



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

PROJETO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

**Análise do Efeito da Fadiga Muscular no  
Senso de Posição Articular do Joelho**

Joana Raquel Ferreira Santos Azevedo  
Estudante de Fisioterapia  
Escola Superior de Saúde - UFP  
[27667@ufp.edu.pt](mailto:27667@ufp.edu.pt)

Adérito Seixas  
Mestre Assistente  
Escola Superior de Saúde - UFP  
[aderito@ufp.edu.pt](mailto:aderito@ufp.edu.pt)

Sandra Rodrigues  
Mestre Assistente  
Escola Superior de Saúde – UFP  
[sandrar@ufp.edu.pt](mailto:sandrar@ufp.edu.pt)

Porto, Julho de 2016

## Resumo

**Objetivo:** Determinar o efeito da fadiga muscular no Senso de Posição Articular (SPA) do joelho e comparar acuidade proprioceptiva entre amplitudes de teste, membro preferido e não-preferido e entre géneros. **Métodos:** Participaram neste estudo 33 adultos saudáveis. A fadiga foi induzida através do levantar e sentar de uma cadeira. O SPA foi avaliado pelo método de reposicionamento ativo, para as posições de 20° e 45° de flexão, através de um sistema de centrais inerciais. **Resultados:** O erro de reposicionamento aumentou com a fadiga aos 45° no membro preferido ( $p=0.030$ ). O erro de reposicionamento é maior aos 45° do que aos 20°, com diferenças significativas no membro não-preferido ( $p=0.018$ ) antes da fadiga e no membro preferido ( $p=0.020$ ) depois da fadiga. A dominância não influenciou o SPA em repouso, mas depois da fadiga o membro preferido apresentou erros de posicionamento superiores na amplitude de 45° ( $p=0.039$ ). Não existem diferenças relacionadas com o género ( $p>0.05$ ). **Conclusão:** A fadiga afeta o SPA. O erro de reposicionamento é maior em amplitudes intermédias do que em amplitudes extremas. O membro preferido é mais afetado pela fadiga e não existem diferenças no SPA inerentes ao género. **Palavras-chave:** Proprioceção; Senso de Posição Articular; Fadiga muscular; Joelho; Centrais inerciais

## Abstract

**Aim:** To determine the effect of muscle fatigue on knee joint position sense (JPS) and compare the proprioceptive acuity between test amplitudes, dominant and non-dominant limb and genders. **Methods:** The sample consisted of 33 healthy subjects. Fatigue was induced by a sit to stand task. JPS was evaluated by active repositioning method, to the ranges of 20° and 45° of flexion, using a central inertial system. **Results:** Reposition error increased with fatigue at the range of 45° in the dominant limb ( $p=0.030$ ). The reposition error is higher at 45° than at 20°, with significant differences in the non-dominant limb before fatigue ( $p=0.018$ ) and in the dominant limb ( $p=0.020$ ) after fatigue. Dominance did not influenced JPS at rest, but after fatigue the dominant limb showed higher reposition errors at the range of 45° ( $p=0.034$ ). There are no differences related to gender ( $p>0.05$ ). **Conclusion:** Muscle fatigue affects JPS. The reposition error is higher at intermediate ranges than in limit ranges. Fatigue affects mainly the dominant limb and there are no differences in the JPS between gender. **Key-words:** Proprioception; Joint Position Sense; Muscle fatigue; Knee; Inertial Sensors

## Introdução

O ser humano tem a capacidade de assumir uma posição vertical devido à interação da atividade muscular dos membros inferiores e do Sistema Nervoso Central (SNC). A manutenção do equilíbrio e do controlo postural depende da informação sensorial recolhida da periferia, e originada por três sistemas: o sistema somatossensorial, o sistema vestibular e o sistema visual, que posteriormente é integrada pelo SNC (Andrews, Harrelson e Wilk, 2005).

Sherrington (1906 *cit in* Hewett, Paterno e Myer, 2002) define a Proprioção como a perceção do movimento articular e corporal, assim como da posição do corpo, ou dos segmentos corporais, no espaço.

O SNC recebe o input proprioceptivo proveniente dos mecanorreceptores, que são terminações nervosas especializadas presentes nas articulações, nas cápsulas, ligamentos, músculos, tendões, e na própria pele. Estes recetores são responsáveis pela deteção da informação acerca do movimento e posição articular, para que esta seja interpretada e avaliada pelo SNC (Grigg, 1994). Os mecanorreceptores possibilitam a perceção de um segmento no espaço – Senso de Posição Articular (SPA) – e a Sensação de Movimento Articular (ou Cinestesia). O SPA dita a capacidade de um indivíduo compreender um 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. Estes dois componentes são necessários para a realização de movimentos coordenados, para a manutenção de uma postura correta, e consequentemente, do equilíbrio e controlo postural (Ribeiro e Oliveira, 2007; Ribeiro e Oliveira, 2008; Allen, Leung e Proske, 2010).

A proprioção do joelho é assegurada sobretudo por mecanorreceptores articulares (Corpúsculos de Paccini, e Terminações de Ruffini), e musculares (Fusos Musculares e Órgãos Tendinosos de Golgi) (Craig e Rollman, 1999; Gandevia e Burke, 2002). Os recetores musculares responsáveis pela mediação do SPA no joelho, estão segundo Ribeiro (2007) mais ativos entre os 40° e os 60° de flexão, enquanto que os recetores articulares estão mais ativos perto do limite das amplitudes de movimento.

Segundo Bayramoglu, Toprak e Sozay (2007), a literatura reporta vários fatores que afetam negativamente a proprioção, sendo os mais apontados: a idade, a fadiga

muscular, e patologias osteoarticulares como a osteoartrite. Pelo contrário, alguns fatores são apontados como potenciadores da acuidade proprioceptiva, tais como a prática de atividade física.

A fadiga 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 (Ribeiro e Oliveira, 2011). A fadiga tem um impacto negativo na acuidade proprioceptiva na medida em que aumenta o limiar de descarga do fuso neuromuscular, sendo que estas alterações da função muscular afetam a capacidade de perceber e reproduzir uma dada posição-alvo (Gribble e Hertel, 2004; Ribeiro e Oliveira, 2008; Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira, 2011). Não obstante esta evidência, o tópico permanece controverso. Por exemplo, no estudo de Diebling, Van der Esch e Janssen (2014), os resultados não permitiram concluir que a fadiga muscular afetasse o SPA do joelho.

Nesse sentido, o objetivo principal deste estudo será determinar qual o efeito da fadiga no SPA do joelho. Será feita também a comparação entre duas amplitudes de teste: uma amplitude intermédia (45°) e outra mais próxima do extremo da amplitude de movimento (20°), assim como a comparação da acuidade proprioceptiva entre o membro preferido e não-preferido, e entre géneros.

## **Metodologia**

O estudo foi realizado no Edifício das Clínicas Pedagógicas da Universidade Fernando Pessoa, após aprovação da Comissão de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa.

### **Participantes**

Participaram neste estudo 33 indivíduos do sexo feminino (n=17) e masculino (n=16), com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos ( $22.85 \pm 2.67$  anos). Quanto ao Índice de Massa Corporal (IMC), os participantes apresentaram um valor médio de  $23.95 \pm 4.09 \text{ kg/m}^2$ , que segundo a Organização Mundial de Saúde (2004) está dentro dos parâmetros considerados normais.

Como critérios de inclusão, foram incluídos indivíduos saudáveis (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007), com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos (Changela e Selvamani, 2012), com amplitudes de movimento do joelho normais (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007), e sem história clínica de lesões no joelho (Ju, Wang e Cheng, 2010).

Foram excluídos indivíduos que reportassem patologias cardiorrespiratórias, neurológicas ou vestibulares (Ribeiro, Mota e Oliveira, 2007; Dieling, Van der Esch e Janssen, 2014), indivíduos que apresentassem os testes de integridade articular do joelho positivos (gaveta anterior, gaveta posterior, stress em valgo e varo) (Boerboom et al, 2008), indivíduos que se encontrassem a tomar medicação (miorrelaxantes e antibióticos) (Ju, Wang e Cheng, 2010), e participantes grávidas ou em período de aleitamento (Gear, 2011)

### **Instrumentos**

Para avaliação do peso, utilizou-se uma balança da marca Tanita, e para a medição da altura, um estadiómetro, da marca Seca. Para eliminar a informação visual, foi utilizada uma venda. Para a avaliação do SPA utilizou-se um Sistema de Centrais Inerciais, Xsens MTx (Xsens, Enschede, Holanda), sendo que cada central é constituída por um acelerómetro 3D, um giroscópio, um barómetro e um magnetómetro e transmite a informação a uma estação, de forma *wireless*, que por sua vez transmite os dados para um computador via usb para análise posterior. Este sistema permite avaliar a cinemática do movimento a ocorrer na articulação do joelho, para assim estimar o erro de reposicionamento articular (Guo et al, 2013). Para dar a referência da posição-alvo foi utilizado um goniómetro da marca Enraf Nonius. Foi ainda preenchido o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) para quantificar o nível de atividade física dos participantes.

### **Procedimentos**

Todos os participantes assinaram a Declaração de Consentimento Informado 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.

Antes de se dar início ao procedimento, avaliou-se uma série de parâmetros como a idade, o sexo, o peso e a altura, através do preenchimento de um questionário de caracterização da amostra, que identificava igualmente a presença dos critérios de exclusão definidos para este estudo. Os voluntários preencheram ainda o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ).

A determinação de qual o membro inferior preferido foi realizada de acordo com as indicações de Porac e Coren (1981), questionando os participantes sobre que membro inferior utilizam na realização de algumas tarefas, como por exemplo, chutar uma bola.

Depois de cumpridos os requisitos anteriores, procedeu-se à avaliação dos testes de integridade articular do joelho (gaveta anterior, gaveta posterior, stress em valgo e varo).

A avaliação do SPA do joelho foi realizada antes e depois do protocolo de fadiga. Tanto o lado preferido como o lado não-preferido foram testados nas amplitudes de 20° e 45° de flexão do joelho, em ordem aleatória. A chave de aleatorização foi desenvolvida por uma plataforma online (<https://www.randomizer.org/>). Procedeu-se à colocação dos sensores, sendo que foi necessária uma central inercial em cada membro inferior, medialmente e imediatamente abaixo da tuberosidade anterior da tíbia, de acordo com as instruções de Cloete e Scheffer (2010). O participante foi posicionado na posição de sentado, em cadeia cinética aberta, de olhos vendados para eliminar a informação visual, num ambiente silencioso e com o joelho fletido a 90° (posição inicial). Foram adotadas duas amplitudes de teste: 20° e 45° de flexão (Baker et al., 2002; Dieling, Van der Esch e Janssen, 2014). Passivamente e de forma lenta, a perna foi movida para extensão para uma das amplitudes de teste (20° ou 45° de Flexão), definida por um goniómetro. O participante foi instruído a manter esta posição de teste, de forma ativa, durante 5 segundos, e após este período foi pedido que voltasse à posição inicial e, imediatamente após, a reposicionar ativamente o joelho para a amplitude alvo fazendo extensão do joelho (método de reposicionamento ativo), mantendo a posição durante 5 segundos (Ribeiro e Oliveira, 2007; 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 em ambos os membros, de acordo com a chave de randomização.

Posteriormente, o participante realizou então o protocolo de fadiga que consistiu na tarefa de levantar e sentar de uma cadeira, repetidamente, com os braços cruzados no peito, para não haver ajuda dos membros superiores, e com um ritmo controlado por um metrônomo de 30 batimentos por minuto, ou seja, o ciclo de passar de sentado para de pé, e novamente para sentado, teve uma duração de 2 segundos, sendo que a duração do protocolo foi registada. Como critérios para terminar o protocolo de fadiga, consideraram-se os seguintes: quando o participante deixou de conseguir realizar a tarefa; quando o ritmo a que estava a realizar a tarefa não for o ritmo predefinido (2 s), tendo direito a três tentativas/advertências por parte do investigador, para normalizar o ritmo; ou ao fim de 30 minutos de protocolo (Barbieri, Santos, Vitório, Van Dieën e Gobbi, 2013; Barbieri et al, 2016). Após o término do protocolo de fadiga, o SPA foi reavaliado de imediato, para não permitir a recuperação do estado de fadiga, para as duas posições de teste e em ambos os membros, segundo o mesmo procedimento, para posterior comparação.

Os erros de reposicionamento para todas as amplitudes de teste, antes e depois da fadiga, foram calculados a partir dos dados de posicionamento provenientes das centrais inerciais.

### **Procedimentos Estatísticos**

O SPA foi avaliado através do erro de reposicionamento, sendo que para a sua interpretação se utilizou o erro angular absoluto, que diz respeito ao valor absoluto da diferença entre o valor da amplitude alvo e a amplitude alcançada pelo indivíduo, após se calcular a média dos valores obtidos nas três tentativas.

Para a análise estatística dos dados obtidos, foi utilizado o software SPSS versão 24, e considerou-se um nível de significância de 5%. Foi realizado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, tendo-se verificado que as variáveis não seguiam uma distribuição normal. Foram então utilizados testes não-paramétricos de Mann-Whitney (amostras independentes) e de Wilcoxon (amostras emparelhadas).

## Resultados

As características referentes ao sexo, idade, índice de massa corporal (IMC), membro inferior preferido, e nível de Atividade Física dos participantes estão representadas na Tabela 1.

**Tabela 1:** Características gerais dos participantes (Idade, IMC, Membro Preferido e Nível de Atividade Física)

	<b>Amostra (N=33)</b>	<b>Sexo Masculino (N=16)</b>	<b>Sexo Feminino (N=17)</b>
<b>Idade (anos)</b>	22.85 ± 2.67	22.63 ± 2.63	23.06 ± 2.77
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	23.95 ± 4.09	25.36 ± 4.68	22.62 ± 3.00
<b>Membro Preferido</b>	3 (Esquerdo) 30 (Direito)	2 (Esquerdo) 14 (Direito)	1 (Esquerdo) 16 (Direito)
<b>Nível de Atividade Física</b>	11 sedentários 20 minimamente ativos 2 altamente ativos	6 sedentários 10 minimamente ativos 0 altamente ativos	5 sedentários 10 minimamente ativos 2 altamente ativos

Tendo em conta as diferenças encontradas relativamente ao nível de atividade física e atendendo a que apenas 2 participantes foram classificados como altamente ativos foi efetuada a análise estatística relativamente à comparação dos erros de posicionamento entre indivíduos sedentários e ativos, não se verificando diferenças significativas entre eles relativamente a nenhuma das variáveis ( $p > 0.05$ ). Nesse sentido, toda a análise estatística foi efetuada não considerando este parâmetro.

Na tabela 2 apresentam-se os valores dos Erros Absolutos para as duas amplitudes de teste, antes e após a fadiga.

**Tabela 2:** Comparação dos valores dos Erros de Reposicionamento Absolutos (°) antes e após a fadiga

	<b>Antes da fadiga</b>	<b>Após a fadiga</b>	<b>p</b>
	<b>Média ± DP</b>	<b>Média ± DP</b>	
<b>Erro Absoluto M. Preferido 20°</b>	3.92 ± 3.19	4.88 ± 3.80	0.321
<b>Erro Absoluto M. Preferido 45°</b>	5.21 ± 3.98	7.40 ± 4.91	0.030*
<b>Erro Absoluto M. Não-Preferido 20°</b>	4.87 ± 3.76	4.94 ± 3.84	0.879
<b>Erro Absoluto M. Não-Preferido 45°</b>	6.86 ± 5.22	5.55 ± 3.98	0.235

(\*)  $p < 0.05$

Pela análise da tabela 2, podemos observar que o erro de reposicionamento aumentou significativamente após a fadiga apenas na amplitude de 45° e no Membro Preferido ( $p = 0.030$ ), enquanto que na amplitude de 20° não se verificaram diferenças significativas nos erros de reposicionamento antes e após a fadiga ( $p > 0.05$ ).

Na tabela 3, apresenta-se a comparação entre amplitudes de teste (20° e 45°) em ambos os membros, antes e depois da fadiga.

**Tabela 3:** Comparação dos valores dos Erros Angulares Absolutos (°) entre amplitudes de teste, em ambos os membros, antes e após a fadiga

		Média ± DP	p
<b>Antes da fadiga</b>	Erro Absoluto Membro Preferido 20°	3.92 ± 3.19	0.097
	Erro Absoluto Membro Preferido 45°	5.21 ± 3.98	
	Erro Absoluto Membro Não-Preferido 20°	4.87 ± 3.76	0.018*
	Erro Absoluto Membro Não-Preferido 45°	6.86 ± 5.22	
<b>Após a fadiga</b>	Erro Absoluto Membro Preferido 20°	4.88 ± 3.80	0.020*
	Erro Absoluto Membro Preferido 45°	7.40 ± 4.91	
	Erro Absoluto Membro Não-Preferido 20°	4.94 ± 3.84	0.249
	Erro Absoluto Membro Não-Preferido 45°	5.55 ± 3.98	

(\*) p<0.05

É possível verificar que antes da fadiga, existem diferenças significativas entre amplitudes no membro não-preferido (p=0.018), observando-se um maior erro de reposicionamento aos 45° do que aos 20°. Também no membro preferido se verifica esta tendência, no entanto, não é estatisticamente significativa. Após a fadiga, a tendência de se verificar um maior erro de reposicionamento aos 45° de flexão está presente, no entanto, apenas observamos diferenças significativas no membro preferido.

A tabela 4 diz respeito à comparação entre membro preferido e não-preferido para as amplitudes de teste (20° e 45°), antes e após a fadiga. É possível verificar que não existem diferenças entre os dois membros em ambas as amplitudes antes da fadiga, apesar de no membro não-preferido haver uma tendência para o erro de reposicionamento ser maior. Pelo contrário, após a fadiga verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre membro preferido e não-preferido aos 45° de flexão (p=0.039), no entanto, o erro de reposicionamento foi maior no membro preferido.

**Tabela 4:** Comparação dos Erros Absolutos (°) entre Membro Preferido e Não-Preferido antes e após a fadiga

		<b>Antes da fadiga</b>		<b>Após a fadiga</b>	
		Média ± DP	p	Média ± DP	p
<b>Erro Absoluto 20°</b>	<b>Membro Preferido</b>	3.92 ± 3.19	0.056	4.88 ± 3.80	0.986
	<b>Membro Não-Preferido</b>	4.87 ± 3.76		4.94 ± 3.84	
<b>Erro Absoluto 45°</b>	<b>Membro Preferido</b>	5.21 ± 3.98	0.102	7.40 ± 4.91	0.039*
	<b>Membro Não-Preferido</b>	6.86 ± 5.22		5.55 ± 3.98	

(\*) p<0.05

Na tabela 5, encontra-se a comparação dos erros absolutos, mas desta vez, em relação ao género feminino e masculino, sendo que não se registaram diferenças significativas entre géneros, tanto antes da fadiga como após a mesma, em nenhuma das amplitudes de teste ( $p > 0.05$ ).

**Tabela 5:** Comparação dos Erros Absolutos (°) entre géneros, em ambos os membros e nas diferentes amplitudes de teste

		Sexo Feminino	Sexo Masculino	
		Média ± DP	Média ± DP	p
<b>Antes da Fadiga</b>	Erro Absoluto Preferido 20°	4.69 ± 3.61	3.10 ± 2.67	0.217
	Erro Absoluto Preferido 45°	5.45 ± 4.63	4.96 ± 3.28	0.958
	Erro Absoluto Não-Preferido 20°	4.22 ± 2.40	5.56 ± 4.80	0.736
	Erro Absoluto Não-Preferido 45°	6.65 ± 1.24	7.07 ± 5.48	0.817
<b>Após a Fadiga</b>	Erro Absoluto Preferido 20°	4.46 ± 3.75	5.32 ± 3.93	0.444
	Erro Absoluto Preferido 45°	8.18 ± 5.09	6.57 ± 4.73	0.326
	Erro Absoluto Não-Preferido 20°	4.76 ± 3.83	5.14 ± 3.97	0.683
	Erro Absoluto Não-Preferido 45°	6.10 ± 4.94	4.97 ± 2.64	0.790

## Discussão

O objetivo principal deste estudo foi determinar o efeito da fadiga no SPA do joelho. Procuramos igualmente fazer a comparação entre duas amplitudes de teste: uma amplitude intermédia (45°) e outra mais próxima do extremo da amplitude de movimento (20°), assim como verificar a acuidade propriocetiva entre o membro preferido e não-preferido, e entre géneros.

### Metodologia de avaliação

Vários métodos têm sido utilizados para a avaliação da acuidade propriocetiva do joelho. Apesar de escassos, têm sido publicados estudos que utilizam as centrais inerciais para determinar a acuidade propriocetiva em outras articulações. Um desses exemplos é o estudo de Erickson e Karduna (2012), que avalia o erro de reposicionamento em atividades ativas e passivas do ombro. Também Zheng et al (2015), avaliaram o SPA da cervical através deste método, e igualmente, Bauer et al. (2015) estudaram erros de reposicionamento ao nível do tronco. No entanto, não existem ainda estudos que utilizem as centrais inerciais na avaliação da acuidade propriocetiva do joelho. Existem, porém, estudos que utilizam este método para avaliar

as amplitudes articulares do joelho, ou em dispositivos uniaxiais que simulam articulações como esta. É o caso do estudo de Godwin, Agnew e Stevenson (2009), em que foi utilizado um dispositivo rotativo sobre um único eixo, ao qual foi ligada uma única central inercial, para avaliar o movimento a ocorrer nesse dispositivo. Também O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe e Lyons (2007) utilizam apenas uma central inercial para avaliarem amplitudes da articulação do joelho. Sendo o SPA avaliado através de uma diferença de amplitudes (amplitude-alvo e a amplitude descrita pelo indivíduo), então é possível determinar o SPA do joelho com uma única central inercial.

### **Efeito da fadiga e comparação entre amplitudes de teste**

O presente estudo comprovou que a fadiga aumentou apenas o erro de reposicionamento nos 45° de flexão e apenas no membro preferido, mas que na amplitude de 20° de flexão do membro preferido e em ambas as amplitudes do membro não-preferido, não se verificaram diferenças significativas. Estes resultados sugerem que o protocolo de fadiga afetou de forma diferente o reposicionamento articular dos 45° e 20° de flexão, e também o membro preferido e não-preferido. A bibliografia reporta que ao testarmos amplitudes de movimento próximas do limite da amplitude articular, como os 20° de flexão, os mecanorreceptores que são mais estimulados são os articulares (Corpúsculos de Paccini, e Terminações de Ruffini), e ao testar amplitudes intermédias, como os 45°, os mecanorreceptores mais estimulados são os musculares (Fuso Neuromuscular e Órgãos Tendinosos de Golgi) (Craig e Rollman, 1999; Gandevia e Burke, 2002). Com o protocolo de fadiga, o erro angular absoluto determinado pelo reposicionamento ativo aumenta, principalmente nas amplitudes intermédias, já que a fadiga faz aumentar o limiar de descarga do fuso neuromuscular, principal recetor muscular, afetando assim a capacidade de perceber uma determinada posição-alvo (Gribble e Hertel, 2004; Ribeiro e Oliveira, 2008; Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira, 2011). A literatura diz-nos ainda que a propriocepção, por se tratar do *input* sensorial cumulativo para o SNC (Carpenter, Blasier e Pellizzon, 1998; Lee, Liao, Cheng, Tan e Shih, 2003), nas amplitudes perto do limite do movimento articular, estão mais ativos os mecanorreceptores articulares mas também os musculares, daí a acuidade propriocetiva nestas amplitudes ser maior, ao contrário do que acontece nas amplitudes intermédias, em que os mecanorreceptores mais estimulados são sobretudo os musculares, e daí nestas amplitudes o erro de reposicionamento ser maior (Ribeiro, 2007). Desta forma, os nossos resultados vão de encontro ao que é reportado na bibliografia, já que na

amplitude de 20° não foram encontradas diferenças significativas após o protocolo de fadiga, mas no reposicionamento dos 45° registaram-se diferenças após a fadiga, no membro preferido. Os resultados do presente estudo também sugerem que a acuidade proprioceptiva é superior quando solicitamos o reposicionamento de amplitudes próximas do limite articular, apesar de apenas existirem diferenças significativas no membro não-preferido. Já após a fadiga é no membro preferido que encontramos diferenças significativas na acuidade proprioceptiva entre as amplitudes de teste, o que pode ser explicado pelo aumento do erro angular absoluto no membro preferido após a fadiga no reposicionamento dos 45° de flexão.

Não obstante esta evidência do efeito negativo da fadiga no SPA, no estudo de Changela, Selvamani e Ramaprabhu (2012), cujo objetivo era igualmente avaliar o impacto da fadiga muscular no SPA do joelho de indivíduos saudáveis, foi utilizada apenas uma amplitude de teste de 30° de flexão, que corresponde a uma amplitude em que há maior contribuição dos recetores articulares para o SPA. Ao contrário do nosso estudo, os autores concluíram que a fadiga muscular aumentou os erros de reposicionamento para esta amplitude, tendo afetado por isso os recetores articulares.

Ribeiro, Santos, Gonçalves e Oliveira (2008), e Salgado, Ribeiro e Oliveira (2015) induziram a fadiga, respectivamente, em atletas de voleibol e de futebol, durante um jogo, mas apesar de não definirem uma amplitude de teste, definiram sim um intervalo de amplitudes, entre os 40° e os 60°, testando principalmente os recetores musculares. Ao contrário do nosso estudo, os autores avaliaram apenas o membro preferido, no entanto concluíram que os erros de reposicionamento ativo aumentaram depois do jogo, tendo comprovado que a fadiga afetou o SPA dentro destas amplitudes intermédias, tal como nos nossos resultados. Ribeiro, Venâncio, Quintas e Oliveira (2011) estudaram ainda se haveria alguma diferença no impacto para o SPA se a fadiga fosse provocada tanto nos extensores como nos flexores do joelho. Os autores utilizaram como amplitude de teste os 60° de flexão, testando principalmente recetores musculares. Pela análise dos erros de reposicionamento, a fadiga afetou tanto o grupo muscular agonista como o antagonista, ou seja, os efeitos da fadiga não dependeram do grupo muscular que se encontrava em fadiga.

Apesar da maioria dos estudos evidenciar que a fadiga afeta negativamente o SPA, existem também estudos que contradizem esta tendência, tal como acontece com Dieling, Van der Esch e Janssen (2014), que efetuaram um estudo para avaliar o

impacto da fadiga muscular no SPA de bailarinos e não-bailarinos. Os autores utilizaram três amplitudes-alvo: 30°, 45° e 60°, tendo verificado que o erro de reposicionamento após a fadiga não variou de forma significativa, concluindo que a fadiga não afetou o SPA tanto nos dois grupos desta amostra. 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 depois do protocolo (Proske, Wise e Gregory, 2000).

### **Efeito da dominância**

Vecchi, Oliveira, Miyamoto e Cabral (2013) procuraram determinar a existência de diferenças significativas entre o SPA do membro preferido e não-preferido. Os autores utilizaram três amplitudes-alvo (30°, 45° e 60°), e o método de reposicionamento ativo como forma de avaliação do SPA, não tendo encontrado diferenças significativas entre os dois membros. Também Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016) utilizaram as mesmas amplitudes que os anteriores para avaliar possíveis diferenças no erro de reposicionamento entre o membro preferido e não-preferido de indivíduos sedentários e praticantes de futebol. Apesar de utilizarem um método de reposicionamento diferente (passivo), estes concluíram igualmente que a dominância não influenciou a acuidade proprioceptiva do joelho. Os resultados encontrados no nosso estudo vão de encontro ao que a bibliografia vem referindo sobre a eventual influência da preferência podal na acuidade proprioceptiva em repouso. No entanto, após o protocolo de fadiga, foi possível constatar que a acuidade proprioceptiva do membro preferido no reposicionamento dos 45° era significativamente inferior. Apesar de não encontrarmos estudos que tenham analisado a diferença entre a acuidade proprioceptiva do membro preferido e não-preferido após a realização de um protocolo de fadiga talvez tenha ocorrido uma distribuição assimétrica da carga durante a realização da atividade de levantar/sentar no protocolo de fadiga, que tenha resultado numa maior sobrecarga sobre o membro preferido durante a realização do mesmo, o que pode ter contribuído para os resultados encontrados. King, Harding e Karduna (2013) apesar de estudarem outras articulações que não o joelho, neste caso ombro e cotovelo, não encontraram igualmente diferenças no SPA entre membro preferido e não-preferido.

## **Efeito do género**

O presente estudo não encontrou diferenças significativas no erro de reposicionamento entre os dois géneros, tanto antes como após a fadiga. Os nossos resultados vão de encontro com outros estudos como é o caso de Cug, Wikstrom, Golshaei e Kirazci (2016), que apesar de terem testado os participantes através de um método de reposicionamento passivo, avaliaram três amplitudes: 30°, 45° e 60°, no entanto em nenhuma das amplitudes se registaram diferenças entre sexo feminino e masculino.

## **Conclusão**

No presente estudo, e para a amostra estudada, foi possível concluir que a fadiga afetou o SPA do joelho mas apenas na amplitude de 45° de flexão no membro preferido, comprovando-se que esta afeta mais os recetores musculares. Para a mesma amostra, se avaliarmos o SPA e não considerarmos o efeito da fadiga, não se verificaram diferenças significativas entre membro preferido e não-preferido. Depois do protocolo de fadiga, o membro preferido apresenta acuidade proprioceptiva significativamente inferior à do não-preferido no reposicionamento dos 45° de flexão. Podemos ainda concluir que não existem diferenças nos erros de reposicionamento entre género feminino e masculino. Quanto à comparação entre amplitudes de teste, conclui-se que o erro de reposicionamento é maior para a amplitude de 45° do que para os 20° de flexão do joelho.

Este trabalho revela-se importante no contexto da Fisioterapia uma vez que explora uma modalidade pouco abordada na literatura de avaliação da acuidade proprioceptiva do joelho, uma variável de extrema importância para o Fisioterapeuta uma vez que contribui para a estabilidade articular e, conseqüentemente, para um normal desempenho articular.

Como limitações do presente estudo, podemos apontar o tamanho amostral, o facto de não podermos comprovar que os indivíduos estavam realmente em fadiga quando terminaram o protocolo de fadiga e não termos verificado se a distribuição da carga pelos dois membros era uniforme durante a realização do protocolo de fadiga. Para estudos futuros, recomenda-se a replicação da metodologia em amostras de maiores dimensões de forma a comprovar ou refutar os resultados encontrados.

## Bibliografia

- Andrews, J. R., Harrelson, G. L. e Wilk, K. E. (2005). *Reabilitação física do atleta*. 3ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier.
- Baker, V., Bennel, 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., e Gobbi, L. T. B. (2016). Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. *Gait & posture*, 43, 270-274.
- Barbieri, F. A., 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.
- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Kool, J., Oetiker, S., Rissanen, S. M.e Kankaanpää, M. (2015). Concurrent validity and reliability of a novel wireless inertial measurement system to assess trunk movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(5), 782-790.
- Boerboom, A. L., Huizinga, M. R., Kaan, W. A., Stewart, R. E., Hof, A. L., Bulstra, S. K., e Diercks, R. L. (2008). Validation of a method to measure the proprioception of the knee. *Gait & posture*, 28(4), 610-614.
- Carpenter, J. E., Blasier, R. B., e Pellizzon, G. G. (1998). The effects of muscle fatigue on shoulder JPS. *The American journal of sports medicine*, 26(2), 262-265.
- 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.
- Cloete, T., e Scheffer, C. (2010). Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 5125-5128.
- 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.

- 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.
- El-Gohary, M., e McNames, J. (2012). Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 59(9), 2635-2641.
- Erickson, R. I., e Karduna, A. R. (2012). Three-dimensional repositioning tasks show differences in JPS between active and passive shoulder motion. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(5), 787-792.
- Gandevia, S. C., e Burke, D. (1992). Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements?. *Behavioral and Brain Sciences*, 15(04), 614-632.
- Gear, W. S. (2011). Effect of different levels of localized muscle fatigue on knee position sense. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10, 725-730.
- Godwin, A., Agnew, M., e Stevenson, J. (2009). Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion. *Journal of biomechanical engineering*, 131(11), 114501-1-5.
- 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.
- Ha, T. H., Saber-Sheikh, K., Moore, A. P., e Jones, M. P. (2013). Measurement of lumbar spine ROM and coupled motion using inertial sensors—a protocol validity study. *Manual therapy*, 18(1), 87-91.
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., e Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and related research*, 402, 76-94.
- 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.
- King, J., Harding, E. e Karduna, A. (2013). The shoulder and elbow joints and right and left sides demonstrate similar JPS. *Journal of motor behavior*, 45(6), 479-486.
- Lee, H., Liau, 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.

- Moreira, P. V. S., Teodoro, B. G., e Neto, A. M. M. (2008). Bases neurais e metabólicas da fadiga durante o exercício. *Bioscience Journal*, 24(1), 81-90.
- 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.
- Organização Mundial de Saúde (2004). [Em linha]. Disponível em <[http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro\\_3.html](http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html)>. [Consultado em 15/07/2016].
- Porac, C. e Coren, S. (1981). *Lateral Preferences and Human Behaviour*. New York. Springer-Verlag.
- Proske, U., Wise, A. K., e Gregory, J. E. (2000). The role of muscle receptors in the detection of movements. *Progress in neurobiology*, 60(1), 85-96.
- 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(2), 71-76.
- 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. (2008). Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. *Fisioter Mov*, 21(2), 71-83.
- Ribeiro, F., Santos, F., Goncalves, P. e Oliveira, J. (2008). Effects of volleyball match-induced fatigue on knee JPS. *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.
- Salgado, E., Ribeiro, F. e Oliveira, J. (2015). JPS is altered by football pre-participation warm-up exercise and match induced fatigue. *The Knee*, 22(3), 243-248.
- Vecchi, S. F., Oliveira, N. T. B., Miyamoto, G. C., e Cabral, C. M. N. (2013). O SPA do joelho não é alterado pela dominância. *ConScientiae Saúde*, 12(2), 195-200.
- 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 JPS of the neck of two different interventions. *Journal of physical therapy science*, 27(4), 1041.