



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

Ano letivo 2016/2017

4ºano

Projeto e Estágio Profissionalizante II

O Teste em Extensão do Membro Inferior Ativo e Passivo e sua influência na Função Neuromuscular

Benjamin Hedirian

Estudante de Fisioterapia

Faculdade de Ciências da Saúde – UFP

29929@ufp.edu.pt

José António Lumini Professor
Doutor Faculdade de Ciências da Saúde - UFP
joselo@ufp.edu.pt

Co-Orientador: Andrea Ribeiro Doutorada em Ciência da Motricidade- Fisioterapia Docente da
Escola Superior de Saúde- UFP
andrear@ufp.edu.pt

Porto, 27 janeiro de 2017

RESUMO

Introdução: a flexibilidade e a amplitude articular são muito importantes para a produção de força, podendo ser avaliadas de forma ativa ou passiva. O teste de elevação do membro inferior em extensão (TEMI) permite comparar a influência de elementos ativos e passivos nos padrões de movimento que poderão influenciar, não só a flexibilidade articular, como a produção de força. **Objetivo:** verificar as diferenças entre o TEMI ativo e passivo e de que forma este teste se correlaciona com a função neuromuscular do membro inferior. **Metodologia:** análise da cinemática TEMI ativo e passivo através do sistema de captura e análise de movimento 3D, *Qualisys Oqus Camera Series*, e avaliação da força isocinética da musculatura do joelho. **Resultados:** após a análise dos dados obtidos, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas nos movimentos de adução/abdução e rotação interna/rotação externa na posição inicial na perna esquerda. Na posição final observaram-se também diferenças para a rotação interna/rotação externa de ambas as pernas. Existe uma correlação positiva entre o TEMI passivo na perna direita e o tempo de desaceleração em flexão e uma correlação negativa entre o TFMI passivo na perna direita e o peak torque 180°/s flexão, peak torque flexão/ peso corporal, tempo de aceleração flexão e o déficit flexão agonista/antagonista. **Conclusão:** existem diferenças significativas entre a realização do TEMI de forma passiva e ativa. Os valores de TEMI passivos parecem influenciar a função neuromuscular para flexão e extensão avaliadas por isocinético.

Palavras-chave: avaliação funcional, análise cinemática, controlo neuromuscular.

ABSTRACT

Introduction: flexibility and range of motion are very important to force production, and can be assessed in an active or passive way. The lower limb elevation test (LLET) allows to compare the influence of active and passive elements' on movements patterns that can influence, not only an articular flexibility, but also force production. **Objective:** to verify the differences between the active and passive LLET and its correlation with the neuromuscular function of the lower limb. **Methodology:** cinematic analysis of active and passive TEMI with a 3D motion capture system, *Qualisys Oqus Camera Series*, and isokinetic strength assessment of the knee's musculature. **Results:** after analysis of the data obtained, there were statistically significant differences in adduction/abduction movements and internal rotation/external rotation in the initial position in the left leg. In the final position, differences were also observed for the internal rotation/external rotation of both legs. There is a positive correlation between the passive TEMI in the right leg and deceleration time in flexion, and a negative correlation between right leg's passive TFMI and peak torque at 180°/s flexion, peak torque flexion/ bodyweight, acceleration time in flexion and the deficit in flexion agonist/antagonist. **Conclusion:** there are a significantly differences between the active or passive TEM. The passive TEMI values seem to influence neuromuscular flexors and extensor function assessed by isokinetic.

Key-words: functional evaluation, kinematic analysis, neuromuscular control

INTRODUÇÃO

Diversos estudos epidemiológicos demonstraram que 50-80% das lesões associadas à prática exercício físico têm origem no membro inferior (Hootman *et al.*, 2002).

A avaliação músculo-esquelética é um processo complexo e difícil de implementar dependendo o protocolo e os testes de avaliação utilizados muito da experiência do clínico que os utiliza. Ao longo dos anos tem-se tentado implementar e desenvolver estratégias de avaliação cada vez mais completas e que reflitam a capacidade funcional do mesmo. Neste sentido, nos últimos anos tem crescido a importância da avaliação funcional do movimento, a qual procura perceber os padrões de uma pessoa, ver as suas capacidades dinâmicas e funcionais, tendo como princípio a necessidade do corpo equilibrar a mobilidade com a estabilidade (Cook *et al.*, 2014).

Um elemento importante da aptidão física e que se define como a amplitude de movimento disponível para uma articulação ou grupo de articulações sem dor, é a flexibilidade (Melo *et al.*, 2011).

A flexibilidade pode ser quantificada de forma ativa ou passiva. A flexibilidade ativa é resultado da força muscular do indivíduo, enquanto a flexibilidade passiva é o resultado de uma força externa à articulação que vai provocar o movimento (Melo *et al.*, 2011). Ambas podem influenciar a força produzida e os padrões de movimento de um indivíduo (Kojidi *et al.*, 2016).

A flexibilidade é influenciada por fatores ativos ou passivos. Os fatores ativos são o resultado dos elementos que condicionam a contractilidade e a ação neuromuscular. Entre os fatores passivos encontramos fatores mais mecânicos, como os ligamentos, tendões, cápsulas articulares, nervos e os elementos ósseos (Melo *et al.*, 2011). Para além destes, o controlo motor tem ainda um papel importante durante o movimento (Nomura *et al.*, 2016).

A inter-relação dos músculos agonistas e antagonistas e a sua correta ativação desempenha um papel extremamente importante na coordenação e controlo motor (Reeves, Popovich, Vijayanagar e Pathak, 2016).

Com suas inserções na pélvis, sacro e fémur os músculos extensores da coxa vão ter um papel extremamente importante na biomecânica de todo o membro inferior, da articulação sacroilíaca influenciando a estabilidade e controlo do complexo lombo-pélvico (Panayi, 2010).

O teste de elevação do membro inferior (TEMI) em extensão com extensão da coxofemoral em posição pronada, segundo Norkin (1997), primeiramente de forma ativa e em segundo de forma passiva, permite comparar a influência de elementos ativos e passivos nos padrões de movimento que poderão influenciar não só a flexibilidade articular como a produção de força. Desta forma, este trabalho teve como objetivo verificar as diferenças entre o TEMI ativo e passivo e de que forma este teste se correlaciona com a função neuromuscular do membro inferior, procurando constituindo uma mais-valia na avaliação músculo-esquelética de um paciente.

METODOLOGIA

Considerações éticas

Para cumprimento dos procedimentos éticos obteve-se autorização formal da comissão de ética da Universidade Fernando Pessoa (UFP), assim como, para a realização deste estudo foi entregue a cada participante uma declaração de consentimento informado, por escrito contendo os objetivos, os procedimentos realizados, os riscos e reservando a todos os sujeitos da amostra o direito de a qualquer momento recusar a sua participação, sendo em seguida esclarecida todas as dúvidas.

Os princípios éticos, normas e princípios internacionais sobre respeito e preservação seguiram os modelos referidos pela Declaração de Helsínquia e a Convenção de Direito do Homem e da Biomédica.

Todos os sujeitos foram também informados sobre a confiabilidade e anonimato que foram mantidos ao longo da investigação, sendo que, no final, seriam informados sobre potenciais benefícios ou riscos que pudessem existir.

Amostra

A amostra deste estudo foi constituída por um total de 7 voluntários de ambos os sexos (2 do sexo feminino e 5 do sexo masculino), com idades compreendidas entre os 18 e 33 anos de idade, sem história anterior de lesão nos membros inferiores, sem patologias do foro músculo-esquelético, renal, cardíaco, metabólico, endócrinos, previamente diagnosticados por um

profissional médico que impeçam a realização de exercício físico (Abad *et al.*, 2010; Miliás *et al.*, 2005). Foram excluídos atletas, indivíduos medicados com AINE'S ou que tivessem realizado exercício físico nos sete dias anteriores ao protocolo (Abad *et al.*, 2010; Miliás *et al.*, 2005).

Procedimentos

Foram recolhidas informações pessoais, de treino e características antropométricas de cada participante através de um questionário.

Primeiramente, todos os participantes foram preparados, através da colocação de marcadores-refletores para a análise cinemática, segundo a nomenclatura do protocolo definido pelo LABIOMEPE, para as seguintes regiões ósseas em estudo: na região da pelve para representar os espinhas ilíacas ântero-superior (EIAS) e pósterio-superior (EIPS), trocanter, na coxa, nos joelhos pela linha intercondilar, nos maléolos dos tornozelos, primeiro, segundo e quinto metatarso. No total 26 refletores foram colocados, com fita-cola de dupla face, sobre cada participante e também a medição da distância entre os refletores e os EIAS e EIPS.

Posteriormente, todos os participantes foram submetidos aos testes de flexibilidade. Foi pedido que usassem roupas que não comprometessem os testes (materiais flexíveis) para não limitarem o movimento (Polachini, 2005). Em seguida, foram avaliados com recurso a câmaras de infravermelhos, para análise cinemática 3D, perfazendo um total de 15 câmaras. A colocação das câmaras permitia uma captação total do movimento executado pelo participante. Todos os participantes foram sujeitos a dois testes clínicos, na mesma ordem, com recurso ao teste de elevação do membro inferior em extensão com extensão da coxofemoral em posição pronada, segundo Norkin (1997), primeiro de forma ativa e depois passiva para as musculaturas extensora.

A análise do movimento foi feita através do sistema de captura de movimento 3D, *Qualisys Oqus Camera Series*, a 200Hz. Posteriormente, o *Qualisys Trac Manager 2.13* foi utilizado para converter as ações dos participantes em coordenadas nos eixos x, y, z (Wu *et al.*, 2002). A sinalética dos ângulos foi a seguinte: Anca X: (+) Flexão / (-) Extensão; Anca Y: (+) adução / (-) abdução; Anca Z: (+) rotação interna / (-) rotação externa.

Os dados foram exportados para o software *Visual 3D*, que permitiu a criação de um modelo de análise cinemática, até 6 graus de liberdade dos segmentos envolvidos em graus. Este software tem a particularidade de considerar a posição inicial da pelve em 20° de anteversão.

A cinemática recolhida dos refletores foi utilizada para analisar o movimento tridimensional da pelve, coxa e perna dos membros inferiores esquerdo e direito e para reclassificar o teste de elevação do membro inferior em extensão com extensão da coxofemoral em posição pronada, posteriormente, usando os dados cinemáticos.

A utilização do dinamómetro *Biodex System 3* foi feito para obtenção dos dados isocinéticos dos participantes. Antes da medição, cada indivíduo executou um aquecimento global, correndo durante cinco minutos a um ritmo constante de jogging à volta do laboratório. Posteriormente, foram posicionados na cadeira de isocinético, devidamente ajustada, tendo realizado 3 séries de flexão e extensão da perna nas velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s, tendo sido apenas utilizado por análise a velocidade de 180°/s. Os dados obtidos foram calculados automaticamente pelo aparelho (Özçakar *et al.*, 2003).

A análise estatística foi efetuada com recurso ao *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* de IBM, versão 22. Foi efetuada uma análise descritiva (média e desvio padrão). Inicialmente foi testada a normalidade e homogeneidade da amostra. Por não como apresentar uma distribuição normal optou-se por uma análise estatística não paramétrica. Utilizou-se, para tal, o teste de *Wilcoxon* para comparação entre os testes ativo e passivo. Posteriormente, realizou-se um teste de correlação de Spearman para correlacionar as variáveis cinemáticas com os parâmetros isocinéticos.

RESULTADOS

Para este estudo foi selecionada uma amostra composta por 7 indivíduos de ambos os sexos (2 do sexo feminino e 5 do sexo masculino), todos os sujeitos em estudo apresentam dominância do membro inferior direito, estando as características referentes à idade, altura e peso, expressos na Tabela 1.

Tabela 1. Características biométricas dos participantes

Variáveis	Media±Desvio Padrão
Idade (anos)	24.3±3.5
Altura (cm)	173.1±7.5
Peso (kg)	72.1±9.5

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão.

Através da Tabela 2, pode observar-se que na coxa direita não existem diferenças estatisticamente significativas entre os testes ativos e passivos nos movimentos de

flexão/extensão. No entanto, observaram-se diferenças para os movimentos de adução/abdução e rotação interna/rotação externa na posição inicial na perna direita. Na posição final observaram-se também diferenças para a rotação interna/rotação externa, observando-se mais rotação externa no TEMI ativo e rotação interna no TEMI passivo.

Na coxa esquerda não existem diferenças estatisticamente significativas entre os testes ativos e passivos nos movimentos de flexão/extensão. No entanto, observaram-se diferenças para os movimentos de adução/abdução e rotação interna/rotação externa na posição inicial na perna esquerda. Na posição final observaram-se também diferenças para a rotação interna/rotação externa em ambos os membros, observando-se mais rotação externa no TEMI ativo e rotação interna no TEMI passivo.

Tabela 2. Comparação entre os valores de posição inicial e final das coxas direita e esquerda no TEMI de forma ativa e passiva

	Ext Coxa Direita Ativa	Ext Coxa Direita Passiva	p	Add/Abd Coxa Direita Ativa	Add/Abd Coxa Direita Passiva	p	RI/RE Coxa Direita Ativa	RI/RE Coxa Direita Passiva	p
PF	-33.4±2.1	-32.4±1.6	0.87	-5±3.4	-6.9±3.1	0.13	-17.4±6.6	11.3±5.1	0.02*
PI	-9.8±3.4	-12.9±3.2	0.61	-3.4±3.7	-8.9±2.2	0.03*	-5.9±8.2	12.3±3.1	0.02*
	Ext Coxa Esquerda Ativa	Ext Coxa Esquerda Passiva	p	Add/Abd Coxa Esquerda Ativa	Add/Abd Coxa Esquerda Passiva	p	RI/RE Coxa Esquerda Ativa	RI/RE Coxa Esquerda Passiva	p
PF	-34.5±3.9	-32.4±2.5	0.87	-8.6±1.7	-8.5±1	0.46	-18.8±1.3	5.5±6.3	0.03*
PI	-17±7.7	-13.9±2.9	1.00	-7.6±0.9	-4.7±0.6	0.02*	-7.2±9.1	4.6±6.5	0.13

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão. Foram considerados (+) flexão / (-) extensão; (+) adução / (-) abdução; (+) rotação interna / (-) rotação externa. *Valores de estatisticamente significativos para p≤ 0.05. Extensão (Ext); Adução (Add); Abdução (Abd); Rotação Interna (RI); Rotação Externa (RE); Posição Final (PF); Posição Inicial (PI).

Na análise da correlação entre os valores da posição inicial das coxas direita e esquerda no TEMI (Tabela 3), de forma ativa, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a posição inicial ou final com os parâmetros isocinéticos, embora estivessem próximos, no tempo de desaceleração para flexão com uma correlação forte e positiva, mas só para o membro inferior esquerdo.

Tabela 3. Correlação entre o TFMI ativo e a função neuromuscular para flexão avaliada por isocinético a 180°/s

			<i>Peak torque</i> 180°/s Flex (N/M)	<i>Peak torque</i> Flex/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Flex (ms)	Tempo de desaceleração Flex (ms)	Défice Flex agonista/antagonista (%)		
TFMI	Direita	Ativa	Media±DP	76.3±13.4	108.3±13.9	135.4±18.9	62.5±2.5	67.9±9.5	
			PF	p	0.34	0.60	0.22	0.43	0.22
				ρ	-0.43	-0.25	-0.54	0.36	-0.54
			PI	p	0.65	0.94	0.88	0.94	0.88
				ρ	-0.21	-0.04	-0.07	-0.04	-0.07
						<i>Peak torque</i> 180°/s Flex (N/M)	<i>Peak torque</i> Flex/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Flex (ms)	Tempo de desaceleração Flex (ms)
TFMI	Esquerda	Ativa	Media±DP	64.1±5.8	92.5±7.9	126.3±13.4	82.5±14.4	61.4±5.9	
			PF	p	1.00	0.82	1.00	0.47	1.00
				ρ	0.00	0.11	0.00	0.33	0.00
			PI	p	0.54	0.59	0.54	0.08	0.54
				ρ	-0.29	-0.25	-0.29	0.63	-0.29

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão (Media±DP). *Valores de estatisticamente significativos para $p \leq 0.05$. Teste em Flexão do Membro Inferior (TFMI); Flexão (Flex); Posição Final (PF); Posição Inicial (PI).

O mesmo se pode observar na Tabela 4 para o movimento ativo com a função neuromuscular avaliada para extensão, não tendo sido encontrada qualquer diferença significativa ou correlação significativa.

Tabela 4. Correlação entre o TEMI ativo e a função neuromuscular para extensão avaliada por isocinético a 180°/s

			<i>Peak torque</i> 180°/s Ext (N/M)	<i>Peak torque</i> Ext/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Ext (ms)	Tempo de desaceleração Ext (ms)	Défice Ext agonista/antagonista (%)		
TEMI	Direita	Ativa	Media±DP	130.6±10.6	187.5±5.6	226.1±20.6	40.0±7.1	117.4±10.7	
			PF	p	0.29	0.29	0.29	0.16	0.29
				p	-0.46	-0.46	-0.46	0.60	-0.46
			PI	p	0.70	0.70	0.70	0.43	0.70
				p	0.18	0.18	0.18	0.36	0.18
			<i>Peak torque</i> 180°/s Ext (N/M)	<i>Peak torque</i> Ext/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Ext (ms)	Tempo de desaceleração Ext (ms)	Défice Ext agonista/antagonista (%)		
TEMI	Esquerda	Ativa	Media±DP	122.6±11.6	175.6±7.1	223.2±23.1	45.0±2.9	113.9±9.6	
			PF	p	0.88	0.94	0.94	0.87	0.94
				p	-0.71	0.04	0.04	0.08	0.04
			PI	p	0.65	0.76	0.76	0.78	0.76
				p	-0.21	-0.14	-0.14	0.13	-0.14

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão (Media±DP). *Valores de estatisticamente significativos para $p \leq 0.05$. Teste em Extensão do Membro Inferior (TEMI); Extensão (Ext); Posição Final (PF); Posição Inicial (PI).

Quando analisamos o TFMI, realizado de forma passiva e o correlacionamos com a função neuromuscular para flexão avaliada por isocinético, encontramos diferenças estatisticamente significativas entre todos os parâmetros isocinéticos analisados e a posição final da coxa em teste à direita, mas não há esquerda, tendo todos uma correlação forte em sentido negativo, exceto para o tempo de desaceleração para flexão, cuja correlação é positiva (Tabela 5).

Tabela 5. Correlação entre o TFMI passivo e a função neuromuscular para flexão avaliada por isocinético a 180°/s

			Peak torque 180°/s Flex (N/M)	Peak torque Flex/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Flex (ms)	Tempo de desaceleração Flex (ms)	Défice Flex agonista/antagonista (%)
TFMI Direita Passiva		Media±DP	76.3±13.4	108.3±13.9	135.4±18.9	62.5±2.5	67.9±9.5
	PF	P	0.02*	0.04*	0.01*	0.001**	0.01*
		ρ	-0.82	-0.79	-0.86	0.95	-0.86
	PI	P	0.31	0.25	0.56	0.44	-0.86
		ρ	0.45	0.51	0.27	-0.35	0.27
			Peak torque 180°/s Flex (N/M)	Peak torque Flex/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Flex (ms)	Tempo de desaceleração Flex (ms)	Défice Flex agonista/antagonista (%)
TFMI Esquerda Passiva		Media±DP	64.1±5.8	92.5±7.9	126.3±13.4	82.5±14.4	61.4±5.9
	PF	P	0.09	0.54	0.09	0.13	0.09
		ρ	-0.68	-0.29	-0.68	0.63	-0.68
	PI	P	0.76	0.19	0.76	0.43	0.76
		ρ	-0.14	-0.56	-0.14	0.36	-0.14

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão (Media±DP). *Valores de estatisticamente significativos para $p \leq 0.05$. **Valores de estatisticamente significativos para $p \leq 0.001$ Teste em Flexão do Membro Inferior (TFMI); Flexão (Flex); Posição Final (PF); Posição Inicial (PI).

Na relação entre o TEMI passivo e a função neuromuscular para extensão (Tabela 6), foram, à semelhança da Tabela 5, encontradas diferenças significativas para todos os parâmetros isocinéticos para extensão (exceto para o tempo de desaceleração), à direita, com uma correlação forte negativa para todos os parâmetros, embora com uma significância menor que para flexão. No lado esquerdo foram encontradas diferenças significativas para todos os parâmetros exceto para o tempo de desaceleração e para o défice agonista antagonista para extensão.

Tabela 6. Correlação entre o TEMI passivo e a função neuromuscular para extensão avaliada por isocinético a 180°/s

		<i>Peak torque</i> 180°/s Ext (N/M)	<i>Peak torque</i> Ext/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Ext (ms)	Tempo de desaceleração Ext (ms)	Défice Ext agonista/antagonista (%)		
TEMI	Direita Passiva	Media±DP	130.6±10.6	187.5±5.6	226.1±20.6	40.0±7.1	117.4±10.7	
		PF	P	0.05*	0.05*	0.05*	0.06	0.05*
			ρ	-0.75	-0.75	-0.75	0.90	-0.75
		PI	P	0.73	0.73	0.73	0.42	0.73
			ρ	0.16	0.16	0.16	-0.37	0.16
				<i>Peak torque</i> 180°/s Ext (N/M)	<i>Peak torque</i> Ext/Peso corporal (%)	Tempo de aceleração Ext (ms)	Tempo de desaceleração Ext (ms)	Défice Ext agonista/antagonista (%)
TEMI	Esquerda Passiva	Media±DP	122.6±11.6	175.6±7.1	223.2±23.1	45.0±2.9	113.9±9.6	
		PF	P	0.05*	0.05*	0.07	0.05*	0.07
			ρ	-0.75	-0.75	-0.72	0.75	-0.71
		PI	p	0.70	0.70	0.40	0.37	0.40
			ρ	0.18	0.18	0.38	-0.41	0.38

Valores expressos sob a forma de média±desvio padrão (Media±DP). Teste em Extensão do Membro Inferior (TEMI); Extensão (Ext); Posição Final (PF); Posição Inicial (PI).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi o de verificar as diferenças entre o TEMI ativo e passivo e de que forma este teste se correlaciona com a função neuromuscular do membro inferior. Esperar-se-ia mais diferenças na amplitude de movimento durante o teste ativo do que passivo, com uma maior amplitude de movimento para extensão da coxa passiva do que ativa, uma vez que a maioria dos isquiotibiais são biarticulares (Beltran, Ghazikhanian, Padron, e Beltran 2012) e, uma vez que normalmente existe uma dominância do quadrícipite sobre os isquiotibiais, esta poderia produzir uma insuficiência muscular passiva (Whittington, Silder, Heiderschei e Thelen, 2008). No entanto, tal não ocorreu.

O modelo tridimensional permite ver as diferentes compensações durante os movimentos e em detrimento de uma análise bidimensional, identificando com precisão, possíveis

compensações quer no plano frontal (adução/abdução), quer no plano transversal (rotações) (Lucchetti, Cappozzo, Cappello, e Della Croce, 1998). De facto, durante a comparação entre o teste em extensão do membro inferior em ativo e passivo as compensações foram mais evidentes nos testes ativos, demonstrando uma possível falta de ações neutralizadoras e de hiperativação nas posições iniciais.

Este fenómeno poderá ter a sua explicação na região anatómica envolvida. Os músculos agonistas e antagonistas da coxa, para produzirem uma contração ótima e conseqüentemente um movimento eficiente, vão necessitar do recrutamento dos músculos que atuam como neutralizadores. Entre esses músculos encontram-se músculos como os abdutores/adutores e rotadores internos e externos. Segundo Stutzig e Siebert (2015) há uma compensação entre os músculos sinergistas, então se um grupo muscular é mais fraco que o outro, observa-se deste modo mais movimentos compensatórios na extensão da coxa, tal como constatado neste estudo. Aqui há mais abdução e rotação externa o que pode significar uma fraqueza da musculatura adutora e rotadora interna.

Muitos dos músculos envolvidos no movimento da coxa, têm a capacidade de fazer os dois movimentos, tais como o sartório e todos os rotadores profundos que fazem além de abdução, rotação externa. Quando há uma contração ativa dos isquiotibiais há uma irradiação contribuído dos músculos rotadores externos e abdutores da coxa ao mesmo tempo (Pérez-Bellmunt *et al.*, 2015) podendo condicionar a atividade funcional do membro inferior em atividades como a marcha ou a corrida (Ellis, Sumner e Kram, 2014) influenciando o movimento quer ativamente, quer passivamente, tal como observado nos nossos resultados. Para compreender bem o movimento de extensão da anca o rácio agonista/antagonista é essencial.

A ação do músculo antagonista sobre o músculo agonista vem da sua inibição, em efeito os dois têm uma inibição recíproca e uma dominância sinérgica mecânica (Mills *et al.*, 2015). O sistema nervoso central adapta a ativação muscular em função da tarefa realizada (Reeves, Pathak, Popovich e Vijayanagar, 2013). Segundo Ferber, Kendall e MKin (2010) a amplitude do grupo extensor da coxa pode ser avaliada pela amplitude do grupo flexor da mesma anca, algo que se tentou realizar com este estudo.

Um outro facto importante que vem suportar a ideia relaciona-se com o tempo de desaceleração na flexão, o qual apresenta uma correlação negativa forte, ou seja, quanto maior for a amplitude de extensão da perna, menor será o tempo de desaceleração, o que poderá significar uma menor co-ativação do grupo extensor da perna durante o movimento de flexão

e que resultaria num tempo de desaceleração menor (Wang e Gutierrez-Farewik, 2014). Porém, os dados sugerem que os músculos isquiotibiais parecem ter as mesmas características em repouso que durante a contração ao nível funcional. De facto, os resultados sugerem que os isquiotibiais dependem em grande parte do estado de ativação e/ou encurtamento do reto femoral, afetando quer a produção de força para flexão como para extensão. Dado que os resultados foram estatisticamente significativos mais no teste passivo poderá sugerir que fatores de extensibilidade muscular têm uma maior preponderância do que os fatores neuromusculares. No entanto, o facto de o TEMI passivo ter tido uma correlação significativa com a força isocinética para extensão em ambos os membros e no mesmo sentido para flexão e extensão parece sugerir que os factores neuromusculares não podem ser descartados. De facto, esses fatores podem compensar uma fraqueza muscular ou uma diminuição da amplitude articular (Goldberg e Neptune, 2007).

Embora seja difícil uma conclusão definitiva tendo em conta o tamanho da amostra, no entanto é importante de referir que foi um estudo piloto e que no futuro será interessante com uma amostra de maiores dimensões e com inclusão da análise eletromiográfica verificar se estes resultados se mantêm.

CONCLUSÃO

Com o presente estudo pode-se concluir que há uma diferença significativa entre a realização do TEMI de forma passiva e ativa, podendo influenciar a função neuromuscular avaliada por isocinético quer do grupo muscular flexor quer extensor. Sugere-se no futuro a realização de estudos com amostras maiores e em grupos mais específicos de modo a verificar os resultados observados.

BIBLIOGRAFIA

Abad, C., Ito, L., Barroso, R., Ugrinowitsch, C., e Tricoli, V. (2010). Effect of classical massage on subjective perceived soreness, edema, range of motion and maximum strength after delayed onset muscle soreness induced by exercise. *Revista Brasileira Medicina Esporte*, 16(1), 36-40.

- Beltran, L., Ghazikhanian, V., Padron, M., e Beltran, J. (2012). The proximal hamstring muscle–tendon–bone unit: a review of the normal anatomy, biomechanics, and pathophysiology. *European Journal of Radiology*, 81, 3772–3779.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B. J., e Voight, M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function- part 1. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(3),396.
- Ellis, R. G., Sumner, B. J., e Kram R. (2014). Muscle contributions to propulsion and braking during walking and running: insight from external force perturbations. *Gait & Posture*, 40, 594–599.
- Ferber, R., Kendall, K. D., e MKin, C. A. T. (2010). Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 344-348.
- Goldberg, E. J., e Neptune, R. R. (2007). Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait & Posture*, 25, 360–367.
- Hootman, J. M., Macera, C. A., Ainsworth, B. E., Addy, C. L., Martin, M., e Blair, S. N. (2002). Epidemiology of musculoskeletal injuries among sedentary and physically active adults. *Medicine & Science in sports & Exercice by the American College of Sports Medicine*.
- Kojidi, M. M., Okhovatian, F., Rahimi, A., Baghban, A. A., e Azimi, H. (2016). Comparison between the effects of passive and active soft tissue therapies on latent trigger points of upper trapezius muscle in women: single-blind, randomized clinical trial. *Journal of Chiropractic Medicine*.
- Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A., e Della, C. U. (1998). Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 31(11), 977-984.
- Melo, S.I.L, Guth, V.J., Sousa, A.C.S., Sacomori, C., Martins, A.C.V., e Lucca, L. (2011). Estudo comparativo de amplitudes de movimentos articulares em crianças de diferentes gêneros entre os 7 e os 12 anos de idade. *Motricidade*, 7(1), 13-2.
- Milias, G., Nomikos, T., Fragopoulou, E., Athanasopoulos, S. e Antonopoulou, S. (2005). Effects of eccentric exercise-induced muscle injury on blood levels of platelet activating

factor (PAF) and other inflammatory markers. *European Journal of Applied Physiology*, 95, 504–513.

Mills, M., Frank, B., Goto, S., Blackburn, T., Cates, S., Clark, M., e Padua, D. (2015). Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(7).

Nomura, T., Suzuki, Y., Fu, C., Yoshikawa, N., Kiyono, K., Casadio, M., e Morasso, P. (2016). Stability and flexibility during human motor control. *Advances in Cognitive Neurodynamics*, 67-73.

Norkin, C. C., White, D. J., e Settineri, L. I. C. (1997). *Medida do movimento articular: manual de goniometria*. 2ª edição. Artemedica.

Özçakar, L., Kunduracyoolu, B., Cetin, A., Ülkar, B., Guner, R., e Hascelik, Z. (2003). Comprehensive isokinetic knee measurements and quadriceps tendon evaluations in footballers for assessing functional performance. *British Journal of Sports Medicine*, 37(6), 507-510.

Panayi, S. (2010). The need for lumbar-pelvic assessment in the resolution of chronic hamstring strain. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 14, 294-298.

Pérez-Bellmunt, A., Miguel-Pérez, M., Brugué, M. B., Cabús, J. B., Casals, M., Martinoli, C., e Kuisma R. (2015). An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. *Manual Therapy*, 20, 445-450.

Polachini, L. O., Fuzasaki, L., Tamaso, M., Tellini, G. G., e Masieiro, D. (2005). Estudo comparativo entre três métodos de avaliação do encurtamento de musculatura posterior da coxa. *Revista Brasileira Fisioterapia*, 9(2), 187-193.

Qualisys (2010). *Qualisys Track Manager: User Manual*.

Reeves, N. P., Pathak, P., Popovich, Jr. J. M., e Vijayanagar, V. (2013). Limits in motor control bandwidth during stick balancing. *Journal Neurophysiology*, 109, 2523–2527.

Reeves, N. P., Popovich, Jr. J. M., Vijayanagar, V., e Pathak, P. K. (2016). Less precise motor control leads to increased agonist-antagonist muscle activation during stick balancing. *Human*

Movement Science, 47,166-174.

Stutzig, N., e Siebert, T. (2015). Muscle force compensation among synergistic muscles after fatigue of a single muscle. *Human Movement Science*, 42, 273–287.

Wang, R., e Gutierrez-Farewik, E. M. (2014). Compensatory strategies during walking in response to excessive muscle co-contraction at the ankle joint. *Gait & Posture*, 39, 926–932

Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., e Thelen, D. G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & Posture*, 27, 628–634.