futuras analisarem a consistência de reposicionamentos em indivíduos com diferentes níveis de atividade física. Existem porém estudos que realizam esta análise, embora em modalidades que não o futebol, como é o caso do hóquei, que contrariamente aos nossos resultados, não encontraram erros de reposicionamento variáveis significativamente diferentes entre jogadores de hóquei e sujeitos que não eram atletas (Venâncio, Lopes, Lourenço e Ribeiro, 2016).

Apesar de grande parte da bibliografia afirmar que a acuidade proprioceptiva do joelho é superior em atletas, existem também autores cujos estudos contradizem esta evidência. Um desses estudos é o de Dieling, Van Der Esch e Janssen (2014), que compararam o SPA do joelho de bailarinos com o de indivíduos que não praticavam ballet para três amplitudes de teste (30°, 45° e 60° de flexão), e apesar do ballet exigir uma coordenação

de movimentos superior até a outras modalidades desportivas, estes autores não encontraram diferenças na acuidade propriocetiva entre os dois grupos. No entanto, é de notar que o método de reposicionamento adotado por estes autores foi um reposicionamento passivo, ocorrendo assim uma menor ativação dos recetores musculares, o que pode ter ocultado diferenças na proprioceção de bailarinos e não-bailarinos (Proske, Wise e Gregory, 2000).

6.4. Comparação da acuidade propriocetiva do membro dominante e não-dominante

Para esta comparação, formulamos a hipótese de que tanto antes como após a realização de um protocolo de fadiga, não se verificariam diferenças na acuidade propriocetiva entre membro dominante e não-dominante de jogadores de futebol e de indivíduos não-praticantes de desporto, tendo em conta estudos anteriores. Estudos conduzidos em indivíduos que não praticavam exercício físico regularmente e sem lesão músculo-esquelética reportaram não existirem diferenças na acuidade propriocetiva do membro dominante e não-dominante (De Vecchi, De Oliveira, Miyamoto e Cabral, 2013). Em relação a jogadores de futebol, apesar dos principais gestos técnicos serem realizados de forma unilateral, isto é, o membro inferior dominante é preferencialmente o que realiza as atividades mais dinâmicas, como o remate, os passes ou os cortes, enquanto que o membro contralateral não-dominante assume uma função mais de estabilização e suporte/apoio (Fousekis, Tsepis e Vagenas, 2010; Teixeira, De Oliveira, Romano e Correa, 2011), estudos têm demonstrado que o equilíbrio sobre o membro dominante e sobre o membro de apoio é semelhante (Teixeira, De Oliveira, Romano e Correa, 2011), e o mesmo tem sido verificado em relação a lesões do LCA do joelho, em que independentemente do género, metade destas lesões ligamentares em jogadores de futebol ocorre no membro dominante, enquanto que a outra metade ocorre no membro de suporte, o que sugere que a dominância não constitui um fator etiológico de lesão ligamentar no joelho (Brophy, Silvers, Gonzales e Mandelbaum, 2010), pelo que equacionamos que também não se verificariam diferenças no SPA do joelho do membro dominante e do membro não-dominante neste grupo.

Em relação aos indivíduos não-praticantes de desporto, em termos absolutos verificou-se que em repouso não se verificavam diferenças significativas na acuidade propriocetiva entre os dois membros em nenhuma das amplitudes de teste, embora o membro dominante

exibisse uma tendência para apresentar uma acuidade propriocetiva superior. Quando observamos os erros relativos, confirma-se então que a acuidade propriocetiva dos dois membros é significativamente diferente tanto na amplitude de teste extrema como na amplitude intermédia, com o membro dominante a apresentar então uma acuidade propriocetiva superior, não se confirmando, portanto, a hipótese formulada. No entanto, após a realização do protocolo de fadiga, o membro dominante passa a apresentar uma acuidade propriocetiva inferior, com diferenças significativas no reposicionamento dos 45°, observadas apenas nos erros absolutos. Em termos de erros variáveis, neste grupo, o membro dominante e o membro não-dominante apresentaram uma consistência nos reposicionamentos semelhante.

Relativamente aos jogadores de futebol, em termos absolutos, na avaliação em repouso, o membro dominante apresentou uma acuidade propriocetiva significativamente superior à do membro não-dominante no reposicionamento dos 45°, mas após a fadiga, não se registaram diferenças na acuidade propriocetiva entre membros. Em termos de erros relativos, não foram reportadas diferenças na direção em que ambos os membros falharam as amplitudes-alvo, tanto antes como após a fadiga, tendo-se considerado que neste grupo, a hipótese proposta foi confirmada. Nos erros variáveis, apenas no reposicionamento dos 20° se verificou uma consistência significativamente superior no membro não-dominante, antes da fadiga.

Os nossos resultados relativos ao grupo de não-praticantes de desporto são opostos aos de estudos publicados anteriormente, como por exemplo, o de De Vecchi, De Oliveira, Miyamoto e Cabral (2013) em que foi testado o SPA do joelho do membro dominante e do membro não-dominante de indivíduos que não praticavam exercício físico regularmente, para três amplitudes de teste (30°, 45° e 60° de flexão do joelho), não tendo verificado diferenças na acuidade propriocetiva entre membros em nenhuma das amplitudes testadas. E Também Nitsure e Prabhu (2015) avaliaram o SPA do joelho de 90 adultos saudáveis, divididos por três faixas etárias (20-40; 40-60; 60-80 anos), para três amplitudes-alvo, duas extremas (15° e 30° de flexão) e uma intermédia (45° de flexão do joelho). Estes investigadores utilizaram igualmente um método de reposicionamento ativo, no entanto, contrariamente aos resultados do nosso estudo, não foram encontradas diferenças entre o SPA do joelho do membro dominante e do não-dominante dos participantes em nenhuma das três faixas etárias ou amplitudes de teste.

A ausência de diferenças na acuidade propriocetiva entre membros em jogadores de futebol encontradas no presente estudo, vão de encontro a investigações anteriores também conduzidas nesta modalidade. Por exemplo, na investigação de Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016), o SPA do joelho de jogadores de futebol foi testado para as amplitudes de teste de 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, através de um método de reposicionamento distinto do da nossa investigação, já que foi avaliada a capacidade de reposicionamento passivo, no entanto, à semelhança dos nossos resultados, estes autores também concluíram que o SPA do joelho de jogadores de futebol não é influenciado pela dominância, nem em amplitudes extremas nem em amplitudes intermédias da ADM. Também Muaidi, Nicholson e Refshauge (2009) apesar de terem testado a capacidade de reposicionamento para rotação interna e externa do joelho, não registaram igualmente uma acuidade propriocetiva do joelho diferente no membro dominante e no membro não-dominante de jogadores de futebol.

6.5. Comparação entre género

Diferenças inerentes ao género no que diz respeito à incidência de determinadas lesões no joelho, têm motivado diferentes autores a igualmente investigarem diferenças na acuidade propriocetiva do joelho entre sexo feminino e masculino, com a maioria a afirmar que a proprioceção não é influenciada pelo género (Ghiasi e Akbari, 2007; Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci, 2016). Desta forma, para esta comparação, a hipótese formulada foi de que não existiriam diferenças na acuidade propriocetiva do joelho entre género feminino e masculino.

Na comparação da acuidade propriocetiva entre género realizada nesta investigação, foram analisadas duas condições distintas: uma não considerando o nível de atividade física da amostra; e outra fazendo a divisão da mesma tendo em conta se os participantes eram jogadores de futebol ou não-praticantes de desporto. Em relação à primeira condição, foi verificado que os erros de reposicionamento absolutos foram significativamente diferentes apenas no reposicionamento dos 20° do membro dominante, com o género masculino a registar um SPA superior ao do género feminino. No entanto, atendendo aos erros de reposicionamento relativos, que têm em conta a direção em que os participantes erraram a amplitude de teste, ou seja, se por subestimação ou por sobrestimação, nesta variável já não são encontradas diferenças significativas, o que significa que o género masculino e o género feminino não subestimaram ou

sobrestimaram de forma diferente as amplitudes, pelo que se aferiu que não existiam diferenças significativas na acuidade propriocetiva entre género conforme se tinha formulado na hipótese. Em relação aos erros variáveis, a consistência nos reposicionamentos do género feminino e do género masculino também não foi significativamente diferente, tanto antes como após o protocolo de fadiga. Em relação à segunda condição, verificou-se que na avaliação em repouso, não foram registadas diferenças no SPA entre género, tanto nos jogadores como nos não-praticantes. No entanto, após a fadiga, as jogadoras femininas apresentaram erros de reposicionamento absolutos e relativos significativamente maiores que os jogadores masculinos no membro dominante. Em termos de consistência nos reposicionamentos, não se registaram diferenças entre género em ambos os grupos, tanto antes como após a fadiga. Tendo em conta os resultados em repouso, parecem não existir diferenças propriocetivas inerentes ao género, embora após um protocolo de fadiga, o membro dominante de jogadoras de futebol apresente uma acuidade propriocetiva inferior. Apesar de não existirem estudos que analisem diferenças na acuidade propriocetiva entre género após um protocolo de fadiga, é possível que durante a sua realização, as jogadoras tenham sobrecarregado ainda mais o seu membro dominante do que os jogadores. No entanto, não foram encontrados estudos que investiguem diferenças inerentes ao género nos padrões de distribuição da carga pelos membros inferiores em diferentes tarefas, nomeadamente, numa tarefa de levantar/sentar semelhante à deste protocolo de fadiga, que nos permitam confirmar esta justificação.

Diferentes autores se têm debruçado sobre este tema nos últimos tempos, tanto em desportistas como em não-desportistas. Em indivíduos que não praticavam desporto, foram conduzidos os estudos de Ghiasi e Akbari (2007) e de Nitsure e Prabhu (2015), nos quais se revêm os nossos resultados. Ghiasi e Akbari (2007) testaram o SPA do joelho de homens e mulheres saudáveis tanto em cadeia cinética aberta como fechada para as amplitudes de 45°, 60° e 90° de flexão do joelho, não tendo igualmente encontrado erros de reposicionamento absolutos, relativos ou variáveis significativamente diferentes entre género para ambas as condições de avaliação ou amplitudes de teste. Nitsure e Prabhu (2015) compararam também diferenças no SPA de indivíduos do sexo feminino e masculino entre os 20 e os 40 anos, identicamente através de reposicionamento ativo para três amplitudes de teste (15°, 30° e 45° de flexão do joelho), não tendo reportado diferenças na capacidade de reposicionamento do joelho entre os participantes do sexo

feminino e do sexo masculino. Em jogadores de futebol feminino e masculino, diferenças na acuidade proprioceptiva do joelho foram investigadas por Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016) para as posições-alvo de 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, através de um método de reposicionamento passivo, mas similarmente aos nossos resultados, também não reportaram diferenças no SPA inerentes ao género.

Apenas o estudo de Muaidi (2017) reportou diferenças no SPA do joelho entre género em indivíduos que participavam em desportos recreativos. No entanto, podem ser levantadas duas questões em relação a este estudo. Em primeiro lugar, a metodologia adotada foi diferente da do nosso estudo e das investigações anteriormente citadas, uma vez que foi testada a capacidade de reposicionamento não para extensão do joelho, e sim para movimentos no plano transversal, ou seja, para rotação interna e externa do joelho. Em segundo lugar, os autores reportaram um nível de atividade física entre os participantes femininos e masculinos significativamente diferente, com os últimos a apresentar um nível de atividade física superior. E vários estudos têm reportado que o exercício/atividade física melhoram a função proprioceptiva (Ribeiro e Oliveira, 2007, 2010; Relph e Herrington, 2016), o que pode explicar o facto de os participantes masculinos serem os que neste estudo, justamente apresentaram uma acuidade proprioceptiva significativamente superior, embora apenas no reposicionamento para rotação interna.

6.6. Variação do SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo de uma época

Nesta parte da investigação, o SPA do joelho de jogadores de futebol ao longo da época 2017/2018 foi avaliado através de dois testes distintos: um teste de extensão, realizado na posição de sentado, cujo objetivo foi verificar a integridade dos recetores musculares sobretudo ao nível do quadricípite, através de um reposicionamento que envolvia a sua ação concêntrica; e um teste de flexão, realizado na posição de decúbito ventral, cujo objetivo foi verificar a integridade dos recetores musculares sobretudo ao nível dos isquiotibiais, através de um reposicionamento que igualmente envolvia a contração concêntrica deste grupo muscular (Clark et al., 2016). Nesta amostra, estes dois tipos de avaliação do SPA do joelho justificavam-se já que em estudos epidemiológicos nesta modalidade, é reportado que a coxa e o joelho são os locais mais frequentemente afetados por lesões, e cerca de 37% e 13% das lesões musculares registadas ocorrem justamente no grupo muscular dos isquiotibiais e do quadricípite, respetivamente (Ekstrand,

Hägglund e Waldén, 2011; Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013). Sendo então dois grupos musculares frequentemente afetados por lesões no futebol, e com altas taxas de recidiva (13-20%) (Hägglund e Waldén, 2012), torna-se imperativo avaliar ao longo da época a integridade dos mecanorreceptores musculares que os constituem, a fim de perceber se a estabilidade funcional da articulação do joelho que deles depende, poderá ou não estar comprometida ao longo da mesma, e se a acuidade proprioceptiva poderá estar relacionada com o aparecimento de lesões.

Ao longo dos anos, diferentes publicações têm reportado elevadas incidências de lesões perto do final dos treinos e dos jogos de futebol (Allison, Sell, Benjaminse e Lephart, 2016), e especialmente, nos últimos 15 minutos das primeiras e segundas partes dos jogos de futebol (Hawkins et al., 2001; Pedrinelli, Da Cunha Filho, Thiele e Kullak, 2013). Também em jogadores que fossem titulares em dois jogos por semana, foi demonstrado que a incidência de lesões era superior à de jogadores titulares em apenas um jogo por semana (Dupont et al., 2010). A distribuição do número de lesões de 202 jogadores de futebol de 8 equipas diferentes, no período da pré-época, no início, no meio, no final da época e na pós-época, foi ainda investigada por Giza et al. (2005) tendo sido reportado que na fase final da época ocorreram significativamente mais lesões do que nos outros períodos analisados. Especificamente na articulação do joelho, foi já demonstrado que a fadiga muscular diminui o SPA desta articulação em jogadores de futebol (Salgado, Ribeiro e Oliveira, 2015). Todos estes estudos levam a sugerir que a fadiga altera o controlo neuromuscular, através da indução de alterações proprioceptivas, o que por consequência, pode levar a um risco aumentado de lesão.

Apesar de até à data, se desconhecem estudos longitudinais que tenham efetuado esta análise, neste tópico da investigação formulamos a hipótese de que o SPA do joelho de jogadores de futebol se agravaria ao longo da época, em consequência da sobrecarga muscular crónica, que alteraria a função dos fusos neuromusculares, e consequentemente, a acuidade proprioceptiva ficaria diminuída, o que poderia ajudar a justificar a incidência de lesões superior no final das épocas.

No entanto, os resultados do nosso estudo revelaram que para esta amostra de jogadores de futebol, o SPA do joelho não variou significativamente ao longo da época. Desta forma, verificou-se que a acuidade proprioceptiva do joelho não foi influenciada pela sobrecarga muscular crónica, não se tendo confirmado a hipótese formulada. A partir destas conclusões, de acordo com esta amostra, não se pode assim aferir que a elevada

incidência de lesões no joelho no final das épocas, se deve ao agravamento da acuidade propriocetiva ao longo da época, e dever-se-á a outros fatores, como por exemplo, a descondicionamentos físicos, ou ao próprio tamanho amostral, que se fosse mais robusto possivelmente poderia ter produzido outros resultados.

6.7. Comparação dos erros de reposicionamento entre jogadores que sofreram e que não sofreram lesões

Ao longo da época em que o presente estudo decorreu, apenas quatro jogadores sofreram lesões, tendo apenas uma das lesões sido registada no membro inferior não-dominante, e as três restantes no membro dominante.

A hipótese formulada para este tópico é que a acuidade propriocetiva dos quatro jogadores que se lesionaram durante a época seria inferior à dos restantes jogadores que não sofreram lesões, o que se veio a confirmar. De facto, em termos absolutos, verifica-se que de forma geral, os erros de reposicionamento são superiores nos jogadores lesionados, à exceção do reposicionamento dos 100° no membro não-dominante. No entanto, estas diferenças são significativas somente nas avaliações de meio e de final da época, na amplitude de teste de 45°, e curiosamente, apenas no membro não dominante, onde apenas uma das quatro lesões registadas ocorreu. A explicação que encontramos para estes resultados é que numa lesão, devido ao receio de despoletar dor ou de agravar a própria lesão, o atleta acabar por sobrecarregar mais o membro não-lesado, o que em curtos espaços de tempo se pode refletir em alterações biomecânicas, temporárias ou permanentes, que por sua vez, conduzem a alterações no input propriocetivo do joelho contralateral (Baker et al., 2002). Esta afirmação é suportada pelo estudo conduzido por Roberts et al. (2000) em que é feita a comparação da acuidade propriocetiva do joelho de indivíduos que foram sujeitos a reconstrução do LCA com a de indivíduos saudáveis de idades semelhantes, tendo comprovado que não só os membros afetados apresentavam uma acuidade propriocetiva diminuída em relação aos não-afetados, como também os membros não-afetados tinham uma acuidade propriocetiva inferior quando comparado com os do grupo de indivíduos saudáveis. E o mesmo foi reportado por Baker et al. (2002) em indivíduos com síndrome de dor patelofemoral, cujos joelhos assintomáticos igualmente apresentavam um SPA inferior em relação a joelhos de indivíduos saudáveis.

Embora se tenha verificado uma tendência para que mesmo na avaliação inicial da época, os erros de reposicionamento fossem superiores nos indivíduos que vieram a desenvolver lesões, não se registaram diferenças significativas na acuidade propriocetiva entre os dois grupos. O reduzido número de atletas que sofreram lesões (quatro) terá contribuído para a ausência de diferenças significativas nos dados analisados. Desta forma, não se pôde aferir que existissem alterações propriocetivas anteriores às lesões nestes jogadores, o que pode significar que a avaliação do SPA do joelho dos mesmos não constituiu um bom indicador de uma possível lesão. No entanto, estudos mais robustos e com outro tipo de análise, serão necessários para avaliar o papel preditivo da acuidade propriocetiva no aparecimento de lesões. Na segunda e terceira avaliação, conforme já referido, reportam-se erros absolutos e relativos significativamente diferentes entre jogadores lesionados e não-lesionados, embora apenas no reposicionamento de 45° do teste de extensão, no membro não-dominante, com os jogadores lesionados a apresentar um SPA do joelho inferior. Uma acuidade propriocetiva do joelho significativamente inferior em jogadores de futebol lesionados no joelho quando comparados com futebolistas não-lesionados, foi também reportada por Paul e Nagarajan (2015), através de um método fotográfico. Noutras modalidades tem sido igualmente reportada uma proprioceção diminuída em indivíduos lesionados, como por exemplo, em jogadores de basquete e voleibol com tendinopatia do rotuliano (Torres et al., 2017), nos quais foi verificada uma sensação de resistência diminuída. Contudo, a capacidade de reposicionamento foi também avaliada nesta mesma amostra de atletas, segundo um procedimento semelhante ao do presente estudo, no entanto, foi reportado que o SPA não foi significativamente diferente ao de atletas sem lesão. Reider et al. (2003) reportaram também uma capacidade cinestésica diminuída em indivíduos com rutura do LCA do joelho, e que ainda não tinham sido sujeitos a cirurgia de reconstrução do mesmo, quando comparados com um grupo de controlo de indivíduos saudáveis, de idade e género semelhantes.

De forma geral, os erros variáveis dos jogadores que se lesionaram também são superiores, o que é indicativo de uma maior variabilidade nos reposicionamentos nestes jogadores, embora apenas existam diferenças significativas na avaliação de final da época, no reposicionamento dos 45° do membro não-dominante. Em indivíduos com síndrome de dor patelofemoral, Baker et al. (2002), à semelhança dos nossos resultados, reportou igualmente erros variáveis superiores nestes indivíduos quando comparados com um grupo de controlo de indivíduos assintomáticos.

6.8. Comparação entre amplitudes de teste

A hipótese testada neste tópico da investigação é que a acuidade propriocetiva seria inferior nas amplitudes intermédias. Tendo por base a bibliografia existente, a proprioceção tem sido definida como o *input* sensorial cumulativo para o SNC (Lee et al., 2003), significando isto que nas amplitudes perto do limite do movimento articular, estão mais ativos os mecanorreceptores articulares mas também os musculares, o que pressupõe uma acuidade propriocetiva superior nestas amplitudes, ao contrário do que acontece nas amplitudes intermédias da ADM, em que os mecanorreceptores mais estimulados são sobretudo os musculares, e daí nestas amplitudes os erros de reposicionamento serem à partida superiores (Riemann e Lephart, 2002; Mochizuki e Amadio, 2006; Proske e Gandevia, 2012).

Os nossos resultados estão de acordo com o que tem sido então reportado na bibliografia, já que foram encontradas diferenças significativas entre as amplitudes de teste extremas (20° e 100° de flexão) e intermédias (45° de flexão), tendo-se assim confirmado a hipótese formulada. Com efeito, em termos absolutos, no teste de extensão foram registadas diferenças entre as duas amplitudes apenas no membro não-dominante, no entanto, no teste de flexão, a acuidade entre as duas amplitudes de teste foi significativamente diferente em ambos os membros. Em termos de erros relativos, apenas no membro não-dominante de ambos os testes de extensão e de flexão, se verificaram diferenças significativas entre amplitudes de teste. Nas situações em que se verificaram diferenças, a acuidade propriocetiva dos jogadores nas amplitudes intermédias foi significativamente inferior àquela registada nas amplitudes extremas.

Resultados similares foram anteriormente publicados por Olsson et al. (2004), cujo estudo avaliou os erros de reposicionamento absolutos em diferentes amplitudes-alvo (extremas e intermédias), e igualmente para duas posições de teste (sentado e decúbito ventral). Na posição de sentado, os autores demonstraram que os EAA foram superiores numa amplitude intermédia de 50° de flexão do joelho (4.57°), em comparação com a amplitude extrema de 30° de flexão (3.05°). Também em decúbito ventral, os EAA foram inferiores na amplitude extrema de 100° (3.95°), quando comparados com a amplitude intermédia de 40° de flexão (5.12°), comprovado assim que a acuidade propriocetiva é inferior em amplitudes intermédias da ADM do joelho.

Ainda assim, estudos como o de Ghiasi e Akbari (2007) contrariam o que a bibliografia tem vindo a defender e inclusive os nossos resultados. Estes autores compararam o SPA

do joelho de indivíduos saudáveis nas amplitudes de 45°, 60° e 90° de flexão do joelho. As amplitudes de 45° e 60° de flexão correspondem a amplitudes intermédias onde os recetores musculares estão particularmente ativos na articulação do joelho, e a amplitude de 90° constitui uma amplitude mais extrema. No entanto, Ghiasi e Akbari (2007) não reportaram diferenças significativas na acuidade propriocetiva entre amplitudes intermédias e extremas, eventualmente por os 90° de flexão não serem propriamente uma amplitude que possamos considerar extrema no movimento de flexão do joelho.

Relativamente à consistência nos reposicionamentos, neste estudo foi também verificado que a variabilidade entre reposicionamentos foi significativamente maior nas amplitudes intermédias, à exceção do teste de extensão do membro dominante. No entanto, não foram encontrados estudos que comparassem a consistência de tentativas de reposicionamento entre amplitudes intermédias e extremas da ADM do joelho que nos permitam confrontar com os nossos resultados, pelo que seria relevante a realização de estudos com esta finalidade.

Limitações do estudo

Podem ser apontadas algumas limitações neste estudo. Em primeiro lugar, a demonstração da amplitude-alvo a partir da posição de partida foi realizada de forma passiva (posicionamento passivo), no entanto, segundo Pickard, Sullivan, Allison e Singer (2003), o SPA do joelho deve ser avaliado através de posicionamento ativo, já que a contração muscular prévia ao reposicionamento induz uma maior precisão no SPA. Em segundo lugar, não se verificou se a carga foi uniformemente distribuída pelos dois membros durante a realização do protocolo de fadiga. Em terceiro lugar, o tamanho amostral de jogadores de futebol foi um pouco reduzido, pelo facto de não se conseguirem concretizar as três avaliações em todos os jogadores avaliados inicialmente. Em quarto lugar, o reduzido número de atletas que sofreram lesões condicionou certamente os resultados da comparação da acuidade propriocetiva com jogadores que não sofreram lesões. Em quinto lugar, não avaliamos a força máxima antes da realização do protocolo de fadiga, pelo que não estimamos o decréscimo de força consequente ao protocolo, para realmente confirmar o estado de fadiga. Por fim, a análise da concordância não foi realizada com um equipamento considerado *gold-standard*, como é o caso dos sistemas 3D de análise de movimento, mas sim com um método de referência que tem sido utilizado em diferentes investigações com esta finalidade.

VII. CONCLUSÕES

A fadiga muscular tem sido ao longo dos anos tomada como um fator contributivo para a diminuição da capacidade proprioceptiva e, conseqüentemente, como um fator contributivo de lesão. No entanto, nesta investigação, e para as amostras em estudo, foi possível concluir que um protocolo de fadiga funcional do quadrícipite não teve efeitos agudos sobre o SPA do joelho de jogadores de futebol, mas pelo contrário, diminuiu o SPA do joelho de indivíduos não-praticantes de desporto. Foi também verificado que a acuidade proprioceptiva do joelho de jogadores de futebol, tanto antes como após um protocolo de fadiga, foi superior à de indivíduos não-praticantes de desporto, sendo que os primeiros tenderam a falhar as amplitudes-alvo por sobrestimação, enquanto que os segundos subestimaram as mesmas amplitudes. A análise dos dados sugere também que, de uma forma geral, em jogadores de futebol, a dominância não influenciou a acuidade proprioceptiva do joelho tanto em repouso como em situação de fadiga muscular. Pelo contrário, em indivíduos que não praticavam desporto reportou-se uma acuidade proprioceptiva significativamente diferente entre membros, com o membro dominante a revelar uma acuidade superior em repouso, mas inferior após a realização de um protocolo de fadiga. Em repouso, de uma forma geral, não se verificaram diferenças no SPA do joelho inerentes ao género, no entanto, após um protocolo de fadiga, futebolistas femininas apresentam uma acuidade proprioceptiva significativamente inferior à de futebolistas masculinos em ambas as amplitudes testadas no membro dominante. Ficou ainda demonstrado que o SPA do joelho de jogadores de futebol não variou ao longo da época, e que os jogadores que se lesionaram apresentaram acuidades proprioceptivas inferiores às dos jogadores que não sofreram lesões durante a época, no entanto, antes dessas lesões ocorrerem, ainda não se verificavam diferenças significativas no SPA do joelho entre jogadores não-lesionados e os que viriam a sofrer lesão, pelo que foi concluído que a avaliação do SPA do joelho não constituiu um bom indicador de lesão. Por fim, aferiu-se que a acuidade proprioceptiva é inferior nas amplitudes intermédias da ADM do joelho. Foi ainda comprovado que a avaliação do SPA do joelho através de centrais inerciais é um método válido, registando concordâncias excelentes com outros instrumentos comumente utilizados na bibliografia para este efeito.

Este trabalho revela-se importante no contexto da Fisioterapia Desportiva já que explora novos métodos/instrumentos de avaliação do SPA do joelho, de rápida e fácil realização

e acessibilidade a fisioterapeutas, para que seja possível a avaliação dos seus atletas no seu próprio contexto desportivo, e para se poder aferir se a integridade dos recetores que mediam a proprioção do joelho está conservada em diferentes momentos de uma época.

Para estudos futuros, tendo em conta as diferenças encontradas entre membro dominante e não dominante, é recomendado que sejam utilizadas plataformas de força para verificar se a carga é uniformemente distribuída pelo membro dominante e não-dominante durante a realização de um protocolo de fadiga semelhante ao desta investigação. Sugerem-se também estudos que investiguem diferenças inerentes ao género na distribuição da carga pelos membros em diferentes tarefas, como por exemplo, a de levantar/sentar de um banco, conforme foi realizado neste estudo. Recomendam-se ainda estudos longitudinais com amostras mais robustas que permitam analisar com mais confiança a relação entre a acuidade proprioceptiva e o aparecimento de lesões. Estudos futuros que pretendam reproduzir esta metodologia devem priorizar igualmente a avaliação da força inicial antes da realização de um protocolo de fadiga para se poder confirmar o decréscimo efetivo da força muscular relacionado com a instalação da fadiga. Seria também relevante mais estudos avaliarem qual o efeito de protocolos de fadiga induzida localmente e de forma generalizada sobre o SPA do joelho, e inclusive que investiguem diferenças nos padrões de subestimação ou sobrestimação. A avaliação da consistência entre reposicionamentos em amplitudes extremas e intermédias da ADM do joelho, assim como a relação agonista/antagonista em cada uma destas amplitudes também não está explorada na literatura, e por fim, recomendamos a realização de estudos que analisem a fiabilidade da utilização de centrais inerciais para avaliar a capacidade de reposicionamento do joelho, mas comparando-as com o *gold-standard* para análise do movimento do joelho, isto é, com um sistema 3D de análise do movimento.

VIII. BIBLIOGRAFIA

Abulhasan, J. F. e Grey, M. J. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34-44.

Ali, Y., Farzaneh, G. e Homayoon, A. (2013). The Effect Of Fatigue On The Ankle And Knee Proprioception And Dynamic Control Of Posture. *International Journal of Sports Sciences & Fitness*, 3(2), 235-249.

Allen, T. J., Leung, M. e Proske, U. (2010). The effect of fatigue from exercise on human limb position sense. *The Journal of physiology*, 588(8), 1369-1377.

Allison, K. F., Sell, T. C., Benjaminse, A. e Lephart, S. M. (2016). Force Sense of the Knee Not Affected by Fatiguing the Knee Extensors and Flexors. *Journal of sport rehabilitation*, 25(2), 155-163.

Amunts, K., Schlaug, G., Schleicher, A., Steinmetz, H., Dabringhaus, A., Roland, P. E. e Zilles, K. (1996). Asymmetry in the human motor cortex and handedness. *Neuroimage*, 4(3), 216-222.

Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J. e Soares, J. (2003). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3(1), 108-123.

Baker, V., Bennell, K., Stillman, B., Cowan, S. e Crossley, K. (2002). Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(2), 208-214.

Barbieri, F. A., Beretta, S. S., Pereira, V. A., Simieli, L., Orcioli-Silva, D., dos Santos, P. C. R., van Dieën, J. H. e Gobbi, L. T. B. (2016). Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. *Gait & posture*, 43, 270-274.

Barbieri, F. A., dos Santos, P. C. R., Vitória, R., van Dieën, J. H. e Gobbi, L. T. B. (2013). Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. *Gait & posture*, 38(4), 702-707.

Bartlett, M. e Warren, P. (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *British journal of sports medicine*, 36(2), 132-134.

- Battaglia, G., Giustino, V., Iovane, A., Bellafiore, M., Martines, F., Patti, A., Traina, M., Messina, G. e Palma, A. (2016). Influence of occlusal vertical dimension on cervical spine mobility in sports subjects. *Acta Medica Mediterranea*, 32(5), 1589-1595.
- Bayramoglu, M., Toprak, R. e Sozay, S. (2007). Effects of osteoarthritis and fatigue on proprioception of the knee joint. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(3), 346-350.
- Bennell, K., Wee, E., Crossley, K., Stillman, B. e Hodges, P. (2005). Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. *Journal of orthopaedic research*, 23(1), 46-53.
- Bergmann, J. H., Mayagoitia, R. E. e Smith, I. C. (2009). A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. *Dynamic Medicine*, 8(3), 1-7.
- Bewick, G. S. e Banks, R. W. (2015). Mechanotransduction in the muscle spindle. *Pflügers Archiv-European Journal of Physiology*, 467(1), 175-190.
- Bland, J. M. e Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, 327(8476), 307-310.
- Boerboom, A., Huizinga, M., Kaan, W., Stewart, R. E., Hof, A. L., Bulstra, S. e Diercks, R. (2008). Validation of a method to measure the proprioception of the knee. *Gait & Posture*, 28(4), 610-614.
- Bonfim, T. R. e Barela, J. A. (2007). Efeito da manipulação da informação sensorial na propriocepção e no controle postural. *Fisioterapia em Movimento*, 20(2), 107-117.
- Brophy, R., Silvers, H. J., Gonzales, T. e Mandelbaum, B. R. (2010). Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British journal of sports medicine*, 44, 694-697.
- Carnahan, H. e Elliott, D. (1987). Pedal asymmetry in the reproduction of spatial locations. *Cortex*, 23(1), 157-159.
- Carson, R. G., Goodman, D., Chua, R. e Elliott, D. (1993). Asymmetries in the regulation of visually guided aiming. *Journal of motor behavior*, 25(1), 21-32.
- Carvalho, R. L. e Almeida, G. L. (2009). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Rev Neuroc*, 17(2), 156-160.

- Changela, P. K., Selvamani, K. e Ramaprabhu (2012). A study to evaluate the effect of fatigue on knee joint proprioception and balance in healthy individuals. *Medicina Sportiva: Journal of Romanian Sports Medicine Society*, 8(2), 1851-1857.
- Clark, N. e Rolleston, M. (2017). Reliability, Precision Of Measurement And Minimal Detectable Difference Of Right And Left Knee Extension Force Sense Measurement In Uninjured Adult Male Football Players. *Br J Sports Med*, 51(4), 307-308.
- Clark, N. C., Akins, J. S., Heebner, N. R., Sell, T. C., Abt, J. P., Lovalekar, M. e Lephart, S. M. (2016). Reliability and measurement precision of concentric-to-isometric and eccentric-to-isometric knee active joint position sense tests in uninjured physically active adults. *Physical Therapy in Sport*, 18, 38-45.
- Cloete, T. e Scheffer, C. (2010). Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 5125-5128.
- Corrigan, J. P., Cashman, W. F. e Brady, M. P. (1992). Proprioception in the cruciate deficient knee. *Bone & Joint Journal*, 74(2), 247-250.
- Craig, J. C. e Rollman, G. B. (1999). Somesthesia. *Annual Review of Psychology*, 50(1), 305-331.
- Cug, M., Wikstrom, E. A., Golshaei, B. e Kirazci, S. (2016). The Effects of Sex, Limb Dominance, and Soccer Participation on Knee Proprioception and Dynamic Postural Control. *Journal of sport rehabilitation*, 25(1), 31-39.
- de Vecchi, S. F., de Oliveira, N. T. B., Miyamoto, G. C. e Cabral, C. M. N. (2013). O senso de posição articular do joelho não é alterado pela dominância. *ConScientiae Saúde*, 12(2), 195-200.
- De Vroey, H., Staes, F., Weygers, I., Vereecke, E., Vanrenterghem, J., Deklerck, J., Van Damme, G., Hallez, H. e Claeys, K. (2018). The implementation of inertial sensors for the assessment of temporal parameters of gait in the knee arthroplasty population. *Clinical Biomechanics*, 54, 22-27.
- Dieling, S., Van der Esch, M. e Janssen, T. W. (2014). Knee joint proprioception in ballet dancers and non-dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(4), 143-148.
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M. e Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer

velocity, torque and position measurements. *European journal of applied physiology*, 91(1), 22-29.

Dupont, G., Nedelec, M., McCall, A., McCormack, D., Berthoin, S. e Wisløff, U. (2010). Effect of 2 Soccer Matches in a Week on Physical Performance and Injury Rate. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(9), 1752-1758.

Ekstrand, J., Häggglund, M. e Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226-1232.

Ellaway, P. H., Taylor, A. e Durbaba, R. (2015). Muscle spindle and fusimotor activity in locomotion. *Journal of anatomy*, 227(2), 157-166.

Elliott, D., Heath, M., Binsted, G., Ricker, K. L., Roy, E. A. e Chua, R. (1999). Goal-directed aiming: Correcting a force-specification error with the right and left hands. *Journal of motor behavior*, 31(4), 309-324.

Enoka, R. M. e Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied physiology*, 72(5), 1631-1648.

Erickson, R. e Karduna, A. R. (2012). Three-dimensional repositioning tasks show differences in joint position sense between active and passive shoulder motion. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(5), 787-792.

Fagot, J., Lacreuse', A. e Vauclair, J. (1997). Role of sensory and post-sensory factors on hemispheric asymmetries in tactual perception. In: Christman, S. (ed.) *Cerebral asymmetries in sensory and perceptual processing*. North Holland: Elsevier Science.

Favre, J., Jolles, B., Aissaoui, R. e Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of biomechanics*, 41(5), 1029-1035.

Fleiss, J. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*, New York, USA, John Wiley & Sons.

Fouladi, R., Rajabi, R., Naseri, N., Pourkazemi, F. e Geranmayeh, M. (2012). Menstrual cycle and knee joint position sense in healthy female athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(8), 1647-1652.

- Fousekis, K., Tsepis, E. e Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Journal of sports science & medicine*, 9(3), 364-373.
- Fuller, C. W., Dick, R. W., Corlette, J. e Schmalz, R. (2007). Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 2: training injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(suppl 1), i27-i32.
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Hägglund, M., McCrory, P. e Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16(2), 83-92.
- Gandevia, S. e Burke, D. (1992). Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements? *Behavioral and Brain Sciences*, 15, 614-632.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725-1789.
- Gear, W. S. (2011). Effect of different levels of localized muscle fatigue on knee position sense. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(4), 725-730.
- Ghez, C. (1991). The control of movement. In: Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M. (ed.) *Principles of Neural Science*. New York: Elsevier Science.
- Ghiasi, F. e Akbari, A. (2007). Comparison of the effects of open and closed kinematic chain and different target position on the knee joint position sense. *J Med Sci*, 7(6), 969-976.
- Givoni, N. J., Pham, T., Allen, T. J. e Proske, U. (2007). The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. *The Journal of physiology*, 584(1), 111-119.
- Giza, E., Mithöfer, K., Farrell, L., Zarins, B. e Gill, T. (2005). Injuries in women's professional soccer. *British journal of sports medicine*, 39(4), 212-216.
- Goble, D. J., Lewis, C. A. e Brown, S. H. (2006). Upper limb asymmetries in the utilization of proprioceptive feedback. *Experimental brain research*, 168, 307-311.

- Gogia, P. P., Braatz, J. H., Rose, S. J. e Norton, B. J. (1987). Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *Physical therapy*, 67(2), 192-195.
- Gribble, P. A. e Hertel, J. (2004). Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(4), 589-592.
- Grigg, P. (1994). Peripheral neural mechanisms in proprioception. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3(1), 2-17.
- Guo, Y., Zhao, G., Liu, Q., Mei, Z., Ivanov, K. e Wang, L. (2013). Balance and knee extensibility evaluation of hemiplegic gait using an inertial body sensor network. *Biomedical engineering online*, 12(83), 1-14.
- Guyatt, G., Walter, S. e Norman, G. (1987). Measuring change over time: assessing the usefulness of evaluative instruments. *Journal of chronic diseases*, 40(2), 171-178.
- Guyton, A. C. (1992). *Textbook of Medical Physiology*, 8th ed. Philadelphia, WB Saunders.
- Hägglund, M. e Waldén, M. (2012). Epidemiology of football injuries. *Dansk SportsMedicin*, 4(16), 10-12.
- Hawkins, R. D., Hulse, M., Wilkinson, C., Hodson, A. e Gibson, M. (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British journal of sports medicine*, 35(1), 43-47.
- Herrington, L. (2005). Knee-Joint Position Sense: The relationship between open and closed kinetic chain tests. *Journal of sport rehabilitation*, 14(4), 356-362.
- Jakob, C., Kugler, P., Hebenstreit, F., Reinfelder, S., Jensen, U., Schuldhaus, D., Lochmann, M. e Eskofier, B. M. (2013). Estimation of the knee flexion-extension angle during dynamic sport motions using body-worn inertial sensors. *Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks*, 289-295.
- Johansson, H., Pedersen, J., Bergenheim, M. e Djupsjobacka, M. (2000). Peripheral afferents of the knee: their effects in central mechanisms regulating muscle stiffness, joint stability, and proprioception and coordination. In: Lephart, S. M. e Fu, F. H. (eds.) *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign IL: Human Kinetics.

- Ju, Y.-Y., Wang, C.-W. e Cheng, H.-Y. K. (2010). Effects of active fatiguing movement versus passive repetitive movement on knee proprioception. *Clinical biomechanics*, 25(7), 708-712.
- Kavounoudias, A., Roll, R. e Roll, J.-P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*, 9(14), 3247-3252.
- Kleiner, A. F. R., Schlittler, D. X. D. C. e Sánchez-Arias, M. D. R. (2011). O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista neurociencias*, 19(2), 349-357.
- Lee, H.-M., Liau, J.-J., Cheng, C.-K., Tan, C.-M. e Shih, J.-T. (2003). Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 843-847.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M. e Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports medicine*, 25(3), 149-155.
- Lephart, S. M., Riemann, B. L. e Fu, F. H. (2000). Introduction to the sensorimotor system. In: Lephart, S. M. e Fu, F. H. (eds.) *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign: IL: Human Kinetics.
- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N. e Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical physiology and functional imaging*, 27(6), 346-353.
- Marks, R., Quinney, H. e Wessel, J. (1993). Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints. *Clinical rheumatology*, 12(2), 170-175.
- Mir, S., Hadian, M., Talebian, S. e Nasserri, N. (2008). Functional assessment of knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *British journal of sports medicine*, 42(4), 300-303.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. e Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*, 20(4), 414-418.
- Mochizuki, L. e Amadio, A. C. (2006). As informações sensoriais para o controle postural. *Fisioter Mov*, 19(2), 11-18.

- Mohammadi, B. M., Amiri, A., Jamshidi, A. A. e Vasaghi, G. B. (2015). Quadriceps muscle fatigue and knee joint position sense in healthy men. *Physical Therapy*, 5(2), 109-114.
- Mohammadi, F. e Roozdar, A. (2010). Effects of fatigue due to contraction of evertor muscles on the ankle joint position sense in male soccer players. *The American journal of sports medicine*, 38(4), 824-828.
- Muaidi, Q., Nicholson, L. e Refshauge, K. (2009). Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(1), 103-112.
- Muaidi, Q. I. (2017). Does gender make a difference in knee rotation proprioception and range of motion in healthy subjects? *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 30(6), 1237-1243.
- Myers, J. B. e Lephart, S. M. (2000). The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3), 351.
- Niederseer, D., Mörtl, H., Liebensteiner, M., Egger, A., Thaler, C., Plöderl, M., Niebauer, J. e Raschner, C. (2014). General fatigue and joint position sense in male elite handball players. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 65(6), 149-153.
- Nitsure, P. e Prabhu, S. (2015). Study of Differences in Proprioception of Knee Joint with Age, Gender and Lower Limb Dominance in Healthy Asymptomatic Individuals: An Observational Study. *Sports Medicine*, 2015(2), 1-5.
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keeffe, D. T. e Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of biomechanics*, 40(12), 2604-2611.
- O'Sullivan, P. B., Burnett, A., Floyd, A. N., Gadsdon, K., Logiudice, J., Miller, D. e Quirke, H. (2003). Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*, 28(10), 1074-1079.
- Olsson, L., Lund, H., Henriksen, M., Rogind, H., Bliddal, H. e Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of a knee joint position sense measurement method in sitting and prone position. *Advances in Physiotherapy*, 6(1), 37-47.

- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Theodorou, A. A., Giakas, G., Jamurtas, A. Z. e Koutedakis, Y. (2010). Eccentric exercise affects the upper limbs more than the lower limbs in position sense and reaction angle. *Journal of sports sciences*, 28(1), 33-43.
- Paul, J. e Nagarajan, M. S. (2015). Comparison of proprioception in injured and uninjured knee joints among male professional footballers. *International Journal of Physiotherapy*, 2(1), 361-364.
- Pedrinelli, A., da Cunha Filho, G. A. R., Thiele, E. S. e Kullak, O. P. (2013). Estudo epidemiológico das lesões no futebol profissional durante a Copa América de 2011, Argentina. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 48(2), 131-136.
- Petty, N. J. e Moore, A. P. (2008). *Princípios de Intervenção e Tratamento do Sistema Neuro-músculo-esquelético - Um Guia para Terapeutas*, Loures, Lusodidacta.
- Picerno, P. (2017). 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & posture*, 51, 239-246.
- Pickard, C. M., Sullivan, P. E., Allison, G. T. e Singer, K. P. (2003). Is there a difference in hip joint position sense between young and older groups? *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(7), 631-635.
- Piriyaprasarth, P., Morris, M. E., Winter, A. e Bialocerkowski, A. E. (2008). The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC musculoskeletal disorders*, 9(6), 1-10.
- Porac, C. e Coren, S. (1981). *Lateral Preferences and Human Behavior*, New York, Springer-Verlag.
- Portney, L. G. e Watkins, M. P. (2015). *Foundations of clinical research: applications to practice*, 3ª ed. Philadelphia, F. A. Davis Company.
- Proske, U. e Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews*, 92(4), 1651-1697.
- Proske, U., Wise, A. e Gregory, J. (2000). The role of muscle receptors in the detection of movements. *Progress in neurobiology*, 60(1), 85-96.
- Refshauge, K. M. e Fitzpatrick, R. C. (1995). Perception of movement at the human ankle: effects of leg position. *The Journal of physiology*, 488(1), 243-248.

- Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., Palm, M., Gilbertson, J. e Staszak, P. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 19(1), 2-12.
- Relph, N. e Herrington, L. (2016). The effects of knee direction, physical activity and age on knee joint position sense. *The Knee*, 23(3), 393-398.
- Ribeiro, F., Mota, J. e Oliveira, J. (2007). Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. *European journal of applied physiology*, 99(4), 379-385.
- Ribeiro, F. e Oliveira, J. (2007). Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity*, 4, 71-76.
- Ribeiro, F. e Oliveira, J. (2008). Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. *Fisioterapia em Movimento*, 21(2), 71-83.
- Ribeiro, F. e Oliveira, J. (2010). Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Archives of gerontology and geriatrics*, 51(1), 64-67.
- Ribeiro, F., Santos, F., Gonçalves, P. e Oliveira, J. (2008). Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. *European Journal of Sport Science*, 8(6), 397-402.
- Ribeiro, F., Venâncio, J., Quintas, P. e Oliveira, J. (2011). The effect of fatigue on knee position sense is not dependent upon the muscle group fatigued. *Muscle & nerve*, 44(2), 217-220.
- Riemann, B. L. e Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 71-79.
- Riemann, B. L., Myers, J. B. e Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of athletic training*, 37(1), 85-98.
- Roberts, D., Friden, T., Stomberg, A., Lindstrand, A. e Moritz, U. (2000). Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. *Journal of Orthopaedic Research*, 18(4), 565-571.

- Romero-Franco, N. e Jiménez-Reyes, P. (2017). Effects of Warm-Up and Fatigue on Knee Joint Position Sense and Jump Performance. *Journal of motor behavior*, 49(2), 117-122.
- Rothstein, J. M., Miller, P. J. e Roettger, R. F. (1983). Goniometric reliability in a clinical setting: elbow and knee measurements. *Physical Therapy*, 63(10), 1611-1615.
- Rozzi, S., Yuktanandana, P., Pincivero, D. e Lephart, S. (2000). Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: IL: Human Kinetics.
- Şahin, N., Bianco, A., Patti, A., Paoli, A., Palma, A. e Ersöz, G. (2015). Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: a pilot study. *Journal of physical therapy science*, 27(2), 437-440.
- Salgado, E., Ribeiro, F. e Oliveira, J. (2015). Joint-position sense is altered by football pre-participation warm-up exercise and match induced fatigue. *The Knee*, 22(3), 243-248.
- Sherrington, C. S. (1920). *The Integrative Action of the Nervous System*, 6^a ed. New Haven, Yale University Press.
- Shiratsu, A. e Coury, H. (2003). Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 682-684.
- Smith, T. O., Davies, L. e Hing, C. B. (2013). A systematic review to determine the reliability of knee joint position sense assessment measures. *The Knee*, 20(3), 162-169.
- Teixeira, L. A., De Oliveira, D. L., Romano, R. G. e Correa, S. C. (2011). Leg preference and interlateral asymmetry of balance stability in soccer players. *Research quarterly for exercise and sport*, 82(1), 21-27.
- Thoumie, P., Drape, J.-L., Aymard, C. e Bedoisseau, M. (1998). Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and recording. *Clinical biomechanics*, 13(1), 18-26.
- Torres, R., Ferreira, J., Silva, D., Rodrigues, E., Bessa, I. M. e Ribeiro, F. (2017). Impact of Patellar tendinopathy on knee proprioception: a cross-sectional study. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(1), 31-36.

- Van der Straaten, R., De Baets, L., Jonkers, I. e Timmermans, A. (2018). Mobile assessment of the lower limb kinematics in healthy persons and in persons with degenerative knee disorders: A systematic review. *Gait & posture*, 59, 229-241.
- Vasconcelos, O. e Rodrigues, P. (2008). Métodos de avaliação dos comportamentos de assimetria lateral: medidas de preferência e medidas de performance. In: David Catela, J. B. (ed.) *Estudos em Desenvolvimento Motor da Criança*. Lisboa: Edições FMH.
- Venâncio, J., Lopes, D., Lourenço, J. e Ribeiro, F. (2016). Knee joint position sense of roller hockey players: a comparative study. *Sports biomechanics*, 15(2), 162-168.
- Visser, J. e Geuze, R. (2000). Kinaesthetic acuity in adolescent boys: a longitudinal study. *Developmental medicine and child neurology*, 42(2), 93-96.
- World Health Organization. (n.d.). *Body mass index - BMI* [Em Linha]. Disponível em: <http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi> [Acedido em 26/07/2018].
- Wouda, F. J., Giuberti, M., Bellusci, G., Maartens, E., Reenalda, J., van Beijnum, B.-J. F. e Veltink, P. H. (2018). Estimation of Vertical Ground Reaction Forces and Sagittal Knee Kinematics During Running Using Three Inertial Sensors. *Frontiers in Physiology*, 9(218), 1-14.
- Zaki, R., Bulgiba, A., Ismail, R. e Ismail, N. A. (2012). Statistical methods used to test for agreement of medical instruments measuring continuous variables in method comparison studies: a systematic review. *PloS one*, 7(5), 1-7.
- Zheng, T., Huo, M., Maruyama, H., Kurosawa, K., Hiiragi, Y., Huang, Q., Li, D., Zhou, B., Yin, L. e Wang, H. (2015). Effects on ROM and joint position sense of the neck of two different interventions. *Journal of physical therapy science*, 27(4), 1041-1043.

IX. ANEXOS

Anexo I – Formulário de Consentimento Informado

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000)

Efeito da sobrecarga muscular aguda e crónica no senso de posição articular do joelho

Eu, abaixo-assinado, (nome completo do voluntário são)

_____,
compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da minha participação na investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os objetivos e os métodos e, se ocorrer uma situação de prática clínica, os benefícios previstos, os riscos potenciais e o eventual desconforto. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo pessoal.

Por isso, consinto que me seja aplicado o método ou o tratamento, se for caso disso, propostos pelo investigador.

Data: ____/____/____

Assinatura do voluntário são: _____

O Investigador responsável:

Nome: Joana Azevedo

Assinatura: _____

Anexo II – Questionário de Caracterização da Amostra**Dados Pessoais**Idade: _____ Sexo: M F

Peso: _____kg Altura: _____m IMC: _____

Jogador de futebol? Sim Não

- Teve uma lesão no membro inferior **nos últimos 6 meses?** – Sim Não
 - Se sim, por favor, indique qual: _____
 - Se sim, por favor, indique quantas vezes: _____

- Teve uma lesão no joelho **nos últimos 6 meses?** - Sim Não
 - Se sim, por favor, indique qual: _____
 - Se sim, por favor, indique quantas vezes: _____

- Tem alguma patologia cardiorrespiratória, neurológica ou vestibular? -Sim Não
 - Se sim, por favor, indique qual: _____

- Encontra-se a tomar medicação (antibióticos, analgésicos, AINE's, miorelaxantes, antibióticos)? - Sim Não
 - Se sim, por favor indique qual: _____

- Está grávida ou em período de aleitamento? - Sim Não

A preencher pelo investigador

Teste de Lachman _____ Gaveta anterior _____ Gaveta Posterior _____

Stress em valgo _____ Stress em varo _____

Preferência Podal - Esquerda Direita

Percepção de Esforço (Borg) _____ Duração do Protocolo: _____

Obrigada pela sua colaboração!

Anexo III – Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)

Estamos interessados em saber os tipos de atividades físicas que faz na sua vida cotidiana. As perguntas que lhe irei fazer são sobre o tempo que gastou a ser fisicamente ativo nos últimos 7 dias. Por favor, responda a cada pergunta, mesmo que não se considere uma pessoa ativa. Por favor, pense sobre as atividades que faz no trabalho, em casa, a ir de um lugar para outro, e no seu tempo livre para o exercício, lazer ou desporto.

Pense em todas as atividades **vigorosas** que fez nos **últimos 7 dias**. **Atividades físicas vigorosas** referem-se a atividades de esforço físico elevado e que o fazem respirar com mais dificuldade do que o normal. Pense apenas nas atividades físicas que fez por pelo menos 10 minutos.

1. Durante os **últimos 7 dias**, em quantos dias fez atividades físicas vigorosas, como levantamento de pesos, cavar, aeróbica, ou andar de bicicleta?

_____ **dias por semana**

Não fez atividades físicas vigorosas → *Passar para a questão 3*

2. Quanto tempo gastou fazendo atividades físicas **vigorosas** naqueles dias?

_____ **horas por dia**

_____ **minutos por dia**

Não sabe/Não tem a certeza

Pense em todas as atividades **moderadas** que fez nos **últimos 7 dias**. Atividades moderadas referem-se a atividades de esforço físico moderado e que o fazem respirar com um pouco mais de dificuldade do que o normal. Pense apenas nas atividades físicas que fez por pelo menos 10 minutos.

3. Durante os **últimos 7 dias**, em quantos dias fez atividades físicas moderadas, como o transporte de cargas leves, ciclismo a um ritmo regular, ténis? Não incluem caminhar.

_____ **dias por semana**

Não fez atividades físicas moderadas → *Passar para a questão 5*

4. Quanto tempo gastou fazendo atividades físicas moderadas naqueles dias?

_____ **horas por dia**

_____ **minutos por dia**

Não sabe/Não tem a certeza

Pense sobre o tempo que gastou **caminhando** nos **últimos 7 dias**. Isto inclui no trabalho e em casa, andar de um lugar para outro, e qualquer outro passeio que tenha feito exclusivamente para a recreação, desporto, lazer ou exercício.

5. Durante os **últimos 7 dias**, em quantos dias caminhou por pelo menos 10 minutos de cada vez?

_____ **dias por semana**

Não caminhou

➔ *Passar para a questão 7*

6. Quanto tempo gastou caminhando naqueles dias?

_____ **horas por dia**

_____ **minutos por dia**

Não sabe/Não tem a certeza

A última questão é sobre o tempo que gastou **sentado** em dias de semana durante os **últimos 7 dias**. Incluem o tempo gasto no trabalho/escola, em casa, e durante o tempo de lazer. Inclui o tempo gasto sentado à mesa, visitando amigos, lendo ou estando sentado ou deitado a ver televisão.

7. Durante os **últimos 7 dias**, quanto tempo passou **sentado** em dias da semana?

_____ **horas por dia**

_____ **minutos por dia**

Não sabe/Não tem a certeza

Este é o fim do questionário, obrigada pela participação

Anexo IV – Escala de Borg

1	
2	
3	
4	
5	
6	Sem nenhum esforço
7	
8	Extremamente leve
9	
10	Muito Leve
11	
12	Leve
13	
14	Um pouco intenso
15	
16	Intenso
17	
18	Muito intenso
19	
20	Esforço máximo

Anexo IV – Avaliação da Preferência Podal

Questionário nº _____

PÉ	Esquerdo	Direito	Qualquer deles
1– Com que pé chuta uma bola?			
2– Se tivesse de subir para uma cadeira, que pé apoiava na cadeira em primeiro lugar?			
3– Se quisesse apanhar uma pedrinha com os dedos dos pés, que pé usaria?			
4– Qual o pé que calça primeiro?			

Muito obrigada pela sua colaboração!