

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR E LASERTERAPIA DE
BAIXA POTÊNCIA: USO COMBINADO PARA O TRATAMENTO DA
OSTEOARTRITE DE JOELHO EM IDOSOS**

MÔNICA DE OLIVEIRA MELO

PORTO ALEGRE, 2013

MÔNICA DE OLIVEIRA MELO

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR E LASERTERAPIA DE
BAIXA POTÊNCIA: USO COMBINADO PARA O TRATAMENTO DA
OSTEOARTRITE DE JOELHO EM IDOSOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito para obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

PORTO ALEGRE, 2013

Agradeço

em primeiro lugar ao meu orientador **Marco Aurélio Vaz** por ter me incentivado a superar os meus limites;

aos **meus professores** pelo conhecimento transmitido ao longo dos anos;

aos **servidores e alunos** na Escola de Educação Física da UFRGS pelo apoio e trocas de conhecimento realizadas ao longo dessa trajetória;

à **comissão avaliadora** pelas contribuições significativas nas diversas etapas de realização dessa pesquisa;

A Capes e a FAPERGS pelo suporte financeiro essencial para realização desse estudo;

aos **colegas do Laboratório de Pesquisa**, em especial ao Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia, pelas parcerias estabelecidas dentro e fora do ambiente do laboratório;

aos colaboradores **Klauber Pompeo, Guilherme Auler Brodt, Eduardo Camargo, Michele Zini, Rita Carvalho** pelo comprometimento na execução desse trabalho;

aos meus **amigos** que sempre esperaram por mim;

em especial, a colega e amiga **Vanessa Lyra** pelo constante incentivo e confiança na minha capacidade;

aos meus pais que sempre me apoiaram emocionalmente;

e ao **Jeferson**, meu marido, pelo apoio e paciência durante a realização dessa Tese.

à minha avó *Maria Gilda de Oliveira Melo*
e em memória ao meu avô *Djalmo de Oliveira Melo*

RESUMO

A estimulação elétrica neuromuscular e a laserterapia de baixa potência têm se mostrado isoladamente efetivas no tratamento da osteoartrite de joelho. A estimulação elétrica neuromuscular parece contribuir com a restauração da força e estrutura do músculo quadríceps femoral, enquanto que a laserterapia parece ser efetiva no controle do processo inflamatório e da dor, bem como na regeneração da cartilagem. A hipótese de que a adição da laserterapia à estimulação elétrica neuromuscular poderia reduzir a dor articular associada à inflamação e conseqüentemente potencializar os efeitos da estimulação elétrica sobre o sistema muscular motivou a realização do presente estudo. O tema da presente tese de Doutorado é o uso combinado da estimulação elétrica neuromuscular e da laserterapia de baixa potência no tratamento da osteoartrite de joelho em idosos: efeitos sobre parâmetros neuromusculares e funcionais. No Capítulo I, um estudo de revisão sistemática classificou os níveis de evidência científica sobre a efetividade da estimulação elétrica neuromuscular no fortalecimento do quadríceps de idosos com osteoartrite de joelho. Após busca sistematizada nas bases de dados, 9 estudos contemplaram os critérios de inclusão e foram incluídos na revisão. Os resultados principais indicam que existe moderada evidência científica a favor do uso da estimulação elétrica neuromuscular sozinha ou combinada com exercício para o fortalecimento muscular isométrico do quadríceps em idosos com OA de joelho. Apesar dos resultados promissores da estimulação elétrica neuromuscular sobre a força, faltam dados na literatura sobre seus efeitos sobre a massa muscular. Além disso, não foram encontrados estudos sobre o potencial do efeito combinado da laserterapia e estimulação elétrica no tratamento da osteoartrite. Para preencher essa lacuna na literatura, dois estudos originais foram desenvolvidos para verificar: (1) a adaptação neuromuscular e funcional dos extensores de joelho de idosos com osteoartrite à estimulação elétrica neuromuscular em combinação à laserterapia de baixa potência (Capítulo II); e (2) as adaptações na arquitetura do principal extensor de joelho e na capacidade funcional de idosos decorrentes do uso combinado da estimulação elétrica neuromuscular e da laserterapia de baixa potência (Capítulo III). Quarenta e cinco idosos com osteoartrite de joelho foram submetidas a um período controle de quatro semanas sem intervenção seguido por um período de oito semanas de intervenção ou com estimulação elétrica neuromuscular, ou com laserterapia ou com estimulação elétrica neuromuscular em adição à laserterapia. Avaliações de torque, eletromiografia, ultrassonografia e testes funcionais foram realizados antes e após o período controle, assim como após de oito semanas de intervenção. Questionário específico sobre a funcionalidade de idosos com osteoartrite foi aplicado antes e depois das intervenções. As três intervenções geraram aumentos no torque, na ativação muscular, bem como melhorias na funcionalidade. Os valores de espessura muscular, área de secção transversa anatômica e ângulo de penação aumentaram após os tratamentos com estimulação elétrica neuromuscular, mas não com laserterapia. Nossos achados sugerem que: (1) a estimulação elétrica sozinha ou combinada à laserterapia é igualmente efetiva para gerar adaptações neuromusculares e funcionais; (2) a estimulação elétrica sozinha ou combinada gera aumentos no ângulo de penação e na espessura muscular, mas não no comprimento fascicular; (3) o ganho de força obtido pela estimulação elétrica é desproporcional aos incrementos neurais e morfológicos; (4) a laserterapia sozinha é capaz de melhorar a funcionalidade do idoso provavelmente por meio da redução da dor e do aumento da ativação muscular; (5) o uso de programa de estimulação elétrica neuromuscular com intensidades e volumes progressivos é efetivo na promoção da hipertrofia muscular; (6) a laserterapia não potencializa os efeitos da estimulação elétrica neuromuscular sobre os parâmetros neuromusculares e funcionais.

Palavras-Chave: Osteoartrite, Estimulação elétrica neuromuscular, Laserterapia de baixa potência, Quadríceps femoral, Idosos.

ABSTRACT

Neuromuscular electrical stimulation alone and low-level laser therapy alone have been effective in the treatment of knee osteoarthritis. Neuromuscular electrical stimulation seems to contribute to the reestablishment of strength and structure in the quadriceps muscle, whereas low-level laser therapy seems to contribute to the reduction of the pain and of the inflammatory process and to the promotion of cartilage regeneration. The hypothesis that the association of low-level laser therapy with neuromuscular electrical stimulation could reduce joint pain associated with the inflammation and consequently potentiates the effects of electrical stimulation on the muscular system motivated the present study. The theme of this PhD thesis is the combined use of neuromuscular electrical stimulation and low-level laser therapy in the treatment of knee osteoarthritis in the elderly: effects on neuromuscular and functional parameters. In Chapter I, a systematic review rated levels of scientific evidence on the effectiveness of neuromuscular electrical stimulation on quadriceps strengthening in elderly with knee osteoarthritis. After systematic search in databases, 9 studies contemplated the inclusion criteria and were included in the review. The main results indicate that there is moderate scientific evidence in favour the use of neuromuscular electrical stimulation alone or combined with exercise to strengthen the quadriceps muscle in elderly with knee osteoarthritis. Despite the promising results of neuromuscular electrical stimulation on strength, data are lacking in the literature about its effects on muscle mass. Moreover, no studies were found on the potential effect of the combination of low-level laser therapy and neuromuscular electrical stimulation in the treatment of osteoarthritis. To fill this gap, two original studies were developed to verify: (1) neuromuscular and functional adaptation of knee extensors in elderly patients with osteoarthritis to neuromuscular electrical stimulation in combination with low-level laser therapy (Chapter II); and (2) the changes in the architecture of the vastus lateralis muscle and in the functional ability of elderly patients with osteoarthritis to the combined use of neuromuscular electrical stimulation and low-level laser therapy (Chapter III). Forty-five elderly female individuals with knee osteoarthritis were submitted to a four-week control period with no intervention followed by an eight-week period of intervention with neuromuscular electrical stimulation, low-level laser therapy, or neuromuscular electrical stimulation in combination with low-level laser therapy. Knee extensor evaluations of torque, electromyography, ultrasonography and functional tests were performed before and after the control period as well as after eight weeks of intervention. Questionnaire regarding the functionality of elderly patients with osteoarthritis was applied before and after interventions. The three interventions generated increases in torque, muscle activation, as well as improvements in functionality. The values of muscle thickness, anatomical cross-sectional area and pennation angle increased after treatment with neuromuscular electrical stimulation, but not with low-level laser therapy. Our findings suggest that: (1) electrical stimulation alone or combined with laser therapy is equally effective to generate neuromuscular and functional adaptations; (2) electrical stimulation alone or combined with laser therapy increases pennation angle and muscle thickness, but not fascicle length; (3) gain strength obtained by the electrical stimulation is disproportionate to increases in neural and morphological parameters; (4) low-level laser therapy alone is able to improve the elderly functionality; (5) the use of neuromuscular electrical stimulation with increasing intensities and progressive volumes is effective in promoting muscle hypertrophy; (6) low-level laser therapy does not potentiate the effects of neuromuscular electrical stimulation on neuromuscular and functional parameters.

Keywords: Osteoarthritis, Neuromuscular electrical stimulation, Low-level laser therapy, quadriceps femoris, Elderly.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Características gerais dos estudos com estimulação elétrica neuromuscular (EEN) e resultados de força muscular.	26
TABELA 2. Protocolo de intervenção de estimulação elétrica neuromuscular (EEN).	55
TABELA 3. Características antropométricas e clínicas basais dos grupos experimentais.	59
TABELA 4. Valores absolutos de torque, ativação elétrica e parâmetros de massa muscular nos momentos de avaliações do estudo.	60
TABELA 5. Escores dos domínios de dor, rigidez articular e função oriundos do questionário womac antes e depois de 8 semanas de tratamento com EEN, LBP e EEN+LBP.	62
TABELA 6. Distância em metros percorrida no teste de caminhada de 6 minutos (TC6) e tempo em segundos atingido durante o teste <i>time up and go</i> (TUG) nos momentos de avaliações do estudo.	82

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1.** Linha do tempo ilustrando o desenho experimental do estudo. 45
- FIGURA 2.** Fluxo de participantes do estudo. 47
- FIGURA 3.** Imagens de ultrassonografia de um sujeito representativo da amostra utilizadas para análise de: [A] área de secção transversa anatômica do RF; [B] espessura muscular do reto femoral (RF); [C] espessura muscular do vasto lateral (VL) e [D] espessura muscular do vasto medial (VM). ... 52
- FIGURA 4.** Aplicação das intervenções usadas no estudo. (A) Aplicação da laserterapia com uso do emissor individual. Círculos na cor branca indicam os três locais de aplicação usados no estudo. (B) Participante sentado com uma faixa fixando o membro tratado à cadeira para aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EEN). (C) Posicionamento dos eletrodos e forte contração do quadríceps obtida por meio da EEN..... 54
- FIGURA 5.** Variação percentual entre os testes pré-intervenção e pós-intervenção obtidas pelos grupos estimulação elétrica neuromuscular (EEN), laserterapia de baixa potência (LBP) e grupo EEN+LBP. ASTARF = área de secção transversa fisiológica, ΣEM = somatório da espessura muscular, ΣRMS = somatório dos valores RMS. # indica diferença significativa na comparação entre os grupos ($p < 0,05$). 61
- FIGURA 6.** Imagem de ultrassonografia representativa da análise dos parâmetros de arquitetura muscular do músculo vasto lateral (VL): espessura muscular (EM); ângulo de penação (AP); e comprimento de fascículo (CF). VI = vasto intermédio..... 79
- FIGURA 7.** Ângulo de penação (AP) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os momentos ($p < 0,05$). 84
- FIGURA 8.** Espessura muscular (EM) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os

momentos ($p < 0,05$). # indica diferença significativa entre os grupos após o tratamento ($p < 0,001$). 84

FIGURA 9. Comprimento de fascículo (CF) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os momentos ($p < 0,05$). # indica diferença significativa entre os grupos após o tratamento ($p < 0,001$). 85

FIGURA 10. Exemplo típico da estrutura do músculo vasto lateral (VL) de um sujeito representativo da amostra antes e após o período de oito semanas de intervenção com estimulação elétrica neuromuscular (EEN). 86

SUMÁRIO

RESUMO	5
LISTA DE TABELAS	7
LISTA DE FIGURAS	8
APRESENTAÇÃO	12
INTRODUÇÃO	14
CAPITULO I	20
RESUMO	20
INTRODUÇÃO	21
MATERAIS E MÉTODOS	22
<i>Bases de dados e estratégia de busca</i>	22
<i>Seleção dos estudos</i>	23
<i>Extração de Dados e Análise de Qualidade</i>	23
<i>Síntese e análise de dados</i>	24
RESULTADOS	25
<i>Seleção dos estudos</i>	25
<i>Análise da qualidade</i>	28
<i>Resultados de força muscular</i>	29
<i>Parâmetros e protocolo de EEN</i>	30
DISCUSSÃO	32
<i>Força muscular</i>	32
<i>Protocolo e parâmetros de EEN</i>	35
<i>Limitações do presente estudo</i>	38
CONCLUSÃO.....	39
CAPITULO II	40
RESUMO	40
INTRODUÇÃO	41
MATERIAIS E MÉTODOS	44
<i>Desenho Experimental</i>	44
<i>Participantes</i>	45
<i>Avaliação da funcionalidade</i>	47
<i>Avaliação neural do quadríceps</i>	49
<i>Avaliação muscular do quadríceps</i>	50

<i>Protocolo de LBP</i>	53
<i>Protocolo de EEN</i>	55
<i>Protocolo EEN+LBP</i>	57
<i>Análise Estatística</i>	57
RESULTADOS	58
<i>Funcionalidade</i>	59
<i>Adaptação neural do quadríceps</i>	62
<i>Adaptação muscular do quadríceps</i>	63
DISCUSSÃO	64
CONCLUSÃO	68
CAPITULO III	69
RESUMO	69
INTRODUÇÃO	70
MATERIAIS E MÉTODOS	73
<i>Desenho Experimental</i>	73
<i>Participantes</i>	73
<i>Protocolo de LBP</i>	75
<i>Protocolo de EEN</i>	76
<i>Protocolo EEN+LBP</i>	77
<i>Avaliação da Arquitetura Muscular</i>	78
<i>Avaliação da Capacidade Funcional</i>	80
<i>Análise Estatística</i>	81
RESULTADOS	82
<i>Capacidade Funcional</i>	82
<i>Arquitetura muscular</i>	83
DISCUSSÃO	87
CONCLUSÃO	92
CONSIDERAÇÕES FINAIS DA TESE	93
REFERÊNCIAS	96

APRESENTAÇÃO

A união de conhecimentos dos campos de Educação Física e Fisioterapia na busca de avanços no tratamento da osteoartrite de joelho em idosos motivou a realização de um estudo acerca dos efeitos da estimulação elétrica neuromuscular (EEN) e da laserterapia de baixa potência (LBP) sobre o sistema neuromuscular e funcionalidade de idosos acometidos por esta doença incapacitante. Com intenção de aprofundar os saberes acerca dessa temática, um estudo de revisão e dois estudos originais foram produzidos durante o meu período de doutoramento junto ao Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia da UFRGS.

O Capítulo I compreende um estudo de revisão sistemática que teve por objetivo sumarizar o nível de evidência científica sobre os efeitos da EEN para fins de fortalecimento do quadríceps de idosos com osteoartrite de joelho. (Melo et al., 2013. Neuromuscular electrical stimulation for muscle strengthening in elderly with knee osteoarthritis: A systematic review. *Complementary Therapies in Clinical Practice* 2013; 19: 27-31).

O Capítulo II apresenta um estudo original que quantificou as adaptações neurais, morfológicas e funcionais decorrentes de 8 semanas de tratamento ou com LBP sozinha, ou com EEN sozinha ou com LBP em combinação à EEN em idosos com osteoartrite de joelho.

O Capítulo III apresenta um estudo original que verificou os efeitos de 8 semanas de tratamento de ou LBP sozinha, ou EEN sozinha, ou da LBP em combinação à EEN na promoção de alterações na arquitetura muscular e na capacidade funcional dos extensores de joelho com osteoartrite de joelho.

No epílogo, uma breve consideração final sobre as principais contribuições da presente Tese à literatura é apresentada.

INTRODUÇÃO

Osteoartrite (OA) é uma doença crônica degenerativa e incapacitante cuja prevalência é secundária ao aumento da expectativa de vida (Lawrence *et al.*, 2008). A OA de joelho é a forma mais comum de OA sintomática e sua maior prevalência é em pessoas com idade acima de 60 anos e do sexo feminino (Hunter & Eckstein, 2009). No Brasil, a OA de joelho é a causa de 6,2% dos casos de afastamento prolongado do trabalho (Jamtvedt *et al.*, 2008; Alfredo *et al.*, 2011), o que a torna um problema de saúde pública, visto que impacta negativamente nos gastos do governo com saúde.

Embora a OA seja frequentemente referida como uma doença da cartilagem, a articulação inteira sofre as consequências da doença. Alterações patológicas na OA de joelho envolvem perda progressiva da cartilagem hialina, mudanças no osso subcondral, redução do espaço articular, esclerose articular, inflamação do líquido sinovial e desenvolvimento de osteófitos (March, 1997; Nuki, 1999; Burch *et al.*, 2007; Hunter & Eckstein, 2009). Uma pessoa acometida pela OA de joelho apresenta sintomas clínicos como rigidez matinal, diminuição da amplitude de movimento, dor articular crônica e fraqueza muscular (Hurley, 1999).

A presença concomitante da perda de força do quadríceps, da atrofia muscular e do déficit na ativação muscular tem sido frequentemente reportada em pacientes com OA de joelho (Hurley *et al.*, 1997; O'Reilly *et al.*, 1998; Lewek *et al.*, 2004; Petterson *et al.*, 2008). Nesse contexto, alguns estudos têm mostrado evidências de que uma falha na ativação muscular é o determinante primário da fraqueza muscular relacionada à OA de joelho e que pode ser responsável pelas adaptações negativas na massa muscular (Hurley *et al.*, 1997). Paralelamente,

outros estudos falharam em encontrar algum déficit na ativação muscular em 50% de uma amostra de idosos com OA, assumindo que a atrofia muscular por desuso pode ter sido o fator causador da fraqueza muscular no grupo avaliado (Pettersen *et al.*, 2008; Bruce-Brand *et al.*, 2012). Indiferente da etiologia, a fraqueza muscular do quadríceps tem sido reconhecida pela literatura como um fator de risco primário para o surgimento e progressão da OA de joelho.

Nesse contexto, outro fator de importância funcional para o idoso é a preservação da geometria ou da arquitetura dos músculos periarticulares. Estudos com ultrassonografia mostraram que pacientes com OA de joelho apresentam uma redução da espessura muscular (Mairet *et al.*, 2008; 2012; Vaz *et al.*, 2013) e do comprimento de fascículo (Vaz *et al.*, 2013). A redução da espessura muscular por conta da diminuição do conteúdo contrátil em paralelo na célula muscular pode implicar em uma redução da capacidade de produção máxima de força, enquanto que uma diminuição no comprimento da fibra muscular relacionada com uma redução do material contrátil em série pode afetar a velocidade de encurtamento (Reeves, Narici & Maganaris, 2004). Perdas na velocidade ou na capacidade de produção de força afetam a independência e funcionalidade do idoso. Nas atividades de vida diária, por exemplo, os extensores de joelho podem ser exigidos tanto no modo concêntrico em altas velocidades de encurtamento para evitar quedas como no modo excêntrico em baixas velocidades para absorver forças de impacto durante a fase de apoio do ciclo da marcha.

Para além das mudanças estruturais e funcionais presentes no quadro clínico da OA de joelho, sabe-se que a própria dor e o processo inflamatório podem acelerar o processo degenerativo (Chikanza & Fernandes, 2000; Bjordal *et al.*, 2006). Em linhas gerais, em resposta à inflamação são liberados mediadores

inflamatórios ou citocinas que possuem um papel chave no processo degenerativo, tais como a interleucina 1 (IL-1), o fator de necrose tumoral alfa (TNF- α) e prostaglandina (PGE2) (Caron, 2003; Riggs, 2006). Estudos em animais mostram, por exemplo, que a PGE2 pode causar depleção da matriz extracelular, erosão da cartilagem e do osso subcondral (Caron, 2003) e que IL-1 relaciona-se com o desequilíbrio entre o aumento da produção de colágeno tipo I e III pelos fibroblastos e a diminuição da síntese de proteoglicanos e de colágeno tipo I, dando origem a um tecido de reparação funcionalmente inadequado (Veiga, 2006).

Como consequência do quadro inflamatório, uma falha na ativação muscular ou uma incapacidade do sistema nervoso central em ativar todas unidades motoras necessárias durante as ações musculares pode ocorrer nos pacientes com OA (Henriksen *et al.*, 2012; Park & Hopkins, 2013). Essa também chamada inibição muscular pode, por sua vez, reduzir mais ainda os níveis de força muscular (Slemeda *et al.*, 1997,1998; Hunter, 1999; Bjordal *et al.*, 2003, Park & Hopkins, 2013) e com isso levar o paciente a um ciclo vicioso de dor-fraqueza-dor.

Diante disso, a administração de terapias que possam simultaneamente controlar a inflamação associada à progressiva degeneração da cartilagem e minimizar a perda de força e de mudanças na estrutura e funcionalidade do músculo quadríceps pode ter considerável repercussão clínica para o paciente com OA. Nos casos em que a dor crônica não permite que o idoso participe sistematicamente de programas de exercícios voluntários (Burch *et al.*, 1997; Durmus *et al.*, 2007), a estimulação elétrica neuromuscular (EEN) tem sido recomendada para fins de fortalecimento do quadríceps (Selkowitz, 1985; Bax *et al.*, 2005; Paillard, 2008).

A EEN tem sido caracterizada como um recurso terapêutico que incorpora o

uso de corrente elétrica para ativar músculos esqueléticos e produzir contração muscular (Bickel *et al.*, 2011, Hortobágy & Maffiulette, 2011). Ensaios clínicos randomizados já mostraram a efetividade da estimulação elétrica no aumento da força muscular (Durmus *et al.*, 2007, Vaz *et al.*, 2013), na melhoria da funcionalidade (Rosemffet *et al.*, 2004) e na redução da dor (Talbot *et al.*, 2003, Vaz *et al.*, 2013) em pacientes com OA de joelho.

Tem sido reportado que fatores neurais mais que musculares explicam os ganhos de força obtidos com EEN, como, por exemplo, aumento da ativação muscular, aumento da ativação de áreas corticais envolvidas com o planejamento motor e aumento do recrutamento motor do músculo homólogo ao membro contralateral treinado (Maffiulette, 2010; Hortobágyi & Maffiulette, 2011). Apesar disso, verifica-se uma carência de dados sobre as adaptações neurais e morfológicas promovidas pela EEN em idosos, de modo que estes pacientes correm o risco de não obterem todos os benefícios possíveis por meio do tratamento com a EEN.

Apesar dos possíveis efeitos promissores da EEN no combate da fraqueza muscular e possivelmente das alterações neurais e estruturais associadas, é necessário o uso concomitante de outra estratégia capaz de controlar a dor associada ao processo inflamatório na articulação e combater os efeitos deletérios da OA sobre o tecido cartilaginoso. Nesse contexto, surge a laserterapia de baixa potência (LBP). A LBP tem chamado atenção de pesquisadores e profissionais de saúde devido a seus efeitos analgésicos, anti-inflamatórios e regenerativos.

A efetividade da LBP no processo inflamatório tem sido demonstrada em uma variedade de modelos experimentais. Este recurso terapêutico tem ajudado no

controle de mediadores químicos que tem uma função importante na geração do processo inflamatório, tais como diminuição da concentração de prostaglandina E₂ (PGE₂) (Bjordal, Lopes-Martins & Iversen, 2006), analgesia pela liberação de opióides endógenos (Hagiwara *et al.*, 2008), e redução do edema e ação anti-inflamatória provavelmente devido a liberação de hormônios adrenais (Albertini *et al.*, 2004).

No que diz respeito ao tratamento da OA, estudos de revisões sistemáticas já demonstraram a efetividade da LBP no controle da dor e da inflamação (Gur *et al.*, 2003, Bjordal *et al.*, 2003). Estudos envolvendo animais (Herman *et al.*, 1988; Reed *et al.*, 1994) mostraram que a LBP já se mostrou efetiva no estímulo da síntese cartilaginosa de proteoglicanos e colágeno. Uma das explicações para o alívio da dor pela aplicação de LBP está associada ao aumento do aporte sanguíneo local, levando à redução do edema e melhor oxigenação dos tecidos, o que pode contribuir para a reparação do tecido cartilaginoso (Bjordal *et al.*, 2007). Além disso, evidências de efeitos sobre a estimulação nervosa periférica, interrompendo o mecanismo de propagação do sinal doloroso, também podem estar relacionados ao efeito analgésico da LBP (Chow *et al.*, 2009).

Até o presente momento, a EEN e a LBP foram reconhecidas pela literatura como recursos efetivos no tratamento da OA de joelho. A EEN parece ser capaz de combater a fraqueza muscular quando o exercício não é uma opção a ser considerada e a LBP mostrou-se efetiva no combate simultaneamente da dor, no controle do processo inflamatório e na regeneração da cartilagem. Apesar disso, o potencial do efeito combinado desses recursos terapêuticos sobre parâmetros neuromusculares e funcionais não foi abordado anteriormente.

Assim, os objetivos da presente Tese de Doutorado foram: (1) sumarizar e

classificar a evidência científica a respeito da efetividade da EEN como estratégia terapêutica para promover fortalecimento muscular no quadríceps de idosos com OA de joelho (Capítulo I); (2) determinar os efeitos da LBP, da EEN e da combinação da LBP com a EEN sobre parâmetros neurais, morfológicos e funcionais dos extensores de joelho de idosos com OA (Capítulo II); e (3) quantificar os efeitos da LBP, da EEN e da combinação da LBP com a EEN sobre parâmetros de arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento fascicular) e capacidade funcional (desempenho durante teste de caminhada de 6 minutos e teste *time up and go*) nessa população (Capítulo III).

CAPITULO I

Estimulação elétrica neuromuscular (EEN) no fortalecimento do quadríceps de idosos com osteoartrite de joelho: uma revisão sistemática

RESUMO

Esse estudo foi desenvolvido para identificar se existem evidências científicas a favor do uso da estimulação neuromuscular (EEN) para o fortalecimento muscular do quadríceps em idosos com osteoartrite (OA) de joelho. Uma busca sistemática foi realizada nas bases de dados Pubmed/Medline, PEDro e na biblioteca digital Cochrane encontrou 76 ensaios clínicos relevantes. Nove estudos que contemplaram os critérios de inclusão foram selecionados para esta revisão. Os estudos incluídos foram avaliados conforme critérios de inclusão e exclusão e a validade interna foi analisada por meio da escala de PEDro. Um sumário das características da amostra, do desenho experimental e dos resultados sobre força muscular foi apresentado em tabela. A classificação do nível de evidência foi realizada segundo pressupostos de Van Tulder. A análise de evidências mostrou que existe moderada evidência científica a favor do uso da EEN sozinha ou combinada com exercício para o fortalecimento muscular isométrico do quadríceps em idosos com OA de joelho. Em adição, existe uma quantidade de evidências científicas limitada sobre os efeitos da EEN como terapia adjunta à outra intervenção sobre a força isocinética dos extensores de joelho em diferentes velocidades. Há evidência insuficiente sobre os efeitos da EEN sobre outras categorias de força muscular, como força muscular isotônica.

INTRODUÇÃO

Osteoartrite (OA) de joelho é uma doença crônica degenerativa e dolorosa que afeta 27 milhões de pessoas nos Estados Unidos (Lawrence *et al.*, 2008). Mudanças patológicas na OA envolvem perda progressiva da cartilagem hialina com concomitantes mudanças no osso subcondral e desenvolvimento de osteófitos (March & Bachmeier; 1997; Nuki, 1999; Burch *et al.*, 2007). Os sintomas clínicos da OA frequentemente envolvem fraqueza muscular, desabilidade, deformidade articular, diminuição da amplitude de movimento e dor crônica (Hunter & Eckstein; 2009; Bjordal *et al.*, 2007).

De acordo com Slemenda *et al* (1998), a fraqueza muscular é evidente em sujeitos com OA sintomática de joelho. Nesses casos, um dilema na hora de decidir qual o melhor tratamento é enfrentado pelo terapeuta. Se por um lado o tratamento farmacológico (paracetamol, anti-inflamatórios não-esteroides e agentes tópicos) causa uma série de efeitos colaterais (Burch *et al.*, 2007; Petterson *et al.*, 2009), por outro lado, a própria dor pode diminuir a aderência à terapia não-farmacológica, como é o caso de programas de exercícios voluntários para fortalecimento do quadríceps. Isto, por sua vez, pode levar a um aumento da dor e uma diminuição da força muscular e da função (Durmus *et al.*, 2007; Cetin *et al.*, 2008). Devido ao ciclo vicioso (dor-fraqueza-dor), outras estratégias não-farmacológicas e recursos terapêuticos têm sido utilizados na prática clínica com objetivo de restaurar a função articular e reduzir dor.

Dentre os recursos terapêuticos, a estimulação elétrica neuromuscular (EEN) é apresentada como uma técnica não-invasiva de baixo custo usada por fisioterapeutas para: 1) promover o fortalecimento muscular, 2) minimizar hipotrofias

musculares, 3) reduzir o espasmo e a espasticidade neuromuscular e 4) aumentar da amplitude de movimentos (Selkowitz, 1985; Bax *et al*, 2005; Paillard, 2008). Particularmente, com respeito ao tratamento da OA de joelho, a EEN tem sido sugerida como uma terapia alternativa para o fortalecimento muscular do quadríceps, principalmente quando o idoso apresenta um quadro clínico de dor crônica e rigidez articular que o impede de aderir ao programa de exercícios voluntários (Burch *et al.*, 2007; Durmus *et al.*, 2007).

Apesar da importância da perda de força muscular atribuída ao desuso e/ou a inibição muscular como um importante fator envolvido na etiologia e na progressão da OA (Rosemffet *et al.*, 2004), no melhor de nosso conhecimento, nenhuma revisão sistemática sumarizou os resultados dos efeitos da EEN sobre o fortalecimento do quadríceps em idosos com OA de joelho. Considerando que esta informação poderia ser usada na prática clínica, o objetivo do presente estudo foi identificar se existe evidência científica para suportar o uso da EEN para fins de fortalecimento do músculo quadríceps em idosos com OA de joelho.

MATERAIS E MÉTODOS

Bases de dados e estratégia de busca

Os manuscritos foram identificados nas seguintes bases de dados: Pubmed/Medline, PEDro e Biblioteca Digital Cochrane. Os descritores utilizados foram: joelho, osteoartrite (ou artrite, ou artrose), força muscular (ou fortalecimento muscular) e estimulação elétrica (ou NMES, ou estimulação elétrica neuromuscular. Na base de dados PEDro, os termos foram adaptados de acordo com o critérios de

busca da plataforma (eletroterapia, joelho, ensaio clínico e fraqueza muscular).

Seleção dos estudos

Dois autores independentemente analisaram a relevância de todas as referências com base no título e no resumo e selecionaram os artigos de acordo com os seguintes critérios de inclusão: (1) Desenho Experimental: Ensaio clínico randomizado (ECR) com comparação entre pré e pós-intervenção, preferencialmente com pelo menos um grupo de comparação; (2) Tipo de População: idoso (idade cima de 60 anos) com diagnóstico clínico de OA de joelho; (3) Tipo de intervenção: (a) Grupo experimental = uso de EEN como parte do programa de reabilitação, (b) Grupo Controle, ou Grupo Placebo, ou outra intervenção física, ou exercício voluntário, ou outro tipo de estimulação elétrica, (4) Desfecho: força muscular do quadríceps medida preferencialmente por dinamometria isocinética.

Extração de Dados e Análise de Qualidade

Os estudos foram classificados em elegíveis, caso em que uma cópia do artigo na íntegra foi providenciada para posterior avaliação metodológica e; inelegíveis, quando o estudo não caracterizava um ECR, não abordava de maneira satisfatória o desfecho desejado ou o assunto de interesse. Discordâncias entre os pesquisadores sobre a inclusão dos estudos foram resolvidas até que um consenso foi atingido considerando os critérios acima descritos. Somente os estudos inclusos foram submetidos a uma avaliação da qualidade metodológica por meio da escala PEDro. Com características de repetibilidade e validade previamente documentada

(Maher *et al*, 2003; Morton; 2009), essa escala permite avaliar, por meio de 11 itens, aspectos relevantes da validade interna dos estudos, e ainda verificar se os próprios possuem informação estatística suficiente para serem interpretáveis. O escore total varia de 0 (zero) a 10 (dez), sendo que um item da escala não é pontuado. A qualidade metodológica foi avaliada com base na presença ou ausência dos indicadores de qualidade da escala. Usando os mesmos critério de Van Peppen *et al* (2004), estudos que obtiveram escores de PEDro de 4 pontos ou mais foram classificados como estudos de alta qualidade, enquanto que estudos de 3 pontos ou menos foram considerados estudos de baixa qualidade. Esta classificação foi usada como base para proceder à síntese de evidência científica, de modo a possibilitar a discussão sobre a força ou fraqueza dos estudos incluídos na revisão. Dois revisores independentes verificaram cada artigo com respeito a presença ou ausência de escala da qualidade de PEDro. Para classificação final dos manuscritos, divergências foram discutidas até que um consenso foi atingido entre os revisores.

Síntese e análise de dados

Devido à falta de dados comparativos entre os estudos e devido à variedade de desfechos, protocolos de avaliação e parâmetros de EEN usados em diferentes estudos, uma análise estatística (meta-análise) não foi realizada. Assim, um sumário da amostra, das características do desenho experimental, dos parâmetros de EEN e dos resultados de força muscular de cada estudo foi apresentado em uma tabela. A classificação dos níveis de evidência foi baseada em critérios previamente estabelecidos por Van Tulder *et al* (1999), que levam em consideração a qualidade metodológica dos estudos. Assim, os estudos foram categorizados em 5 níveis de evidências científica: (1) forte evidência, consistentes achados em múltiplos ensaios

de alta qualidade; (2) moderada evidência, consistentes achados em um ensaio de alta qualidade e/ou um ou mais ensaios de baixa qualidade; (3) limitada evidência, consistentes achados em um ou mais ensaios de baixa qualidade; (4) achados indicativos, consistentes achados em dois estudos de natureza não experimental com qualidade suficiente, (5) nenhuma ou evidência insuficiente, se não foi encontrado nenhum ensaio ou se os resultados são conflitantes.

RESULTADOS

Seleção dos estudos

A busca de dados na literatura identificou 48 estudos relevantes na PubMed/Medline, 24 na PEDro, e 4 na Biblioteca Digital Cochrane. Depois da filtragem por meio da leitura do título e do resumo e após a remoção de duplicatas, 29 estudos foram obtidos na íntegra para leitura completa e verificação dos critérios de inclusão. Finalmente, 9 estudos que contemplaram os critérios de inclusão foram selecionados para esta revisão. A principal razão para exclusão de estudos que eram aparentemente relevantes foi que o desfecho de interesse não tinha sido avaliado pelos autores.

As características e os resultados dos estudos incluídos são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Características gerais dos estudos com estimulação elétrica neuromuscular (EEN) e resultados de força muscular.

Autor e Desenho do estudo	P	Parâmetros de EEN		Protocolo de treinamento de EEN		Resultados
		Tipo e frequência	Duração de pulso	Intensidade	Volume	
Talbot (2003) EEN+EP vs EP	4	PA, retangular simétrica, 50Hz	300µs	MT 10-40% (MVC) > cada 4 semanas	10s on/50s off, 15 min, 3x/Sem., 12 Sem./ Volume fixo	EEN+EP: ↑ 9,1 % EP: ↓ 7% # ($\alpha = 60^\circ$) EEN: ↑ 12,5 % ES+EX: ↑ 26,6% EX: ↑ 20,9 % Placebo: ≡ ($\alpha = 60^\circ$)
Cheing (2004) EEN vs EX vs placebo vs EEN+EX	4	PA, quadrática simétrica, 80Hz	140µs	MT	60 min, 5x/Sem., 4 Sem./ Volume fixo	EX = ↑ 26% EEN + EX = ↑ 35% EEN = ↑ 24% ≠ entre EEN vs EEN+EX ($\alpha = NI$)
Rosemffet (2004) ES vs EX vs EX+EEN	4	PA, monofásica simétrica, 50Hz	250µs	MT 60-80 volts	5s on/5s off, 30 min, 3x/Sem., 8Sem./ Volume fixo	EEN: ↑ 45 e 48% EXbio: ↑ 33 e 35% 1RM e RMs
Durmus (2008) EEN vs EXbio	5	PA, assimétrica, 50Hz	200µs	MT	10s on/10s off/ 5x/Sem./4Sem./ Volume Fixo	OC+calor+EX : ↑ 21% EEN+calor+EX: ↑ 18% US+calor+EX: ↑ 19% calor+EX : ↑ 10 % EX: ↑ 5% ($\alpha = 60^\circ$)
Cetin (2008) OC+calor+EX vs EEN+calor+EX vs US+calor+EX vs calor+EX vs EX	6	PA, 60-100Hz	60ms	abaixo do MT	20min, 8 Sem./ Volume fixo	

P = score final de PEDro; **EEN** = neuromuscular elétrica neuromuscular; **EX** = exercício voluntário; **GC** = grupo controle; **CA** = corrente alternada; **PA** = corrente pulsada, **MT** = máxima tolerada; **CVM** = contração voluntária máxima; ↑ e ↓: aumento ou diminuição significativa após o treinamento dentro de cada grupo, respectivamente; ≡: ausência de diferença significativa após a intervenção; ≠: diferença significativa entre os grupos após a intervenção; **EXbio**: exercício isométrico com *biofeedback*; **NI**: não informado, α : ângulo de extensão de joelho avaliado, >: aumento; **US**: ultrassonografia; **OC**: ondas curtas; **RM**: repetição máxima; **RMs**: Repetições máximas.

Tabela 1. Continuação.

Autor e Desenho do estudo	P	Parâmetros de EEN		Protocolo de treinamento de EEN		Resultados
		Tipo e frequência	Duração de pulso	Intensidade	Volume	
Palmieri (2010) EEN vs GC	6	CA, 2500Hz/50Hz	NI	MT 35% CVM	10s on/50s, 3x/Sem, 4 Sem. /Volume fixo	EEN: ≡ GC: ≡
Bruce-Brand (2012) EEN vs GC	5	PA, quadrática simétrica, 50Hz	100µs à 400µs	MT	10s on/50s, 20min, 5x/Sem, 6 Sem/ Volume fixo	EEN: ≡ EX: ≡ GC: ≡
Vaz (2013) EEN	5	PA, retangular simétrica, 80Hz	400µs	MT	10s on/50s à 10s on/20s off, 18 à 32 min, 2x/Sem, 8 Sem. > a cada 2 Sem	EEN = ↑ 8% (60°)

P = score final de PEDro; **EEN** = neuromuscular elétrica neuromuscular; **EX** = exercício voluntário; **GC** = grupo controle; **CA** = corrente alternada; **PA** = corrente pulsada, **MT** = máxima tolerada; **CVM** = contração voluntária máxima; ↑ e ↓: aumento ou diminuição significativa após o treinamento dentro de cada grupo, respectivamente; ≡: ausência de diferença significativa após a intervenção; ≠: diferença significativa entre os grupos após a intervenção; **NI** = não informado, **α**: ângulo de extensão de joelho avaliado, >: aumento.

Análise da qualidade

Os estudos incluídos receberam escores de PEDro entre 4 e 6 (Tabela 1). Os estudos foram avaliados em nível extremamente baixo nos itens referentes ao mascaramento da alocação, dos pacientes e dos terapeutas. Na maioria dos estudos avaliados, a forma de randomização não foi descrita.

Com exceção do estudo de Cetin *et al.* (2008) onde os terapeutas foram mascarados, os avaliadores, participantes e terapeutas não foram mascarados em nenhum dos estudos remanescentes. Em geral, estudos tiveram poucas perdas amostrais durante o estudo. No entanto, devido ao fato da baixa aderência dos pacientes ao tratamento, um estudo perdeu cerca de 29,7% da amostra (Rosemffet *et al.*, 2004) e outro perdeu 30% (Durmus *et al.*, 2007), ambos durante o follow-up.

Com respeito ao protocolo de EEN, seis estudos descreveram os parâmetros de EEN em detalhes suficientes para permitir a reprodução do tratamento (Petterson *et al.*, 2009, Durmus *et al.*, 2007; Talbot *et al.*, 2003, Palmiere-Smith *et al.*, 2010; Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013). Somente um estudo adotou um gradual aumento na intensidade durante a intervenção e determinou a intensidade de EEN como percentagem da máxima contração voluntária (CVM) (Talbot *et al.*, 2003).

Oito estudos avaliaram a força muscular usando dinamômetro isocinético (Petterson *et al.*, 2009; Cetin *et al.*, 2008; Rosemffet *et al.*, 2004; Cheing & Hui-Chan, 2004; Talbot *et al.*, 2003; Palmiere-Smith *et al.*, 2010, Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013). Destes estudos, seis forneceram informações suficientes sobre o protocolo de avaliação realizado no dinamômetro, tais como velocidade angular ou posição articular do joelho (Cetin *et al.*, 2008; Cheing & Hui-Chan, 2004; Talbot *et al.*, 2003, Palmiere-Smith *et al.*, 2010, Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013).

Com relação à validade externa, somente dois estudos revelaram o poder observado *a priori* (Rosemffet *et al.*, 2004; Palmiere-Smith *et al.*, 2010) e somente um estudo mencionou a realização de cálculo amostral (Palmiere-Smith *et al.*, 2010). Exceto no estudo de Vaz *et al* (2013), que não adotou grupo controle, todos os demais estudos avaliaram a similaridade entre os grupos antes do começo do tratamento e comparam os resultados tanto intra-grupo como inter-grupo.

Resultados de força muscular

A análise da evidência científica revelou que existe moderada evidência científica a favor no uso da EEN sozinha ou combinada com outra intervenção (exercício voluntário ou programa de educação) para o fortalecimento isométrico do quadríceps em idosos com OA de joelho. Dentre os 8 estudos revisados que avaliaram a força isométrica de modo padronizado por meio de dinamometria isocinética, 3 estudos de alta qualidade relevaram que a EEN sozinha é capaz de aumentar a força isométrica do quadríceps em uma faixa de 8% até 12,5% com relação aos valores basais (Cheing & Hui-Chan, 2004; Petterson *et al.*, 2009; Vaz *et al.*, 2013) (Tabela 1). Cabe ressaltar que um estudo que não revelou o ângulo de medida da força isométrica avaliada no dinamômetro isocinético reportou um ganho de força de 26% após a intervenção com EEN (Rosemffet *et al.*, 2004).

Dentre os 9 estudos avaliados, três estudos revelaram que, quando a EEN é combinada com programa educativos (Talbot *et al.*, 2003), com exercícios voluntários (Cheing & Hui-Chan, 2004) ou ainda com outros recursos terapêuticos (Cetin *et al.*, 2008), aumentos de força muscular em torno de 9% à 26% foram observados (Tabela 1).

Com relação aos efeitos da EEN sobre a força isocinética e isotônica, evidências limitadas e insuficientes foram respectivamente apresentadas pela literatura. Somente um estudo de alta qualidade mostrou que os aumentos na força isocinética em diferentes velocidades foram maiores quando a EEN foi usada em combinação com uso de calor e exercícios em comparação com outras terapias usadas de modo isolado ou em combinação (calor, exercícios isocinético ou ultrassonografia) (Cetin *et al.*, 2008). Em adição, somente um estudo que não utilizou dinamometria isocinética para avaliação da força muscular mostrou que a EEN produziu similar ganhos de força isotônica comparada a exercício com biofeedback (Durmus *et al.*, 2007).

Parâmetros e protocolo de EEN

O protocolo de treinamento de EEN e os parâmetros associados usados nos estudos revisados foram sumarizados e apresentados na Tabela 1. Nesse estudo, para fins de discussão foram considerados parte do protocolo de treinamento de EEN as variáveis intensidade e volume, enquanto que o tipo de corrente, a frequência de pulso e a duração de pulso foram considerados parâmetros de EEN (American Physical Association, 2001). Apesar dos parâmetros de EEN terem sido relativamente bem reportados, houve considerável heterogeneidade entre diferentes estudos, de modo que cautela foi mantida na tentativa de estabelecer uma associação entre o protocolo de EEN e seus parâmetros associados com o melhor resultado obtido pelo uso dos próprios.

O protocolo de EEN foi avaliado nessa revisão pela intensidade e pelo volume do treinamento. O volume refere-se à parâmetros normalmente conhecidos pelos

clínicos como dosagem do protocolo da ENN, a citar ciclo de trabalho, tempo de contração e de repouso em cada sessão, tempo das sessões por dia, por semana e a duração total do tratamento. Esses parâmetros variaram largamente entre os estudos. No entanto, considerando todos os estudos incluídos pôde-se perceber que a duração da sessão ocorreu entre 15 até 60 minutos, o número de vezes semanais variou entre 2 até 6 vezes e o tempo total do treinamento variou entre 4 até 12 semanas (Tabela 1).

Apesar de ainda não ser possível determinar qual o melhor volume de treinamento devido ao fato de que mesmo ao adotar diferentes volume fixos os estudos apresentaram resultados similares (Talbot *et al.*, 2003; Vaz *et al.*, 2013), chama atenção o fato de que somente um estudo adotou a prescrição progressiva do volume de treinamento com EEN (Vaz *et al.*, 2013). Pode-se especular também que em alguns estudos uma duração total de tratamento inferior a 8 semanas não foi suficiente para obter ganhos consistentes de força isométrica (Palmiere *et al.*, 2010 e Bruce-Brand *et al.*, 2012).

Com relação à intensidade de corrente, todos os estudos usaram a maior intensidade tolerada pelo usuário e reportaram a amperagem correspondente a intensidade da corrente (de 70 mA à 120 mA) ou voltagem da corrente (60 V). Dentre os estudos revisados, somente 2 estudos (Talbot *et al.*, 2003; Palmiere *et al.*, 2010) reportaram o nível de força evocada pela EEN com respeito a contração voluntária máxima (CVM), ou seja, como uma fração da CVM. O estudo de Talbot *et al.* (2003) foi pioneiro em mostrar que intensidades de estimulação de 40% da CVM é efetiva para gerar de aumentos força máxima isométrica em torno de 9% após 12 semanas de treinamento realizado no mínimo 3 vezes por semana.

Importante constatar que uma variedade de tipos de correntes, frequência e duração de pulsos foi observada nos estudos revisados. Com exceção de um estudo que preferiu usar correntes alternadas (Palmiere *et al.*, 2010), todos os estudos utilizaram correntes pulsadas, com uma clara preferência para forma de onda quadrática ou retangular no modo simétrico. A faixa de frequência de pulso escolhida foi entre 50 a 100Hz (Talbot *et al.*, 2003; Rosemffet *et al.*, 2004; Cheing & Hui-Chan, 2008; Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013) quando correntes pulsadas foram usadas ou frequência média portadora de 2500Hz, modulada em pacotes de 50Hz, quando corrente alternada foi usada (Palmiere *et al.*, 2010). Ampla faixa de durações de pulso (entre 100 até 400 μ s) foi utilizada entre os estudos, com uma aparente preferência por durações de pulso entre 200 e 400 μ s. Infelizmente a alta heterogeneidade de protocolos e parâmetros usados, tão bem como falta de informação sobre o nível de força evocado, seriamente limitam a interpretação desses resultados.

DISCUSSÃO

Força muscular

A classificação dos níveis de evidências mostrou moderada evidência científica a favor do uso da EEN sozinha ou combinada com outros recursos terapêuticos para o aumento da força isométrica do quadríceps em idosos com OA de joelho. No entanto, existe limitada evidência científica de que a EEN é mais efetiva de que outra intervenção para o aumento da força isométrica (Tabela 1). Similarmente, existe um limitado número de evidências científicas de que a EEN sozinha ou como uma terapia adjunta é eficaz para o aumento da força isocinética e

insuficiente número de evidências de que a EEN é efetiva no aumento da força isotônica.

Em geral, a evidência observada nessa revisão sistemática não foi suficientemente robusta para determinar a efetividade da EEN em comparação com outras intervenções sobre o ganho de força muscular em idosos com OA. Alguma evidência aceitável com relação aos efeitos da EEN sozinha ou combinada com outro tipo de intervenção foi identificada e sugere que a força muscular pode aumentar em níveis similares do que outros métodos de intervenção. No entanto, esse efeito foi até hoje observado somente em uma única posição angular. Devido a tais limitações, é difícil de julgar o significado clínico dos efeitos a favor do uso da EEN na população investigada. Os estudos deveriam, por exemplo, avaliar a força muscular em diferentes ângulos musculares por toda a faixa de movimento, uma vez que a força é dependente do comprimento muscular (Gordon, Huxley & Julian, 1966; Maganaris *et al.*, 2001; Narici *et al.*, 2003). Além disso, considerando o impacto que diferentes velocidades de encurtamento muscular possuem sobre a capacidade de produção de força muscular, a medida da força também deveria ser realizada em diferentes velocidades angulares (Hill, 1938; Abbott & Wilkie 1953; Blazevich, 2006; Blazevich *et al.*, 2007b). Essas avaliações permitiriam uma avaliação clínica e funcional mais relevante dos efeitos da EEN sobre a força.

A literatura já mostrou evidência científica de que a fraqueza do quadríceps precede e pode ser de importância patogênica no desenvolvimento da dor e disfunção (Slemenda *et al.*, 1998). Em adição, sabe-se que a fraqueza muscular do quadríceps tem uma importância ímpar sobre as atividades funcionais (Steffen, Hacker & Mollinger, 2002), causando dependência e aumento da morbidade da OA em idosos. A hipótese de que pessoas idosas com OA de joelho que não podem se

engajar em programa de exercícios físicos devido à condição de saúde (tais como dor e rigidez) podem obter os benefícios do tratamento com EEN parece ser verdadeira, uma vez que um reduzido número de estudos revisados apontaram para evidências moderadas de que a EEN incrementa a força muscular. Assim, nós recomendamos que EEN seja utilizada como uma estratégia inicial de tratamento e/ou por um curto período de tempo em uma situação específica onde as condições do paciente limitam a sua habilidade de participar sistematicamente de outra intervenção que seja capaz de aumentar a força muscular, como em programas de exercícios voluntários.

Considerando que existe uma ausência injustificada de falta de informações sobre o uso da EEN para o fortalecimento de idosos com OA, mais estudos deveriam ser realizados com intuito de avaliar os efeitos da EEN sobre a força muscular. Como sugestão, um desenho experimental deveria ser conduzido para examinar a força durante a faixa total de movimento e outros parâmetros neurais e morfológicos, tais como arquitetura muscular e ativação muscular, deveriam ser incluídos (Strokes & Young, 1984; Suter, 1998; Suter & Herzog, 2001). Além disso, a heterogeneidade dos dados claramente demonstra a necessidade de desenvolvimento de estudos com melhor qualidade metodológica que possam aumentar os níveis de evidência científica e permitir uma melhor comparação entre os resultados para análise mais robusta do real efeito da EEN no fortalecimento muscular.

Protocolo e parâmetros de EEN

Considerando as limitações do presente estudo relacionadas à heterogeneidade de protocolos e parâmetros de EEN usados, foi possível identificar que o uso de altas frequências (frequência média portadora de 2500Hz/50Hz ou trens de pulsos de 50 à 100Hz) foram as preferidas nos estudos que reportaram resultados positivos no aumento de força muscular do quadríceps (Tabela 1). Essa faixa de frequência parece estar dentro da faixa fisiológica recomendada pelos livros textos da área (Starkey, 2004, Robinson & Snyder-Mackler, 2010) e por estudos de revisão (Selkowitz, 1985; Paillard, 2008; Maffiuletti, 2010). Uma das explicações para a aparente eficácia das altas frequências no aumento de força é que, devido à somação temporal, frequências de pulso de aproximadamente 50 Hz são necessárias para que se possa atingir o ponto de fusão crítica e produzir uma contração tetânica, de modo que uma frequência de 60 Hz é normalmente indicada para EEN. Como a impedância dos tecidos é influenciada de modo inverso pela frequência de pulso, as frequências mais altas fazem com que a resistência para a passagem do estímulo seja menor e assim um maior fluxo de corrente chegue aos tecidos (Kitchen e Basin, 1996; Behrens & Michlovitz, 2006). Além disso, há dados de que, conforme a frequência de pulso aumenta, a taxa de disparo de unidades motoras aumenta também e a sobreposição de abalos acarreta uma forte contração muscular (Behrens e Michlovitz, 2006). Entretanto, é preciso lembrar que, durante uma contração muscular induzida eletricamente, o recrutamento de unidades motoras é espacialmente fixo e resulta em queda de força caso qualquer fibra ativada durante o protocolo torne-se fadigada. Diferente da contração voluntária, a fadiga que ocorre durante uma contração induzida artificialmente é associada com a incapacidade de alterar o recrutamento motor e a modulação da frequência de disparo,

e não devido ao recrutamento preferencial de fibras musculares tipo II (Bickel *et al.*, 2011, Bergquist *et al.*, 2011). Assim, recomenda-se que a escolha de frequências mais altas de estimulação deve ser acompanhada de taxas adequadas de tempo de estimulação e repouso, uma vez que esse parâmetro tem importante papel de compensar a fadiga (Behrens & Michlovitz, 2006).

Estudos de alta qualidade e que apresentaram aumento na força isométrica com uso de EEN usaram, além de altas frequências de EEN, pulsos elétricos com duração 200 a 400 μ s. Pulsos com duração de 300 a 500 μ s são indicados para recrutar fibras nervosas motoras com requerimento de menores amplitudes e uma reduzida sensação de desconforto e dor (Gorgey & Dudley, 2008). Segundo Hortobágyi & Maffiulette (2011), a duração de pulso e a intensidade de estímulo definem a excitabilidade do tecido, sendo que quanto maior a duração de pulso (com intensidades suficientes), as fibras musculares são despolarizadas e geram contração muscular (Starkey, 2006). Assim, pulsos de longa duração apresentam um impacto no desempenho do treinamento com EEN, causando maior produção de força muscular com uso de menor intensidade de corrente. Entretanto, longas durações de pulso podem fazer com que as fibras nervosas associadas à nociceptores despolarizem precocemente e a produção de força caia drasticamente devido ao desconforto e dor (Robinson & Snyder-Mackler, 2010). Assim, dependendo do tipo de paciente, ajustes na duração de pulso serão necessárias e podem definir a aderência ao treinamento.

Foi observado que intensidades máximas toleradas pelos sujeitos ou correspondente a 40% da CVM foi consistente entre a maioria dos estudos que obteve resultados positivos no aumento da força após a intervenção com EEN. O uso de alta intensidade de estimulação elétrica quando a meta do treinamento é a

produção de força tem sido recomendado, sendo que uma significativa correlação linear entre intensidade de treinamento e torque muscular do quadríceps foi estabelecida por Snyder-Mackler *et al.* (1994). Trabalhos anteriores com uso de imagem de ressonância magnética mapearam o padrão de ativação depois de séries repetidas com EEN e confirmaram que a intensidade da corrente é proporcional ao número de unidades motoras ativadas e, conseqüentemente, a força externa medida (Adams *et al.*, 1993). Além disso, embora haja um consenso de que a EEN ativa nervos superficiais e, portanto, não pode recrutar fibras profundas dentro de músculos grandes, o mesmo estudo citado concluiu que contração evocada artificialmente pode, mesmo em baixos níveis de força, ativar fibras profundas dentro dos compartimentos musculares, uma vez que os nervos periféricos podem aparentemente se espalhar por todo o músculo (Bickel *et al.*, 2011). Está estabelecido que a intensidade é o fator mais importante para maximizar o número de unidades motoras sendo recrutado com uso de EEN (Robinson & Snyder-Mackler, 2010; Bickel *et al.*, 2011, Hortobágyi & Maffiulete, 2011).

Ainda que seja difícil determinar os parâmetros ótimos de estimulação na aplicação de EEN, até o momento os estudos revisados em idosos com OA de joelho indicam que o uso de contrações tetânicas submáximas induzidas por correntes alternadas ou pulsadas com uma longa duração de pulso, intensidades de estímulo igual ou acima 40% da CVM e frequências iguais ou acima de 50 Hz são promissoras para o aumento de força em períodos entre 4 e 12 semanas de intervenção. Além disso, os programas de EEN deveriam incluir parâmetros designados a produzir gradual aumento na força muscular (frequência, duração, mudanças na intensidade, mudanças no tempo de intervalo entre as contrações, mudanças entre o número de sessões) similar aquele usado com exercícios

regulares com o intuito de promover maiores ganhos de força. Fundamentalmente, além de aumentos progressivos na intensidade de EEN próximos a 40% da CVM, os protocolos de EEN devem proporcionar variações no volume de treinamento, uma vez que há um limite para o aumento na intensidade devido ao desconforto e dor próprios do uso de altas correntes ou voltagens de estimulação elétrica.

Limitações do presente estudo

Uma limitação desta revisão é as diferentes metodologias usadas pelos estudos revisados (Tabela 1), com destaque aos diferentes protocolos de avaliação de força muscular e os parâmetros de EEN utilizados pelos diferentes estudos. Devido à falta de comparabilidade entre os estudos, uma análise qualitativa usando a classificação dos níveis de evidência proposta na literatura foi usada.

Apesar da possibilidade desta abordagem receber críticas por ter tido como base um critério subjetivo, parece que seu uso encontra justificativa quando o agrupamento estatístico não é apropriado. Devido ao limitado número de estudos de alta qualidade, alta heterogeneidade entre os desfechos e pobre descrição dos parâmetros de EEN em alguns estudos, a aplicabilidade dos achados desta revisão são de fato limitadas. Esta revisão deveria ser vista como uma análise crítica da evidência científica sobre o uso da EEN para o fortalecimento muscular em idosos com OA de joelho e assim destaca a necessidade do desenvolvimento de ensaios clínicos melhor delineados e que possam ampliar o conhecimento sobre o real efeito de intervenções com EEN sobre a força muscular e outras variáveis associadas (parâmetros neurais e morfológicos) em pacientes com OA de joelho.

CONCLUSÃO

A análise da evidência científica revelou que existe moderada evidência científica a favor no uso da EEN sozinha ou combinada com outra intervenção para o fortalecimento isométrico do quadríceps em idosos com OA de joelho. No entanto, existe limitada evidência a favor ou contra o uso da EEN como terapia adjunta para força isocinética em diferentes velocidades. Insuficiente evidência foi encontrada com relação aos efeitos da EEN sobre outras categorias de força, tais como força isotônica.

Dada a importância funcional do fortalecimento do quadríceps para idosos com OA de joelho, estudos futuros com melhor qualidade metodológica devem ser realizados com objetivo de investigar o efeito dos protocolos e parâmetros de EEN sobre o fortalecimento muscular. Para um entendimento mais amplo sobre o efeito da EEN sobre o tratamento da OA, variáveis neurais e morfológicas também devem ser incluídas em análises futuras.

CAPITULO II

Adaptações neuromusculares e funcionais à estimulação elétrica neuromuscular (EEN) e a laserterapia de baixa potência (LBP) em idosos com osteoartrite de joelho

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi determinar as adaptações neuromusculares e funcionais do quadríceps de idosos com OA de joelho em resposta a três tipos de intervenção (somente estimulação elétrica neuromuscular = EEN, somente laserterapia de baixa potência = LBP e estimulação elétrica neuromuscular em combinação com laser de baixa potência = EEN+LBP). Quarenta e cinco idosos com OA de joelho foram submetidas a um período controle de quatro semanas sem intervenção seguido por um período de oito semanas de intervenção com EEN, ou com LBP ou com EEN+LBP. A randomização foi realizada por sorteio com auxílio de envelopes fechados. Avaliações sigilosa de parâmetros neurais, morfológicos e funcionais foram realizadas antes e após o período controle, assim como após oito semanas de intervenção. Os parâmetros morfológicos obtidos por meio de ultrassonografia foram o somatório da espessura muscular (ΣEM) dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) e a área de secção transversa anatômica (ASTA) do RF ($ASTA_{RF}$). Os parâmetros neurais obtidos por meio de eletromiografia (EMG) de superfície foram o somatório do valor RMS (*room mean square*) dos músculos RF, VL e VM (ΣRMS). A funcionalidade foi avaliada por meio do teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) realizado em dinamometro isocinético (pico de torque dos extensores de joelho) e por meio dos escores de dor, rigidez e função obtidos pelo questionário *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index* (WOMAC). Para verificar os efeitos das intervenções sobre as variáveis dependentes, ANCOVA no modelo misto para medidas repetidas no tempo usando os valores basais como covariante seguido por múltiplos *post hoc* de Bonferroni foi usada ($\alpha=0,05$). Elevados índices de coeficiente de correlação intraclassa foram observadas antes e depois do período controle para todos os parâmetros testados, indicando níveis adequados de reprodutibilidade para medidas. Após oito semanas de intervenção, os grupos EEN, LBP e EEN+LBP apresentaram aumentos no torque (7%-5%-8%), na ativação neural (22%-7%-20%) e melhorias nos domínios de dor (49%-52%-51%), rigidez (53%-53%-46%), e função (26%-49%-53%) avaliados pelo WOMAC. Entretanto, somente os grupos EEN e EEN+LBP apresentaram aumentos significativos nos parâmetros de massa muscular dos extensores de joelho (ΣEM : 25%-23% e $ASTA_{RF}$: 35%-35%). Os achados indicam que: (1) oito semanas de tratamento com EEN sozinha ou em combinação com LBP provocou adaptações nos parâmetros neuromusculares e funcionais dos extensores de joelho; (2) os incrementos no torque muscular não acompanharam os aumentos neurais e morfológicos promovidos pela EEN e EEN+LBP; (3) A LBP sozinha promoveu melhorias na funcionalidade e na ativação neural, mas não potencializou os efeitos do tratamento com EEN em nenhuma outra variável testada.

INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA) de joelho é o tipo mais prevalente de osteoartrite (Andrianakos *et al.*, 2003, Lawrence *et al.*, 2008) e sua prevalência está aumentando paralelamente com o aumento da expectativa de vida na população mundial (Felson *et al.*, 2000; Lawrence *et al.*, 2008). Dentre os sintomas clínicos da OA de joelho, tais como dor, rigidez matinal e redução da amplitude de movimento; a fraqueza muscular do quadríceps tem sido considerada um fator de risco primário da doença (Slemenda *et al.*, 1997; Hurley *et al.*, 1999; Petterson *et al.*, 2008). Além disso, a fraqueza muscular na OA de joelho tem sido relacionada com a perda de massa muscular (O'Reilly *et al.*, 1998; Slemenda *et al.*, 1997, 1998; Lewek, Rudolph & Snyder-Mackler, 2004) e/ou com uma redução da capacidade de recrutamento das unidades motoras dos músculos extensores de joelho (Slemenda *et al.*, 1997, 1998, Lewek, Rudolph & Snyder-Mackler, 2004).

Apesar da cronologia das adaptações na força muscular decorrentes da OA não estar totalmente compreendida, há evidências de que a perda de força do quadríceps pode variar em diferentes estágios da doença e ser um indicativo da progressão do processo degenerativo (Lewek, Rudolph & Snyder-Mackler, 2004; Petterson *et al.*, 2008). Do ponto de vista funcional, a força muscular dos extensores de joelho pode ser considerada um fator preditor da independência e funcionalidade do idoso. Há dados, por exemplo, de que a perda de força muscular dos extensores de joelho relaciona-se com a diminuição da propriocepção e da absorção do impacto durante a fase de apoio da marcha (Hurley *et al.*, 1997; Mikesky, Meyer & Thompson, 2000; Lewek, Rudolph & Snyder-Mackler, 2004). Além disso, sabe-se que a própria dor e o processo inflamatório podem acelerar o processo degenerativo

por meio da redução da ativação neural (Slemenda *et al.*, 1997,1998; Hunter, 1999; Chikanza & Fernandes, 2000; Bjordal *et al.*, 2003) e com isso levar o paciente a um ciclo vicioso de dor-fraqueza-dor.

Com intuito de quebrar o ciclo vicioso da doença e restaurar a funcionalidade do sistema muscular, a principal meta do tratamento da OA de joelho deve ser o controle da dor e do processo inflamatório (Hochberg *et al.*, 2012) juntamente com a restauração da força muscular (Slemenda *et al.*, 1997, 1998). Dentre os recursos terapêuticos disponíveis, a laserterapia de baixa potência (LBP) tem sido indicada para o tratamento da OA para fins de analgesia (Bjordal *et al.*, 2003; Gur *et al.*, 2003), redução da inflamação na cápsula articular (Bjordal *et al.*, 2003, Bjordal *et al.*, 2007) e diminuição da degeneração da cartilagem (Herman & Khosla, 1988; Reed *et al.* 1994). Estudos com animais mostraram que a LBP já se mostrou efetiva no estímulo da angiogênese (da Rosa *et al.*, 2012) e da síntese cartilaginosa de proteoglicanos e colágeno (Herman & Khosla, 1988; Reed *et al.*, 1994). Ensaio clínicos randomizados mostraram que, em doses adequadas, a LBP foi efetiva na redução da dor (Gur *et al.*, 2003, Alfredo *et al.*, 2011), no aumento da amplitude de movimento e na redução do processo inflamatório em idosos com OA de joelho (Hegedus *et al.*, 2009).

Apesar dos resultados promissores da LBP sobre o quadro inflamatório e o processo degenerativo na cartilagem, a fraqueza muscular também necessita ser combatida para evitar a progressão da OA. Um problema que o terapeuta enfrenta durante a prescrição de programas de exercícios voluntários usados para fins de fortalecimento é a dificuldade do paciente com OA em atingir níveis de força (> 60% da contração voluntária máxima - CVM) suficientes para promover mudanças no sistema muscular (Deschenes & Kramer, 2002; Folland & Williams, 2006). Nessa

direção, a estimulação elétrica neuromuscular (EEN) tem se mostrado sistematicamente efetiva no aumento de força muscular durante o tratamento da OA de joelho em idosos (Bax *et al.*, 2005; Melo *et al.*, 2013). Uma das vantagens do uso da EEN nessa população é que, devido ao recrutamento não seletivo ou “desordenado” de unidades motoras, mesmo em intensidades relativamente baixas, unidades motoras do tipo II, em adição a unidades motoras tipo I, podem ser recrutadas por meio da EEN (Trimble & Enoka, 1991; Adams *et al.*, 1993; Binder-Macleod, Halden & Jungles, 1995; Maffiuletti, 2010). Apesar disso, adaptações neurais por meio da eletromiografia de superfície (EMG) semelhantes ao treinamento voluntário foram mostradas com uso de EEN somente em sujeitos saudáveis (Maffiuletti, Pensini & Martin, 2002; Gondin *et al.*, 2005). Além disso, um número pequeno de evidências científicas foi encontrado com relação aos efeitos da EEN sobre parâmetros de massa muscular (área de secção transversa anatômica ou espessura muscular) em idosos com OA (Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013).

Diante do potencial efeito anti-inflamatório e analgésico da LBP e dos efeitos promissores da EEN sobre o sistema neuromuscular, o objetivo desse estudo foi determinar os efeitos da LBP associados à EEN para o tratamento de pacientes com OA de joelho. Para isso, o presente estudo quantificou os possíveis efeitos de três tipos de intervenção (somente EEN, somente LBP e EEN em combinação com LBP) sobre parâmetros funcionais (força, dor, rigidez e função), parâmetros morfológicos (somatório da espessura muscular e área de secção transversa fisiológica) e neurais (somatório da atividade elétrica dos extensores de joelho) em idosos com OA de joelho. Os parâmetros neurais foram investigados por meio da EMG e os parâmetros musculares por meio da ultrassonografia. Nós hipotetizamos que: 1) tanto a

intervenção com somente EEN ou somente LBP traria incrementos na funcionalidade e na ativação neural, 2) somente os grupos com EEN apresentariam alterações mensuráveis nos parâmetros neurais e morfológicos, 3) a adição da LBP ao tratamento com EEN traria incrementos adicionais nos parâmetros neurais, morfológicos e funcionais devido ao alívio do dor e a redução do processo inflamatório.

MATERIAIS E MÉTODOS

Desenho Experimental

Um ensaio clínico randomizado e cegado para os avaliadores foi conduzido de acordo com as disposições legais da resolução 466 do Conselho Nacional de Saúde que aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos. O projeto foi previamente aprovado no Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) (Parecer nº 20160) e foi realizado inteiramente no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (ESEF) da UFRGS. Para verificar os efeitos de diferentes intervenções sobre parâmetros neuromusculares e funcionais, os participantes do presente estudo foram submetidos a testes idênticos em três momentos distintos ao longo de um período de 12 semanas. Inicialmente, um período controle de quatro semanas foi adotado entre a primeira avaliação (Pré-Controle) a segunda avaliação (Pré-Intervenção) (Figura 1). No período controle nenhuma intervenção foi realizada e os sujeitos foram orientados a manter sua rotina habitual de atividades de vida diária. Após a segunda avaliação, os sujeitos foram submetidos a um período de oito semanas de intervenção, seguido pela terceira e última avaliação (Pós-Intervenção)

(Figura 1).

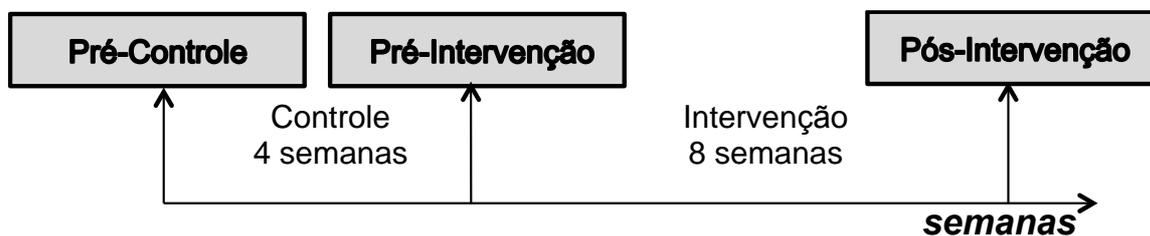


Figura 1. Linha do tempo ilustrando o desenho experimental do estudo.

Participantes

Idosos do sexo feminino com OA sintomática de joelho foram recrutados a partir de anúncios publicados em veículos de divulgação (Caderno Vida e Saúde – Zero Hora e Correio do Povo). Cento e noventa e três possíveis participantes foram inicialmente filtrados segundo os critérios de elegibilidade via entrevista telefônica (Figura 2), de modo que somente os participantes potencialmente elegíveis foram convidados a comparecer no laboratório para confirmação da elegibilidade e assinatura do termo de consentimento livre esclarecido.

Para participar do estudo, todos os sujeitos deveriam ter evidência radiológica de OA de joelho classificada como grau 2 ou 3 segundo os critérios postostos por Lawrence (1963) por um especialista na área de Traumatologia-Ortopedia. Os critérios de exclusão foram: IMC $\geq 40\text{Kg/cm}^2$; diagnóstico de OA no quadril, tornozelo ou dedos do pé; uso de muletas ou andadores; participação em programa de exercício de força; tratamento fisioterápico para OA de joelho nos últimos 6 meses; desordens neurológicas ou cognitivas; artrite-reumática; implantes eletrônicos; ter realizado ou estar na eminência de realizar cirurgia (dentro de 3 meses); ou apresentar alguma doença cardiorrespiratória, neuromuscular ou

metabólica que representasse uma contraindicação absoluta ou relativa à realização de testes de força máxima.

A randomização e a alocação foram cegas e conduzidas por um dos integrantes da equipe de pesquisadores do estudo sem acesso a informações sobre as avaliações ou intervenções. Após a aplicação dos critérios de inclusão, quarenta e cinco participantes foram randomizados em blocos por sorteio com auxílio de envelopes lacrados e alocados de modo sigiloso para: 1) tratamento por meio de somente estimulação elétrica neuromuscular (grupo EEN), 2) tratamento por meio de somente laserterapia de baixa potência (grupo LBP), ou 3) tratamento com uso combinado de estimulação elétrica neuromuscular e laserterapia de baixa potência (grupo EEN+LBP) (Figura 2). Todos participantes do estudo receberam tratamento e tiveram seus resultados incluídos na etapa de análise de dados, de modo que se pode confirmar que o presente estudo teve a intenção de tratar todos os participantes. Considerando a variável torque como a variável primária do estudo e estimando uma diferença mínima igual ao desvio padrão de 30Nm, com um $\alpha=0,05$, um tamanho amostral de 12 sujeitos por grupo atingiu um poder calculado de 0.80 (WinPepi 1.45 for Windows).

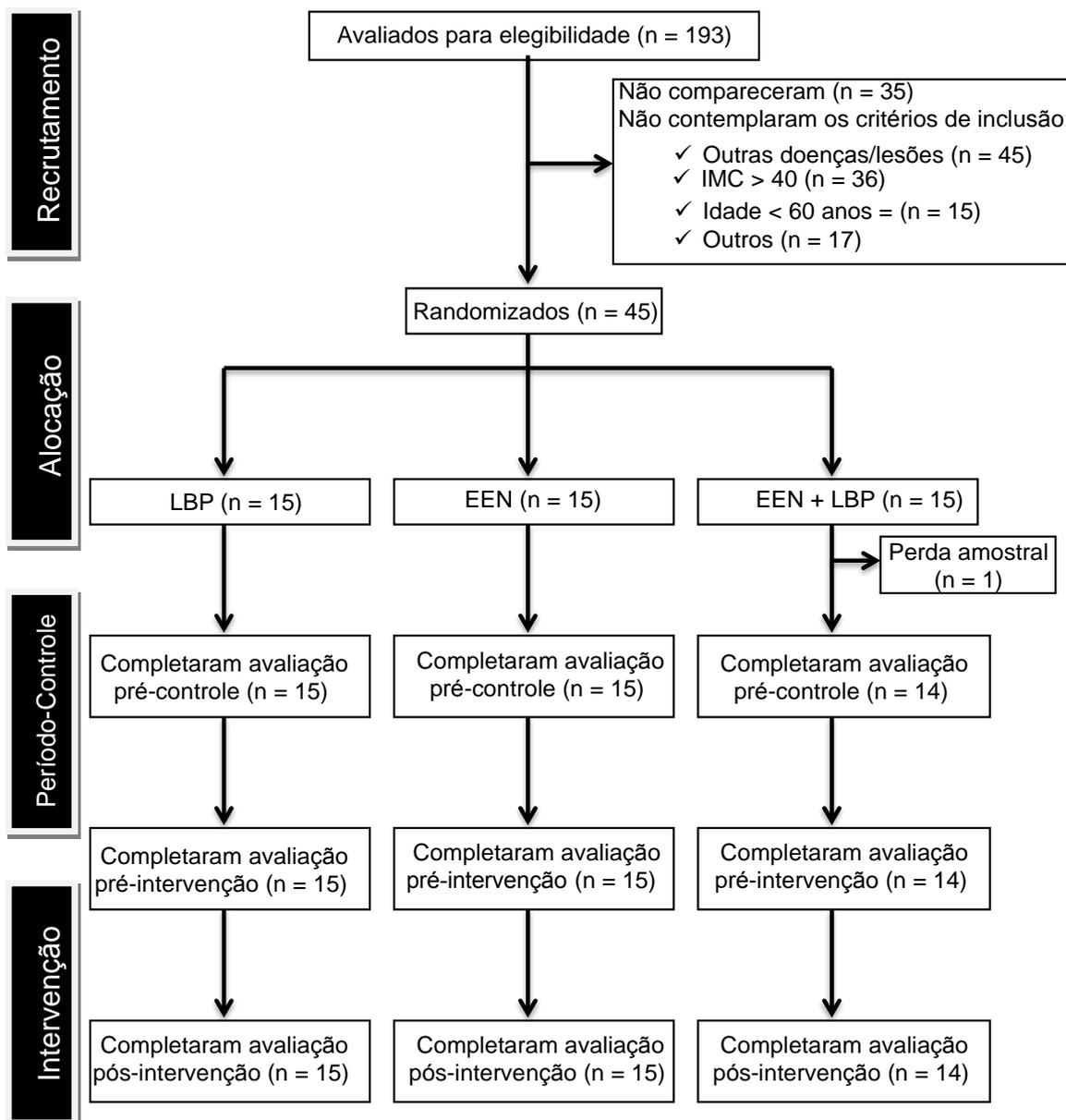


Figura 2. Fluxo de participantes do estudo.

Avaliação da funcionalidade

Torque extensor do joelho

Torque máximo extensor do joelho foi obtido em um dinamômetro isocinético (Biodex System 3; Biodex Medical Systems, EUA). Participantes foram posicionados no dinamômetro com o quadril flexionado a 85 graus, tronco e membro avaliado

presos na cadeira por meio de faixas de velcro e braços cruzados a frente do tronco. O côndilo do fêmur do membro avaliado foi alinhado com o eixo do dinamômetro. Depois de uma sessão de aquecimento e familiarização, cada sujeito realizou 3 contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) com o joelho fixado no mesmo ângulo usado durante a aplicação da EEN, ou seja, a 90° de flexão de joelho (0° = máxima extensão de joelho). A avaliação do torque foi realizada por um único investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais

Cada contração durou 5 segundos e 2 minutos de intervalo foi observado entre as contrações consecutivas. Valores de pico de torque foram registrados a cada contração. Caso o valor de torque obtido apresentasse uma variação de 10% entre as tentativas, uma contração adicional era realizada até que um máximo de cinco contrações fosse realizado. O maior valor de pico de torque obtido entre as contrações realizadas foi usado nas análises.

Questionário WOMAC

Antes e depois do período de intervenção, os níveis de dor, rigidez e função dos participantes foram classificados através de uma escala de cinco opções (0 = nenhuma e 4 = extrema) por meio da versão Likert do questionário *Western Ontario and McMaster Universities* (WOMAC). Um investigador sem acesso às informações sobre os grupos experimentais conduziu a aplicação dos questionários. A reprodutibilidade do WOMAC para avaliação da funcionalidade em pacientes com OA já foi demonstrada na literatura (Bellamy, 1988).

Avaliação neural do quadríceps

A atividade elétrica dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) foi registrada durante as CVMIs realizadas no dinamômetro isocinético por meio de um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais AMT-8 (Bortec Biomedical Ltd., Canadá) conectado a um sistema de aquisição de dados Windaq (Dataq Instruments Inc., EUA) dotado de um conversor analógico digital DI-720 de 16 bits de resolução. A frequência de amostragem foi de 2000 Hz por canal e o modo de rejeição comum acima de 100dB.

Para captura do sinal EMG, todos os procedimentos recomendados pela Sociedade Internacional de Eletromiografia (Merletti, 1999) foram atendidos, tais como limpeza e abrasão da pele, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a $5K\Omega$) da pele. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a face ântero-medial da tíbia. Pares de eletrodos na configuração bipolar equidistantes 2 cm (Kendall – Meditrace - 100, Canadá; Ag/AgCl; 2,2 cm de diâmetro; com adesivo para fixação) foram posicionados paralelamente às fibras musculares e sobre o ventre muscular do RF (50% da linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda superior da patela), VL (2/3 da linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda superior da patela) e VM (80% da linha entre a espinha íliaca ântero-superior e o espaço articular em frente à borda anterior do ligamento medial) (SENIAM, 2012).

Para fins de comparação antes e depois do tratamento, mapas contendo os pontos anatômicos de referência (borda superior da patela), marcas da pele dos sujeitos (tais como manchas, pintas ou cicatrizes) e os locais específicos de posicionamento dos eletrodos foram produzidos em folha de acetato. Após a coleta, o sinal EMG foi submetido a procedimentos de filtragem digital e processamento

de dados com auxílio do software SAD32, version 2.61.07mp. Inicialmente, um filtro passa-banda do tipo Butterworth com uma frequência de corte de 20 e 500 Hz foi aplicado no sinal bruto. Após, a raiz quadrada da média ao quadrado (*room mean square*: valor RMS) foi calculada usando um janelamento móvel do tipo Hamming com tamanho de janelas de 3s. O maior valor de pico de RMS da maior das contrações realizadas de cada músculo foi registrado.

Com intuito de representar a adaptação neural de uma grande porção do músculo quadríceps femoral (Higbie *et al.*, 1996; Baroni *et al.*, 2013a), o somatório dos valores RMS dos músculos RF, VL e VM (Σ EMG) foi utilizado na análise estatística.

Avaliação muscular do quadríceps

Para determinação das alterações musculares no quadríceps decorrentes dos tratamentos foram utilizados um sistema de ultrassonografia Aloka SSD-4000 (ALOKA Inc., Tokyo, Japão) e uma sonda de arranjo linear de 60 mm (7,5 MHz) da mesma marca e origem. Nesse estudo, a área de secção transversa anatômica do músculo RF ($ASTA_{RF}$) (Mentis *et al.*, 2010; Baroni *et al.*, 2013b) e o somatório dos valores de espessura muscular (Σ EM) dos músculos RF, VL e VM (Cadore *et al.*, 2012; Baroni *et al.*, 2013b) foram utilizados para avaliar as adaptações morfológicas dos extensores de joelho às três intervenções.

Os participantes foram orientados a não realizar nenhuma prática corporal vigorosa nas 48 horas prévias aos dias de avaliação e a repousar por 10 minutos antes do começo da avaliação para evitar interveniências extrínsecas sobre a morfologia do quadríceps. A captura das imagens de ultrassonografia foi realizada

com os sujeitos na posição supina com suas pernas totalmente estendidas e seus músculos relaxados (Blazevich *et al.*, 2007a, 2007b; Baroni *et al.*, 2013a; 2013b).

Para coleta da espessura muscular, três imagens foram coletadas com a sonda posicionada longitudinalmente às fibras musculares de cada músculo extensor de joelho. As avaliações dos músculos RF e VL foram feitas com a sonda posicionada no ponto médio entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur. Já as medidas do VM foram realizadas com a sonda posicionada a 25-30% do côndilo lateral do fêmur, respeitando as características anatômicas de cada sujeito. Para captura da área de seção transversa do RF, três imagens transversais ao sentido das fibras musculares do músculo foram coletadas a 50% da distância entre o trocânter maior e côndilo lateral do fêmur. A técnica usada para coleta da $ASTA_{RF}$ por meio da ultrassonografia foi altamente correlacionada com imagem de ressonância magnética (IRM) (Mendis *et al.*, 2010).

A superfície da sonda foi embebida em gel solúvel para promover contato acústico e evitar a deformação dos tecidos em função da pressão exercida pela sonda. Com objetivo de comparar as imagens entre as avaliações, mapas com os pontos anatômicos de referência (borda superior da patela), marcas da pele dos sujeitos (tais como, manchas, pintas e cicatrizes), e locais específicos de posicionamento da sonda sobre cada músculo foram rigorosamente confeccionados em uma folha de acetato (Reeves, Narici & Maganaris, 2004; Blazevich *et al.*, 2007a, 2007b).

Todas as imagens de ultrassonografia foram coletadas e analisadas por um mesmo investigador sem acesso as informações sobre os grupos experimentais por meio do software Image-J (National Institute of Health, EUA). A distância entre as aponeuroses superficial e profunda foi mensurada em cinco pontos ao longo de cada

imagem longitudinal, de modo que o valor médio entre essas cinco medidas foi considerado a espessura muscular da imagem (Figuras 3-B, 3-C e 3-D).



Figura 3. Imagens de ultrassonografia de um sujeito representativo da amostra utilizadas para análise de: [A] área de secção transversa anatômica do RF; [B] espessura muscular do reto femoral (RF); [C] espessura muscular do vasto lateral (VL) e [D] espessura muscular do vasto medial (VM).

O valor médio obtido entre as três imagens ultrassonográficas de cada músculo foi considerado a espessura muscular final do RF, VL e VM,

respectivamente. Um procedimento semelhante foi utilizado na determinação da $ASTA_{RF}$. Cinco medidas da área do RF foram realizadas em cada imagem transversal de ultrassonografia (Figura 3-A) e a média dos valores obtidos entre as três imagens foi considerada a $ASTA_{RF}$ do sujeito.

Protocolo de LBP

Participantes do grupo LBP receberam a aplicação do laser sentados confortavelmente em uma cadeira, duas vezes por semana, com espaçamento mínimo de 48 horas entre as sessões, durante oito semanas. A irradiação a laser foi realizada por meio de um equipamento THOR DD2 Control Unit (THOR®–London, UK) com um emissor individual da mesma marca e procedência composto por um diodo infravermelho de Arseneto de Gálio Alumínio (GaAlAs) ($\lambda = 810$ nm, modo contínuo, potência de saída de 200mW, área do spot de $0,0364$ cm² e densidade de energia de $0,218$ J/cm²). A laserterapia foi aplicada por um mesmo investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais.

O LBP foi aplicado com o emissor mantido estacionário de modo perpendicular em relação à pele com uma leve pressão em 3 pontos localizados ântero-medialmente sobre a linha intercondiliana e outros 3 pontos localizados ântero-lateralmente sobre a linha intercondiliana (Gur *et al.*, 2003; Hegedus *et al.*, 2009) (Figura 4A).

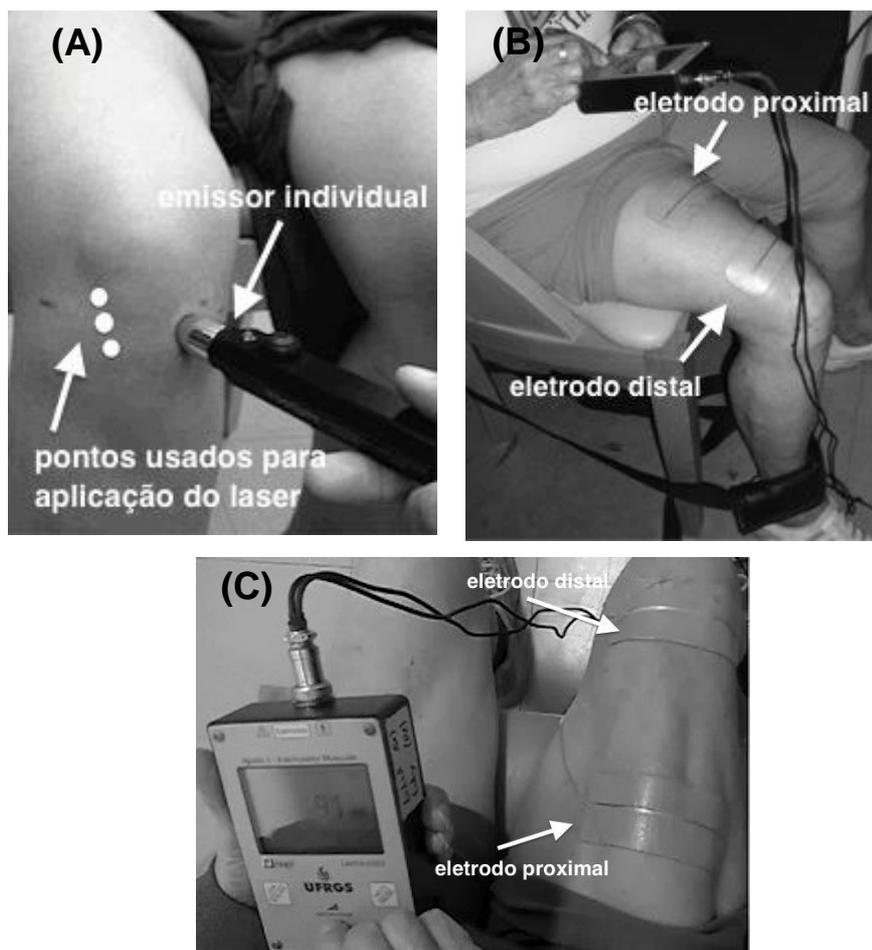


Figura 4. Aplicação das intervenções usadas no estudo. (A) Aplicação da laserterapia com uso do emissor individual. Círculos na cor branca indicam os três locais de aplicação usados no estudo. (B) Participante sentado com uma faixa fixando o membro tratado à cadeira para aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EEN). (C) Posicionamento dos eletrodos e forte contração do quadríceps obtida por meio da EEN.

O programa de LBP foi baseado nas recomendações da *World Association for Laser Therapy* (WALT, 2010) e em estudos que obtiveram resultados positivos no alívio sintomatológico da OA (Gur *et al.*, 2003, Hegedus *et al.*, 2009). Nas primeiras quatro semanas de tratamento, com intuito de otimizar o efeito analgésico (Bjordal *et al.*, 2007) e anti-inflamatório (Bjordal *et al.*, 2003) do LBP, optou-se pela aplicação de 30 segundos de laser por ponto, ou seja, uma dose de 6 J por ponto (total de 36J). Nas quatro semana restantes de tratamento, com enfoque regenerativo sobre a cartilagem (Herman *et al.*, 1988; Reed *et al.*, 1994), utilizou-se uma dosagem de

energia aproximadamente 30% menor, resultando em um tempo de aplicação de 20 segundos por ponto, ou seja, uma dose de 4 J por ponto (total de 24J).

Protocolo de EEN

Participantes do grupo EEN foram submetidos a sessões supervisionadas de EEN com intensidade e volume progressivos, aplicadas duas vezes por semana, com 48 horas de intervalo, durante 8 semanas (Tabela 2). A EEN foi aplicada com um equipamento de estimulação elétrica portátil do tipo voltagem constante, desenvolvido especialmente para realização do estudo. Todas as sessões foram realizadas no mesmo horário, por um mesmo investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais. Os participantes receberam a aplicação da EEN sentados em uma cadeira, com o joelho posicionado em 90° de flexão (0° = extensão completa) e uma faixa fixando o membro inferior tratado à cadeira (Figura 4B).

Tabela 2. Protocolo de intervenção de estimulação elétrica neuromuscular (EEN).

Semana	Tempo da Sessão (min)	Tempo de Contração e de Repouso (s)	Tempo total de contração (s)
1	18	10-50	180
2	20	10-50	200
3	22	10-40	264
4	24	10-40	288
5	26	10-30	390
6	28	10-30	420
7	30	10-20	600
8	32	10-20	640

Uma semana antes de iniciar o tratamento com EEN, os participantes participaram de uma sessão prática para se familiarizarem com parâmetros de estimulação. Para aplicação da EEN, dois eletrodos de estimulação elétrica (5 cm x 13 cm) foram colocados na parte anterior da coxa dos participantes, sendo que um foi posicionado proximalmente sobre o ponto motor do quadríceps e outro, distalmente sobre a porção distal do quadríceps, de modo perpendicular ao eixo longitudinal da coxa (Figura 4C). Para determinação do ponto motor, uma corrente farádica, na frequência de estimulação máxima de 30 Hz e intensidade suficiente para produzir uma contração tetânica, foi aplicada sobre a coxa com auxílio de uma caneta de estimulação elétrica conectada a um equipamento de estimulação (KLD Biosistemas, Brasil).

Conforme sugerido em estudos anteriores para promoção de fortalecimento muscular com mínimo desconforto possível (Vaz *et al.*, 2012), os parâmetros de estimulação elétrica consistiram da aplicação de corrente pulsada simétrica bifásica retangular com frequência de pulso de 80Hz, duração de pulso de 400 μ s e intensidade de estimulação elétrica ajustada pelos próprios sujeitos dentro da máxima tolerada. A intensidade e o volume de tratamento de cada indivíduo foram registrados em todas as sessões pelo equipamento de estimulação e posteriormente armazenados em um computador. Em geral, a máxima corrente permitida pelo estimulador (\approx 127mA) foi atingida na oitava sessão de tratamento. Nesse momento, cada sujeito foi submetido a uma avaliação do torque produzido por meio da EEN no dinamometro isocinético. De posse dos valores do torque máximo evocado artificialmente e do torque máximo voluntário pré-intervenção foi possível identificar a intensidade de EEN relativa ao torque máximo voluntário usada pelos sujeitos

naquele momento. Assim, os participantes atingiram uma intensidade média de 40% da CVMI já na quarta semana de tratamento. Para garantir os princípios de sobrecarga da intervenção com EEN, o incremento do volume de tratamento foi adotado por meio do aumento gradual do tempo total de estimulação e da redução do tempo de repouso (Tabela 2).

Protocolo EEN+LBP

O tratamento de EEN+LBP foi administrado duas vezes por semana, com espaçamento mínimo de 48 horas entre as sessões, durante oito semanas, por um mesmo investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais. Em todas as sessões, os participantes desse grupo receberam o tratamento com LBP antes do tratamento com EEN, utilizando os mesmos parâmetros de tratamento executados com os grupos de EEN isolada e LBP isolada.

Análise Estatística

Nesse estudo, as variáveis dependentes foram os parâmetros neurais (Σ EMG), parâmetros morfológicos (Σ EM e ASTA) e parâmetros de funcionalidade (pico de torque e domínios de dor, rigidez e função avaliados pelo WOMAC). Inicialmente a equivalência das variâncias (Teste de Levene) e a normalidade dos dados (Teste de Shapiro-Wilk) foram verificadas e confirmadas. Teste T para amostras dependentes foi realizado para variáveis dependentes entre os momentos pré-controle e pré-tratamento. Essas mesmas variáveis foram submetidas à avaliação de reprodutibilidade por meio do teste de correlação intraclassa (ICC).

Para determinar os efeitos dos três tipos de intervenções avaliadas, análises de variância (ANCOVA) no modelo misto de dois fatores (grupo X tempo) para dados repetidos no tempo com os valores iniciais como covariante foram conduzidas. Para verificar a aderência do modelo à esfericidade, o teste de Mauchly foi utilizado e o fator de correção de Greenhouse-Geisser foi aplicado quando o pressuposto de esfericidade foi violado.

Efeitos principais e interações significativas foram adicionalmente investigados por meio de múltiplas comparações usando teste de comparações de médias com ajuste de *post hoc* de Bonferroni. Em adição, comparação dos percentuais de variação entre os momentos pré e pós-intervenção (diferença entre os escores obtidos nos momentos pré e pós-intervenção dividido pelo escore do momento pré-intervenção) entre os grupos foi realizada por meio da ANOVA de um fator, seguido pelo *post hoc* de Bonferroni.

O efeito do tamanho do efeito (ME) (diferença entre os escores obtidos nos momentos pré e pós-intervenção dividido pelo desvio padrão do pré-tratamento) foi calculado e interpretado usando a escala proposta por Cohen (1992): trivial efeito (<0,10), pequeno efeito (0,30 – 0,10), moderado efeito (0,50 – 0,30) e grande efeito (acima de 0,50). Significância foi mantida como $\alpha < 0,05$ para todas as análises estatísticas. Resultados apresentados em tabelas e gráficos foram apresentados em média \pm desvio padrão.

RESULTADOS

Não foram encontradas diferenças significativas para os dados demográficos ou clínicos antes do começo do estudo ($p > 0,05$; Tabela 3).

Tabela 3. Características antropométricas e clínicas basais dos grupos experimentais.

	LBP (n=15)	EEN (n=15)	LBP+EEN (n=14)
Idade (anos)	67,7 ± 4,7	69,3 ± 5,5	69,6 ± 4,7
Altura (m)	1,59 ± 0,10	1,52 ± 0,10	1,55 ± 0,05
Massa (Kg)	74,7 ± 11,7	77,5 ± 13,7	70,9 ± 8,9
Comprimento da coxa (cm)	40,9 ± 2,2	39,3 ± 2,5	38,2 ± 2,9
Pressão Sistólica (mmHg)	120,0 ± 13,2	136,4 ± 15,4	129,2 ± 11,0
Pressão Diastólica (mmHg)	77,3 ± 6,8	75,0 ± 19,2	70,8 ± 18,6
IMC (Kg/m ²)	30 ± 5	33 ± 6	29 ± 4
(% de OA grau 2)	46,6	53,4	57,1
(% de OA grau 3)	53,4	46,6	42,9

LBP = laser de baixa potência, EEN = estimulação elétrica neuromuscular.

Funcionalidade

Torque

Elevados índices de reprodutibilidade nos escores de torque foram encontrados entre os momentos pré-controle e pré-intervenção para os três grupos experimentais agrupados (ICC = 0,97; $p < 0,001$). Não houve diferença significativa entre os momentos pré-controle e pré-tratamento para nenhum grupo experimental (EEN: $p = 0,70$; EEN+LBP: $p = 0,70$ e LBP: $p = 0,48$) (Tabela 4).

ANCOVA identificou um efeito principal do tempo sobre o torque ($p = 0,02$), onde todos os grupos experimentais apresentaram aumentos significativos no pico de torque após o período de oito semanas tratamento (Tabela 4). Não foram encontrados efeitos principais do grupo ($p = 0,58$) ou interações significativas entre o tempo e o grupo para o torque ($p = 0,58$).

Tabela 4. Valores absolutos de torque, ativação elétrica e parâmetros de massa muscular nos momentos de avaliações do estudo.

		Pré-Controle	Pré-Intervenção	Pós-Intervenção
Σ RMS (mV)	LBP	0,36±0,17	0,39±0,18	0,42±0,18 ^{*,a}
	EEN	0,35±0,12	0,35±0,12	0,43±0,13 ^{*,a}
	EEN+LBP	0,40±0,11	0,41±0,15	0,50±0,17 ^{*,a}
ASTA _{RF} (cm ²)	LBP	2,18±0,87	2,25±0,94	2,19±0,75 ^a
	EEN	2,84±1,00	2,78±1,00	3,37±1,30 ^{*,b}
	EEN+LBP	2,30±0,74	2,21±0,76	2,99±1,00 ^{*,b}
Σ EM (cm)	LBP	3,71±0,89	3,94±0,87	3,89±0,88 ^a
	EEN	3,89±0,81	3,92±0,70	4,90±0,93 ^{*,b}
	EEN+LBP	3,89±0,82	3,87±0,86	4,75±0,71 ^{*,b}
Torque (Nm)	LBP	97,33±33,07	94,90±28,73	99,52±29,64 ^{*,a}
	EEN	102,76±21,87	102,61±24,23	109,77±22,55 ^{*,a}
	EEN+LBP	88,62±24,11	90,16±24,03	97,05±22,73 ^{*,a}

ASTA_{RF} = área de secção transversa fisiológica, Σ EM = somatório da espessura muscular, Σ RMS = somatório dos valores RMS. * indica diferença significativa entre pré-tratamento e pós-intervenção. Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os grupos pós-intervenção ($p < 0,05$).

Quando os percentuais de mudanças de torque foram comparados entre os grupos, ANOVA de um caminho não identificou diferenças significativas ($p=0,64$) (Figura 5). A magnitude do efeito para mudanças no torque foi trivial ($ME=0,16$) para o grupo LBP e pequena para os grupos EEN ($ME=0,30$) e EEN + LBP ($ME=0,29$).

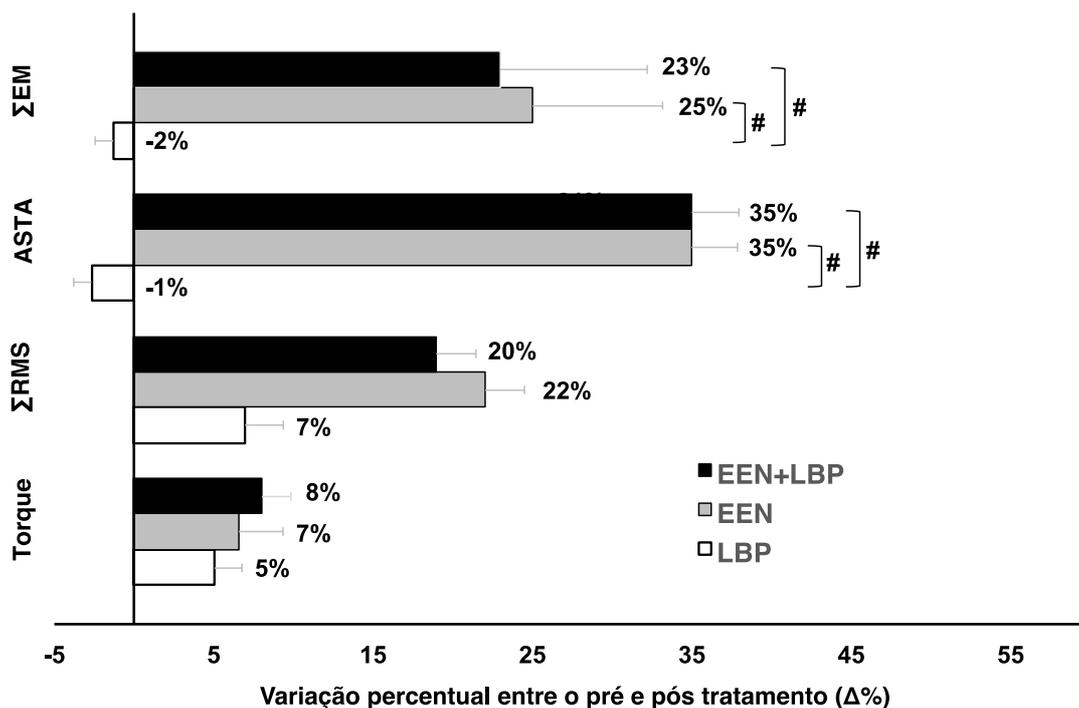


Figura 5. Variação percentual entre os testes pré-intervenção e pós-intervenção obtidas pelos grupos estimulação elétrica neuromuscular (EEN), laserterapia de baixa potência (LBP) e grupo EEN+LBP. $ASTA_{RF}$ = área de secção transversa fisiológica, ΣEM = somatório da espessura muscular, ΣRMS = somatório dos valores RMS. # indica diferença significativa na comparação entre os grupos ($p < 0,05$).

Questionário WOMAC

A estatística revelou um efeito principal do tempo para todos os domínios do questionário WOMAC (dor: $p < 0,001$, rigidez: $p < 0,001$, função: $p < 0,001$). Um grande efeito foi observado no grupo EEN (dor: $ME = 1,5$; rigidez: $ME = 0,85$; função: $ME = 1,49$), grupo EEN+LBP (dor: $ME = 1,5$; rigidez: $ME = 1,0$; função: $ME = 2,2$) e grupo LBP (dor: $ME = 1,5$; rigidez: $ME = 1,27$; função: $ME = 1,0$).

Tabela 5. Escores dos domínios de dor, rigidez articular e função oriundos do questionário WOMAC antes e depois de oito semanas de tratamento com EEN, LBP e EEN+LBP.

	LBP			EEN			EEN+LBP		
	Pré	Pós	$\Delta\%$	Pré	Pós	$\Delta\%$	Pré	Pós	$\Delta\%$
Dor	9,0 \pm 3,2	4,5 \pm [*] 2,7	49	8,5 \pm 3,2	3,7 \pm [*] 1,9	52	8,7 \pm 3,1	3,8 \pm [*] 2,8	51
Rigidez	4,1 \pm 1,8	1,8 \pm [*] \pm 1,5	53	3,9 \pm 2,1	2,1 \pm [*] \pm 1,6	53	3,7 \pm 1,8	1,8 \pm [*] \pm 1,6	46
Função	29,8 \pm 12,1	17,7 \pm [*] \pm 7,4	26	28,7 \pm 10,8	12,7 \pm [*] \pm 4,8	49	31,4 \pm 7,6	14,7 \pm [*] \pm 7,7	53

* indica diferença significativa entre os momentos ($p < 0,01$). $\Delta\%$ = diferença percentual entre os escores obtidos nos momentos pré e pós-intervenção dividido pelo escore do momento pré-intervenção.

Adaptação neural do quadríceps

Moderados índices de reprodutibilidade foram encontrados entre as medidas realizadas nas avaliações pré-controle e pré-tratamento para os três grupos experimentais agrupados ($ICC = 0,80$; $p < 0,001$). Não houve diferença significativa entre os momentos pré-controle e pré-tratamento para nenhum grupo experimental (EEN: $p = 0,18$; LBP: $p = 0,92$ e EEN+LBP: $p = 0,13$). ANCOVA revelou um efeito do tempo sobre o ΣRMS ($p = 0,01$), indicando que todos os grupos apresentaram maiores valores de ativação neural após oito semanas de intervenção (Tabela 4). Quando os valores percentuais de mudanças de ΣRMS foram comparados entre os grupos, ANOVA de um caminho não identificou diferenças significativas ($p = 0,14$) (Figura 5). A magnitude do efeito do tratamento foi trivial para o grupo LBP ($ME = 0,05$) e moderada para os grupos experimentais EEN ($ME = 0,75$) e EEN+LBP ($ME = 0,53$).

Adaptação muscular do quadríceps

Quando os efeitos das intervenções sobre os parâmetros morfológicos foram investigados, elevados índices de reprodutibilidade foram encontrados entre as medidas realizadas nas avaliações pré-controle e pré-tratamento ($ASTA_{RF}$: ICC = 0,94, $p < 0,001$; $\sum EM$: ICC = 0,93; $p < 0,001$). Não foi encontrada diferença significativa entre os momentos pré-controle e pré-tratamento para o grupo EEN ($ASTA_{RF}$: $p = 0,25$; $\sum EM$: $p = 0,85$), nem para o grupo EEN+LBP ($ASTA_{RF}$: $p = 0,68$; $\sum EM$: $p = 0,80$) ou para o grupo LBP ($ASTA_{RF}$: $p = 0,62$; $\sum EM$: $p = 0,60$).

ANCOVA revelou uma interação entre o tempo e o grupo sobre os parâmetros morfológico ($ASTA_{RF}$: $p = 0,001$; $\sum EM$: $p = 0,001$). Teste *post hoc* de Bonferroni indicou que somente os grupos EEN ($ASTA_{RF}$: $p < 0,001$; $\sum EM$: $p = 0,05$) e EEN+LBP ($ASTA_{RF}$: $p = 0,001$; $\sum EM$: $p = 0,03$) aumentaram a massa muscular após oito semanas de intervenção (Tabela 4).

Comparações realizadas entre os grupos no momento pós-intervenção mostraram que os grupos experimentais EEN ($ASTA_{RF}$: $p = 0,001$; $\sum EM$: $p < 0,001$) e EEN+LBP ($ASTA_{RF}$: $p = 0,011$; $\sum EM$: $p < 0,001$) apresentaram maiores incrementos morfológicos do que o grupo LBP (Tabela 4).

ANOVA de um caminho identificou diferenças para o percentual de variação nos parâmetros morfológicos ($p < 0,001$), sendo que o teste de comparação de médias mostrou que os grupos EEN e EEN+LBP apresentaram maiores percentuais de mudanças na massa muscular comparados ao LBP ($p < 0,001$, Figura 5). A magnitude do efeito do tratamento foi trivial para o grupo LBP (0,06) e grande para os grupos experimentais EEN (1,40) e EEN + LBP (1,02).

DISCUSSÃO

Estratégias terapêuticas que possam combater simultaneamente os sintomas clínicos de dor e inflamação, bem como as alterações neuromusculares e funcionais decorrentes da doença podem ser de importância clínica no tratamento da OA de joelho. Este ensaio clínico foi desenhado para determinar os efeitos de três tipos de intervenções (somente EEN, somente LBP e EEN em combinação com LBP) sobre parâmetros neurais, musculares e funcionais dos extensores de joelho de idosos com OA. Os achados do presente estudo apontam que a EEN sozinha ou em combinação com a LBP é capaz de reduzir a fraqueza e a atrofia muscular, aumentar a ativação neural e a funcionalidade de idosos com OA de joelho em um período de oito semanas de tratamento. Além disso, a LBP sozinha é capaz de promover melhoras na funcionalidade e gerar aumentos na ativação elétrica dos extensores de joelho. Contrário à expectativa inicial, o uso da LBP em adição à EEN não foi capaz de potencializar os efeitos da EEN.

O percentual de aumento no torque obtido por meio da EEN está em linha com os achados de outros estudos (Talbot *et al.*, 2004; Cheing & Hui-Chan, 2004; Vaz *et al.*, 2013). Por outro lado, ensaios clínicos recentes falharam em encontrar aumentos significativos no torque dos extensores de joelho após 6 semanas de tratamento com EEN em idosos com OA moderada e severa de joelho (K-L scores) usando intensidades de estimulação próximas de 35% da CVMI (Bruce-Brand *et al.*, 2012) ou após 4 semanas de tratamento com EEN em idosos com OA leve e moderada (K-L scores) com intensidades não superiores a 18mA e portanto consideradas baixas (Palmiere-Smith *et al.*, 2010). Esses resultados contraditórios podem ser explicados a partir de uma aparente relação entre o grau de fraqueza

muscular e a dose de EEN (volume e intensidade), sendo que pessoas com menores índices de fraqueza parecem precisar de uma dose mais alta de EEN para promover mudanças na força muscular. Essa teoria encontra suporte ao analisarmos os resultados dos estudos de Talbot *et al.* (2004) e Vaz *et al.* (2013) que reportaram respectivamente aumentos de cerca de 9 % e 8% em idosos com OA grau 2 e 3 (K-L escores). Talbot *et al.* (2004) usaram aumentos progressivos semanais de intensidade de EEN (10% à 40% da CVMI) por doze semanas, enquanto que Vaz *et al.* (2013) adotaram aumentos progressivos de volume e intensidades de EEN por doze semanas. Nosso estudo adotou um protocolo de EEN com volume progressivo e intensidade igual ou acima de 40% da CVMI e encontrou 7% de aumento de força após oito semanas. Em conjunto, esses dados indicam que, quando objetivo é promover fortalecimento muscular, a duração do tratamento deve ser igual ou superior a oito semanas, e que a intensidade de estimulação deve ser igual ou superior a 40% da CVMI.

Estudos de revisão reportaram que aumentos na força decorrentes da EEN ocorrem por meio de mecanismos neurais sem evidências consistentes de ocorrência de hipertrofia (Maffiulette, 2010; Hortobágyi & Maffiulette, 2011). Contrário a essa afirmação, nós confirmamos os resultados apresentados por estudos mais recentes que mostraram que a EEN sozinha pode gerar incrementos na massa muscular do quadríceps de idosos com OA sintomática de joelho (Bruce-Brand *et al.*, 2012, Vaz *et al.*, 2013). Além disso, o aumento no Σ RMS após o tratamento com EEN pode ser relacionado com o aumento do recrutamento de unidades motoras (Hortobágyi & Maffiulette, 2011) e é um indicativo de que uma adaptação neural ocorreu em nossos pacientes. Similarmente, estudos realizados com sujeitos saudáveis encontraram aumentos na atividade elétrica registrada

durante a CVMI depois de quatro semanas (Maffiuletti *et al.*, 2002) e oito semanas (Gondin *et al.*, 2005) de treinamento com EEN.

A magnitude do efeito dos tratamentos com EEN sobre os parâmetros neuromusculares (ΣEM , $ASTA_{RF}$ e ΣRMS) foi grande e os percentuais de aumento obtidos após tratamento (Figura 5) foram superiores aos recentemente reportados na literatura em idosos com OA (Bruce-Brand *et al.*, 2012; Vaz *et al.*, 2013). Bruce-Brand *et al.* (2012) atingiram aumentos na área de secção transversa avaliada por IRM de 5,4% por meio de corrente pulsada simétrica bifásica, frequência de estimulação de 50Hz, duração de pulso de 100 à 400 μ s e intensidade máxima tolerada pelos sujeitos. Usando parâmetros de estimulação e volume de tratamento idênticos aos nossos, porém sem informar a intensidade de estimulação como um percentual na CVMI, Vaz *et al.* (2013) reportaram aumentos da espessura muscular avaliada por ultrassonografia do músculo vasto lateral de 13% após oito semanas de tratamento com EEN. Acredita-se que a dosagem de EEN (volume e intensidade) usada em nosso estudo seja o fator chave que ajuda a explicar os maiores acréscimos observados na hipertrofia muscular em nossa amostra. Considerando que o volume usado entre o nosso estudo e o de Vaz *et al.* (2013) foi o mesmo, especula-se que uma maior intensidade tenha sido usada em nosso estudo e resultado em uma maior sobrecarga de EEN responsável pela diferença na magnitude das adaptações musculares entre os dois estudos. Esta questão fica em aberto. A partir de nossos achados, nós recomendamos que, se a meta do tratamento é combater a atrofia muscular, uma variação progressiva no volume de EEN deve ser realizada pelo terapeuta.

Melhoras observadas na funcionalidade do idoso por meio do questionário WOMAC confirmam os resultados já reportados por outros estudos, tanto para LBP

isolada (Gur *et al.*, 2003; Hegedous *et al.*; 2009), como para EEN isolada (Talbot *et al.*, 2004; Cheing & Hui-Chan, 2004; Vaz *et al.*, 2013). Para além disso, o presente estudo traz uma aparente novidade: o LBP sozinho gerou discretos aumentos de torque e na ativação elétrica dos extensores de joelho. Considerando o efeito analgésico da LBP amplamente reportado na literatura (Bjordal *et al.*, 2003, Gur *et al.*, 2003; Bjordal *et al.*, 2006, 2007), é possível inferir que o alívio da dor por si só possa ter induzido uma mais completa ativação muscular por meio da redução da informação aferente oriundo dos nociceptores (Gur *et al.*, 2003; Bjordal *et al.*, 2003). Essa observação encontra suporte nos achados de melhora da funcionalidade (Tabela 5) associados aos incrementos na atividade elétrica dos extensores (Tabela 4, Figura 5) observados no presente estudo. Entretanto, uma avaliação mais precisa dos efeitos da LBP sobre a ativação muscular por meio da técnica de interpolação de abalo deve ser realizada em estudos futuros para confirmação desses resultados.

Apesar de que um possível efeito placebo possa ter ocorrido, os resultados sobre os efeitos isolados da LBP são motivadores do ponto de vista clínico, pois trazem indícios de que a LBP pode minimizar o processo degenerativo via redução da inibição muscular simplesmente agindo sobre a dor e a inflamação nos estágios da doença (Slemenda *et al.*, 1997,1998; Henriksen *et al.*, 2009, Park *et al.*, 2013). Nós sugerimos que estudos futuros avaliem os efeitos da LBP sobre a estrutura da cartilagem em sujeitos acometidos pela OA e a correlação desses efeitos com os achados clínicos de aumento da ativação muscular e de funcionalidade dos pacientes.

A hipótese de que o uso do laser associado à EEN poderia gerar efeitos adicionais nos parâmetros neuromusculares e na funcionalidade dos idosos não foi confirmada no presente estudo. É importante salientar que benefícios clínicos

adicionais, não avaliados no presente estudo, podem ter sido obtidos exclusivamente pelos pacientes do grupo ENN+LBP. Além disso, os métodos de coletas usados no presente estudo, embora reprodutíveis e previamente validados para uso em idosos com OA (Stahli *et al.*, 2010), podem não ter tido sensibilidade suficiente para identificar diferenças perceptíveis entre as terapias isoladas *versus* combinada. Recomendamos que mais estudos sejam realizados antes que conclusões precoces sobre a ineficácia do tratamento combinado sejam estabelecidas.

Como limitação, o tamanho da amostra pode ter sido insuficiente para determinar diferenças em todas nossas variáveis, uma vez que o poder observado foi determinado *a priori* com base num grande efeito reportado em estudos que avaliaram os efeitos da EEN sozinha sobre nossa variável primária. Ademais, o fato de que os participantes não foram impedidos de usar qualquer tipo de medicamento analgésico ou anti-inflamatório, pode ter mascarado o real efeito da LBP (Bjordal *et al.*, 2007; Alfredo *et al.*, 2011). Recomendamos que as próximas pesquisas aumentem o tamanho da amostra e efetuem um maior controle sobre o uso de fármacos por parte dos pacientes.

CONCLUSÃO

O uso de protocolo de EEN sozinho ou combinado à LBP gerou adaptações perceptíveis nos parâmetros neuromusculares e na funcionalidade dos extensores de joelho. A LBP promoveu melhoras na funcionalidade e na ativação elétrica dos extensores de joelho, mas não adicionou efeitos sobre o tratamento com EEN em nenhuma variável testada.

CAPITULO III

Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular (EEN) e da laserterapia de baixa potência (LBP) sobre a arquitetura muscular e capacidade funcional de idosos com osteoartrite de joelho.

RESUMO

Este estudo quantificou os efeitos de três tipos de intervenção (somente estimulação elétrica neuromuscular = EEN, somente laserterapia de baixa potência = LBP e estimulação elétrica neuromuscular em combinação com laser de baixa potência = EEN+LBP) sobre parâmetros de arquitetura muscular e capacidade funcional de idosos com osteoartrite (OA) de joelho. Quarenta e cinco idosos com OA sintomática grau 2 ou 3 foram submetidas a um período controle de quatro semanas sem intervenção seguido por um período de oito semanas de intervenção com EEN, com LBP ou com EEN+LBP. A alocação foi feita de forma sigilosa e a randomização em blocos foi realizada por sorteio com auxílio de envelopes lacrados. Imagens de ultrassonografia do músculo vasto lateral (VL) foram coletadas antes e após o período controle, assim como após as oito semanas de intervenção. Os parâmetros de arquitetura avaliados foram a espessura muscular (EM), o ângulo de penação (AP) e o comprimento fascicular. (CF). A capacidade funcional foi avaliada por meio do desempenho no teste de caminhada de 6 minutos (TC6) e no teste *time up and go* (TUG). Para verificar os efeitos das intervenções avaliadas sobre as variáveis dependentes, ANOVA no modelo misto para medidas repetidas no tempo seguido por múltiplos testes de comparação de médias com ajuste de *post hoc* de Bonferroni foram usados ($\alpha=0,05$). Não foram observadas diferenças na arquitetura muscular ou na capacidade funcional após o período controle na comparação intergrupo, indicando níveis satisfatórios de reprodutibilidade. Não foram identificadas diferenças entre os grupos para nenhuma variável testada antes do começo do tratamento, indicando que todos os grupos iniciaram o estudo com as mesmas condições basais. Após a intervenção, somente os grupos EEN e EEN+LBP apresentaram aumentos significativos nos valores absolutos de EM (26-29%) e AP (25-34%). No entanto, nenhum dos grupos apresentou alterações significativas no comprimento de fascículo do músculo avaliado. Além disso, os três grupos apresentaram aumento de desempenho significativo no TC6 (6-11%), mas não no TUG. Esses achados sugerem que: (1) a EEN sozinha ou em combinação com a LBP é capaz de conter os efeitos deletérios da OA sobre a estrutura e capacidade funcional do quadríceps; (2) o aumento da EM muscular em função da EEN se deve ao aumento do AP, mas não do CF; (3) a LBP sozinha é capaz de gerar melhoras no desempenho do teste de caminhada; 4) o uso da LBP em adição à EEN não foi capaz de potencializar os efeitos da EEN sobre estrutura muscular ou sobre a capacidade funcional avaliada por meio de testes funcionais.

INTRODUÇÃO

Osteoartrite (OA) é uma doença crônica degenerativa cuja incidência e prevalência vem aumentando na última década, sobretudo nas mulheres (Lawrence *et al.*, 2008). A OA de joelho é a mais prevalente e promove perda progressiva da cartilagem hialina, mudanças no osso subcondral, redução do espaço articular, esclerose articular, inflamação do líquido sinovial e desenvolvimento de osteófitos (Burch *et al.*, 2007; Hunter & Eckstein, 2009). Além dessas mudanças, o sistema muscular também sofre consequências negativas causadas pela OA. Há evidências de que existem alterações na geometria muscular avaliadas por ultrassonografia nos músculos periarticulares do joelho e do quadril osteoartítico (Suetta *et al.*, 2008; Vaz *et al.*, 2013). Pacientes com OA de joelho apresentam uma redução do ângulo de penação do lado afetado comparado ao membro contralateral saudável (Mairet *et al.*, 2008), da espessura muscular e do comprimento de fascículo comparados a sujeitos assintomáticos (Vaz *et al.*, 2013).

Essas modificações na estrutura muscular apresentam um impacto negativo sobre a funcionalidade do paciente, uma vez que a diminuição no comprimento fascicular está relacionada com a perda da quantidade de sarcômeros em série e reflete na diminuição da velocidade de encurtamento muscular e no comprimento ótimo de produção de força muscular (Fukunaga *et al.*, 1997; Lieber & Friden, 2000). Além disso, diminuições no ângulo de penação e na espessura muscular estão associados com uma redução de sarcômeros em paralelo, o que culmina na diminuição da capacidade máxima de produção da força da fibra muscular (Blazevich, 2006; Suetta *et al.*, 2008). Em conjunto, essas alterações na arquitetura muscular podem levar o idoso à redução do desempenho em habilidades funcionais

simples, como caminhar ou levantar e sentar de uma cadeira (Suetta *et al.*, 2008, Bruce-Brand *et al.*, 2012).

Considerando que parâmetros estruturais influenciam o desempenho da função muscular, a implementação de estratégias terapêuticas que tenham como objetivo promover mudanças na arquitetura muscular pode ser clinicamente relevante quando o objetivo do tratamento é restaurar a funcionalidade prejudicada pela doença. A estimulação elétrica neuromuscular (EEN) tem sido recomendada para o fortalecimento do quadríceps (Selkowitz, 1985; Snyder-Mackler *et al.*, 1995; Bax *et al.*, 2005; Vanderthommem & Duchateau, 2007; Paillard, 2008, Melo *et al.*, 2013), principalmente quando a dor crônica e a rigidez articular impedem o idoso de se engajar em um programa de exercícios voluntários (Burch *et al.*, 1999, Durmus *et al.*, 2008; Vaz *et al.* 2013). Estudos de revisão sistemática já demonstraram que a EEN é efetiva para o aumento da força em idosos com OA de joelho (Bax *et al.*, 2005; Melo *et al.*, 2013). No entanto, encontramos somente um estudo (Vaz *et al.*, 2013) que mostrou alterações na arquitetura muscular de idosos com OA submetidos a programas de EEN.

Uma vez que existe uma associação entre o processo inflamatório na cápsula articular e a piora na degeneração da cartilagem na OA (Chikanza & Fernandes, 2000; Bjordal *et al.*, 2003), recursos terapêuticos com atuação sobre os processos inflamatório e degenerativo da articulação são comumente utilizados no tratamento da OA de joelho, dentre os quais está a laserterapia de baixa potência (LBP). Revisões sistemáticas tem reportado que a LBP é efetiva no tratamento da OA de joelho devido à sua ação celular bioestimuladora (Bjordal *et al.*, 2006) e seus efeitos regenerativos (Herman *et al.*, 1988; Reed *et al.*, 1994), analgésicos (Bjordal *et al.*, 2003; Gur *et al.*, 2003) e anti-inflamatórios (Bjordal *et al.*, 2003, Bjordal, 2007).

Ensaio clínicos randomizados mostraram que a LBP foi efetiva na redução da dor e do processo inflamatório em idosos com OA de joelho (Gur *et al.*, 2003; Hegedus *et al.*, 2009). Além disso, há evidências de que a LBP foi capaz de potencializar os efeitos de programas de exercício na redução da inflamação, no alívio da dor e na melhoria da funcionalidade durante o tratamento da OA de joelho (Alfredo *et al.*, 2011). Apesar dos resultados promissores, não foi encontrado nenhum estudo que investigou os efeitos do LBP combinado à EEN no tratamento de pacientes com OA de joelho, de modo que há uma lacuna na literatura sobre este assunto.

Enfim, as evidências prévias indicam que a EEN e a LBP são recursos potencialmente efetivos no tratamento da OA de joelho. A EEN parece contribuir com o reestabelecimento da estrutura e força do músculo quadríceps femoral, ao passo que a LBP parece contribuir com a redução do quadro inflamatório e promoção da regeneração da cartilagem. Assim, com o intuito de determinar o efeito da LBP associada à EEN, o presente estudo quantificou os efeitos de três tipos de intervenção (somente EEN, somente LBP e EEN em combinação com LBP) sobre parâmetros de arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penetração e comprimento fascicular) e capacidade funcional (desempenho durante teste de caminhada de 6 minutos e teste *time up and go*) nessa população. Nossas hipóteses eram de que: (1) tanto os grupos tratados com EEN isolada quanto LBP isolada apresentariam incrementos da capacidade funcional; (2) somente os grupos com EEN apresentariam alterações mensuráveis nos parâmetros de arquitetura muscular; e (3) a associação de LBP ao tratamento com EEN proporcionaria incrementos superiores de capacidade funcional e de parâmetros de arquitetura em relação à EEN isolada.

MATERIAIS E MÉTODOS

Desenho Experimental

O presente estudo foi caracterizado como um ensaio clínico randomizado e cego para os avaliadores. O projeto foi conduzido de acordo com as disposições legais da resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde que aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos. O projeto foi previamente aprovado no Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) (Parecer nº 20160) e o estudo foi realizado inteiramente no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (ESEF) da UFRGS

Os sujeitos alocados sigilosamente para cada grupo experimental foram submetidos a avaliações idênticas da estrutura e função dos músculos extensores de joelho em três momentos distintos ao longo de um período de doze semanas. Inicialmente, um período controle de quatro semanas foi adotado entre a primeira avaliação (Pré-Controle) e a segunda avaliação (Pré-Intervenção) (Figura 1). No período controle, nenhuma intervenção foi realizada e os sujeitos foram orientados a manter sua rotina habitual de atividades de vida diária. Após a segunda avaliação, os sujeitos foram submetidos a um período de oito semanas de intervenção, seguido pela terceira e última avaliação (Pós-Intervenção) (Figura 1).

Participantes

Idosos do sexo feminino com OA sintomática de joelho foram recrutados a partir de anúncios publicados em veículos de divulgação (Caderno Vida e Saúde –

Zero Hora e Correio do Povo). Cento e noventa e três possíveis participantes foram inicialmente filtrados segundo os critérios de elegibilidade via entrevista telefônica (Figura 2), de modo que somente os participantes potencialmente elegíveis foram convidados a comparecer ao laboratório para confirmação da elegibilidade e assinatura do termo de consentimento livre esclarecido.

Para participar do estudo, todos os sujeitos deveriam ter evidência radiológica de OA de joelho classificada por um especialista na área de Traumatologia-Ortopedia como grau 2 ou 3 segundo os critérios pospostos por Kellgren & Lawrence (1963). Foram excluídos sujeitos que tinham $IMC \geq 40 \text{ Kg/m}^2$, diagnóstico de OA no quadril, tornozelo ou dedos do pé, faziam uso de muletas para locomoção, estavam engajados em programa de exercício de força ou tratamento fisioterápico para OA de joelho nos últimos seis meses, apresentavam desordens neurológicas ou cognitivas, artrite-reumática, implantes eletrônicos, tinham realizado ou estavam na eminência de realizar cirurgia (dentro de três meses) ou apresentavam alguma doença cardiorrespiratória, neuromuscular ou metabólica que representasse uma contraindicação absoluta ou relativa à realização de testes de força máxima.

A randomização por blocos foi feita por sorteio com auxílio de envelopes lacradas devidamente conduzida independentemente por um dos integrantes da equipe de pesquisadores do estudo. Após a aplicação dos critérios de inclusão, quarenta e cinco participantes foram randomizados e alocados de modo sigiloso por um integrante da equipe do estudo sem acesso a informações sobre os materiais e métodos do estudo para: 1) somente tratamento por meio de estimulação elétrica neuromuscular (grupo EEN), ou 2) somente tratamento por meio de laserterapia de baixa potência (grupo LBP), ou 3) tratamento com uso combinado de estimulação elétrica neuromuscular e laserterapia de baixa potência (grupo EEN+LBP) (Figura

2). Todos participantes do estudo receberam tratamento e tiveram seus resultados incluídos na etapa de análise de dados, de modo que se pode confirmar a intenção de tratar do presente estudo. Considerando as variáveis de arquitetura muscular como variáveis primárias do estudo e estimando uma diferença mínima igual ao desvio padrão de 0,5 cm para a espessura fascicular e de 3° para o ângulo de penetração, com um $\alpha=0,05$, um tamanho amostral de 14 sujeitos por grupo atingiu um poder calculado de 0.80 (WinPepi 1.45 for Windows).

Protocolo de LBP

O tratamento de LBP foi administrado duas vezes por semana, com espaçamento mínimo de 48 horas entre as sessões, durante oito semanas por um integrante da equipe do estudo sem acesso a informações sobre as avaliações do estudo ou grupos de intervenção. Foi utilizado um equipamento THOR DD2 Control Unit (THOR®—London, UK) com um emissor individual da mesma marca e procedência composto por um diodo infravermelho de Arseneto de Gálio Alumínio (GaAlAs) ($\lambda = 810$ nm, modo contínuo, potência de saída de 200mW, área do spot de $0,0364$ cm² e densidade de energia de $0,218$ J/cm²).

Os participantes receberam o tratamento de LBP sentados de modo confortável em uma cadeira. O LBP foi aplicado com o emissor mantido estacionário de modo perpendicular em relação à pele com uma leve pressão em três pontos localizados ântero-medialmente sobre a linha intercondiliana e outros três pontos localizados ântero-lateralmente sobre a linha intercondiliana (Gur *et al.*, 2003, Hegedus *et al.*, 2009) (Figura 4A).

O programa de LBP foi baseado nas recomendações da *World Association for Laser Therapy* (WALT, 2010) e em estudos que obtiveram resultados positivos no alívio sintomatológico da OA (Gur *et al.*, 2003, Hegedus *et al.*, 2009). Nas primeiras quatro semanas de tratamento, com intuito de otimizar o efeito analgésico (Bjordal *et al.*, 2007) e anti-inflamatório (Bjordal *et al.*, 2003) do LBP, optou-se pela aplicação de 30 segundos de laser por ponto, ou seja, uma dose de 6 J por ponto (total de 36J). Nas quatro semanas restantes de tratamento, com enfoque regenerativo sobre a cartilagem (Herman *et al.*, 1988; Reed *et al.*, 1994), utilizou-se uma dosagem de energia aproximadamente 30% menor, resultando em um tempo de aplicação de 20 segundos por ponto, ou seja, uma dose de 4 J por ponto (total de 24J).

Protocolo de EEN

Participantes do grupo EEN foram submetidos a sessões supervisionadas de EEN com intensidade e volume progressivos, aplicadas duas vezes por semana, com 48 horas de intervalo, durante oito semanas. O tratamento de EEN foi conduzido por um integrante da equipe do estudo sem acesso às informações sobre as avaliações do estudo ou grupos de intervenção. A EEN foi aplicada com um equipamento de estimulação elétrica portátil do tipo voltagem constante, desenvolvido especialmente para realização do estudo. Todas as sessões foram realizadas no mesmo horário, com os participantes sentados em uma cadeira convencional, com o joelho posicionado em 90° de flexão (0° = extensão completa) e uma faixa fixando o membro inferior tratado à cadeira (Figura 4B).

Para aplicação da EEN, dois eletrodos de estimulação elétrica (5 cm x 13 cm) foram colocados na parte anterior da coxa dos participantes, sendo que um foi

posicionado proximalmente sobre o ponto motor do quadríceps e outro, distalmente sobre a porção distal do quadríceps, de modo perpendicular ao eixo longitudinal da coxa (Figura 4C). O ponto motor do quadríceps foi sistematicamente determinado com auxílio de uma caneta de estimulação elétrica (KLD Biosistemas, Brasil) (corrente farádica, frequência máxima de 30 Hz e intensidade suficiente para produzir uma contração tetânica).

Os parâmetros de estimulação elétrica consistiram da aplicação de corrente pulsada simétrica bifásica retangular com frequência de pulso de 80 Hz, duração de pulso de 400 μ s e intensidade de estimulação elétrica ajustada pelos próprios sujeitos dentro da máxima tolerada (Vaz *et al.*, 2012). A intensidade e o volume de tratamento de cada indivíduo foram registrados em todas as sessões pelo equipamento de estimulação e posteriormente armazenados em um computador. Em geral, a corrente máxima permitida pelo estimulador (\approx 127mA) foi atingida na oitava sessão de tratamento, de modo que para garantir os princípios de sobrecarga e progressão da intervenção com EEN, o incremento do volume de tratamento foi adotado por meio do aumento gradual do tempo total de estimulação e da redução do tempo de repouso entre as contrações (Tabela 2).

Protocolo EEN+LBP

O tratamento de EEN+LBP foi administrado duas vezes por semana, com espaçamento mínimo de 48 horas entre as sessões, durante oito semanas. Em todas as sessões, os participantes desse grupo receberam o tratamento com LBP antes do tratamento com EEN, utilizando os mesmos parâmetros de tratamento executados com os grupos de EEN isolada e LBP isolada. O tratamento combinado

foi conduzido por um integrante da equipe do estudo sem acesso às informações sobre as avaliações do estudo ou grupos de intervenção.

Avaliação da Arquitetura Muscular

Um sistema de ultrassonografia (SSD 4000, ALOKA Inc., Japan) com uma sonda de arranjo linear (60mm, 7.5MHz) da mesma marca e procedência foi usada para determinar a espessura muscular (EM), o comprimento fascicular (CF) e o ângulo de penetração (AP) do músculo vasto lateral (VL). Para garantir que a sonda fosse posicionada nos mesmos locais antes e depois da intervenção, pontos anatômicos, marcas e cicatrizes da pele, bem como os próprios locais de posicionamento da sonda foram mapeados com uso de uma folha de acetato (Blazevich *et al.*, 2007a; Baroni *et al.*, 2013). Os sujeitos foram avaliados na posição supina com joelhos totalmente estendidos e os músculos da coxa aparentemente relaxados (Blazevich *et al.*, 2007; Baroni *et al.*, 2013a, 2013b). Um período de 10 minutos de repouso antes da avaliação foi respeitado e os sujeitos foram instruídos a não realizar atividades vigorosas até 48 horas antes do teste.

Três imagens de ultrassonografia foram coletadas com a sonda posicionada a 50% de distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur (Blazevich, 2006, Blazevich *et al.*, 2007). Para promover contato acústico da sonda com a pele, a superfície da sonda foi generosamente coberta com um gel solúvel em água. A sonda foi orientada paralelamente no sentido das fibras musculares, sendo que seu alinhamento foi considerado adequado quando a captura de diversos fascículos foi realizada sem interrupção em suas trajetórias. A análise de arquitetura muscular foi realizada por meio do software Image-J (*National Institute of Health*, EUA) por um

único investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais. A espessura muscular foi considerada como o valor médio de cinco medidas equidistantes da distância entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda do músculo (Figura 6). O ângulo de penação correspondeu ao ângulo formado entre o fascículo muscular e a aponeurose profunda, enquanto que o comprimento fascicular foi determinado pela distância percorrida pelo fascículo entre a aponeurose superficial e profunda (Figura 6).

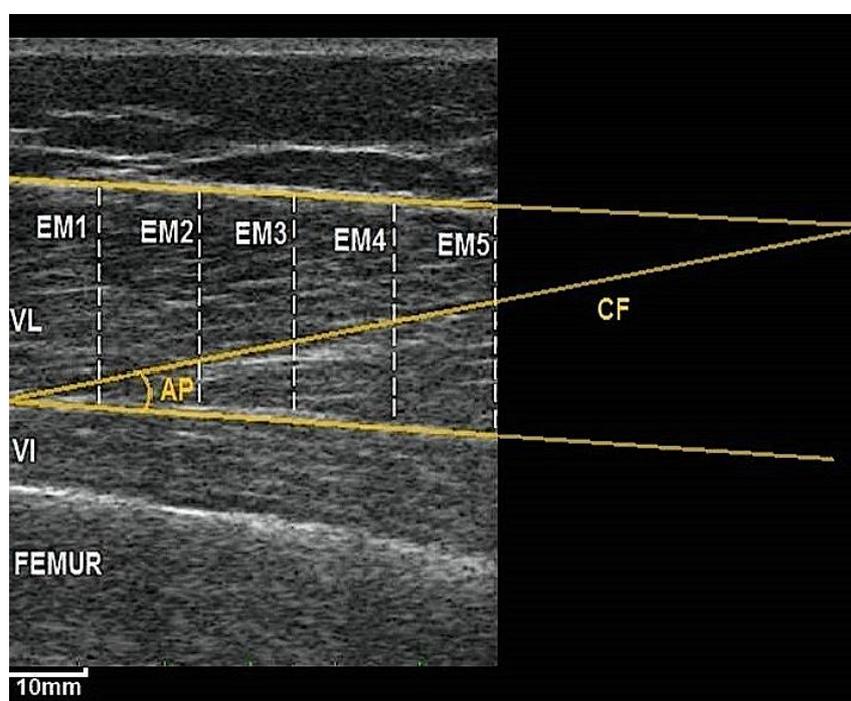


Figura 6. Imagem de ultrassonografia representativa da análise dos parâmetros de arquitetura muscular do músculo vasto lateral (VL): espessura muscular (EM); ângulo de penação (AP); e comprimento de fascículo (CF). VI = vasto intermédio.

Quando não foi possível visualizar o comprimento total do fascículo na imagem registrada, o comprimento fascicular foi determinado por meio de trigonometria com auxílio do Software Excel 7.0 (Office for Windows 8, EUA) conforme amplamente realizado na literatura em estudos anteriores (Blazevich, 2006; Reeves, Narici & Maganaris, 2004; Raj *et al.*, 2012; Baroni *et al.*, 2013a, 2013b; Vaz *et al.*, 2013). O valor médio de cada uma das variáveis de arquitetura

muscular obtido a partir das três imagens de ultrassonografia registradas foi considerado para posterior análise estatística.

Avaliação da Capacidade Funcional

A capacidade funcional foi avaliada por meio do Teste time up and go (TUG) e do teste de caminhada de 6 minutos (TC6) pelo mesmo avaliador. Para realização do TC6, os participantes eram solicitados a caminhar durante 6 minutos em linha reta o mais rápido possível até um cone posicionado a 15 metros de distância do sujeito, e marcada com fita crepe e livre de obstáculos. Durante o teste, frases de motivação eram emitidas pelo avaliador a cada um minuto. Os sujeitos eram orientados a interromper o teste caso sentissem qualquer desconforto demasiado que os impossibilitasse de continuar.

Após o teste, a distância percorrida em metros foi registrada pelo avaliador com auxílio de uma fita métrica. Para a realização do TUG, os sujeitos eram solicitados a levantar de uma cadeira sem o auxílio dos membros superiores, caminhar em linha reta até um cone posicionado 3 metros distantes da cadeira, contorná-lo e retornar a cadeira o mais rápido possível.

O sujeito era instruído a iniciar o teste em posição sentada com o tronco em postura ereta, braços cruzados na frente do peito e pés apoiados no chão. Após o teste, o tempo percorrido em segundos era registrado pelo avaliador com auxílio de um cronômetro.

As avaliações da capacidade funcional foram realizadas por um único investigador sem conhecimento sobre os grupos experimentais.

Análise Estatística

As variáveis de arquitetura (AP, CF e EM) e os dados funcionais (TC6 e TUG) foram considerados variáveis dependentes. Inicialmente a equivalência das variâncias (Teste de Levene) e a normalidade dos dados (Teste de Shapiro-Wilk) foram verificadas e confirmadas. Para determinar os efeitos dos três tipos de intervenções avaliadas, análises de variância (ANOVA) no modelo misto de dois fatores (grupo X tempo) para dados repetidos no tempo foram conduzidas. Para verificar a aderência do modelo à esfericidade, o teste de Mauchly foi utilizado e o fator de correção de Greenhouse-Geisser foi aplicado quando o pressuposto de esfericidade foi violado. Efeitos principais e interações significativas foram adicionalmente investigados por meio de múltiplas comparações usando o ajuste de *post hoc* de Bonferroni.

Em adição, comparação dos percentuais de variação entre os momentos pré e pós-intervenção (diferença entre os escores obtidos nos momentos pré e pós-intervenção dividido pelo escore do momento pré-intervenção) entre os grupos foi realizada por meio da ANOVA de um fator, seguido pelo *post hoc* de Bonferroni. Teste de correlação intraclassa (ICC) foi usado para avaliar a reprodutibilidade teste-reteste das medidas das variáveis dependentes obtidas nas avaliações pré-controle e pré-intervenção. O efeito do tamanho do efeito (diferença entre os escores obtidos nos momentos pré e pós-intervenção dividido pelo desvio padrão do pré-tratamento) foi calculado e interpretado usando a escala proposta por Cohen (1992): efeito trivial (<0,10), efeito pequeno (0,30 – 0,10), efeito moderado (0,50 – 0,30) e efeito grande (acima de 0,50). Significância foi mantida como $\alpha < 0,05$ para todas as análises estatísticas. Todos os resultados foram apresentados em média \pm desvio padrão.

RESULTADOS

Não foram encontradas diferenças significativas para as características antropométricas ou clínicas antes do começo do estudo ($p>0,05$; Tabela 3).

Capacidade Funcional

ANOVA revelou um efeito do tempo sobre o desempenho no TC6 ($p<0,001$). Teste *post hoc* de Bonferroni indicou que todos os grupos experimentais aumentaram a distância percorrida no TC6 após a intervenção ($p<0,001$; Tabela 6). Não foram identificadas diferenças significativas entre grupos, nem para valores absolutos de distância percorrida no TC6 ($p=0,78$), nem para diferenças percentuais obtidas nessa variável entre os momentos pré e pós-intervenção ($p=0,05$).

Tabela 6. Distância em metros percorrida no teste de caminhada de 6 minutos (TC6) e tempo em segundos atingido durante o teste *time up and go* (TUG) nos momentos de avaliações do estudo.

		Pré-Controle	Pré-Intervenção	Pós-Intervenção	$\Delta\%$
LBP	TUG (s)	9,84 \pm 2,23	9,72 \pm 2,74	9,71 \pm 3,27	1
	TC6 (m)	439 \pm 69	435 \pm 77	472 \pm 84*	6
EEN	TUG (s)	9,25 \pm 1,47	8,99 \pm 1,46	8,83 \pm 1,43	2
	TC6 (m)	440 \pm 49	401 \pm 49	425 \pm 64*	7
LBP+EEN	TUG (s)	10,37 \pm 2,80	9,76 \pm 2,99	9,37 \pm 2,74	3
	TC6 (m)	369 \pm 68	376 \pm 71	415 \pm 76*	11

LBP = laser de baixa potência, EEN = estimulação elétrica neuromuscular.

* indica diferenças significativas entre os momentos pré e pós-intervenção ($p<0,01$).

Elevados índices de reprodutibilidade foram encontrados entre as medidas realizadas nas avaliações pré-controle e pré-tratamento (ICC = 0,96; $p < 0,001$). Não houve diferença entre os momentos pré-controle e pré-intervenção ($p = 1,00$). A magnitude do efeito do tratamento foi moderada para todos os grupos experimentais (LBP = 0,43; EEN = 0,51 e EEN+LBP = 0,53).

ANOVA revelou um efeito do tempo sobre os valores absolutos no desempenho no TUG ($p < 0,001$). No entanto, quando usado o ajuste de *post hoc* de Bonferroni não foi possível identificar diferenças significativas entre os momentos de avaliação ($p > 0,05$; Tabela 6). Não foram identificadas diferenças significativas entre grupos, nem para valores absolutos do tempo atingido durante o TUG ($p = 0,58$), nem para diferenças percentuais dessa variável obtidas entre os momentos pré e pós-intervenção ($p = 0,86$). Elevados índices de reprodutibilidade foram encontrados entre as medidas de pré-controle e pré-tratamento (ICC = 0,91; $p < 0,001$). Não houve diferença entre os momentos pré-controle e pós-intervenção ($p = 0,09$). A magnitude do efeito do tratamento foi trivial para todos os grupos experimentais (LBP = 0,01; EEN = 0,11 e EEN+LBP = 0,13).

Arquitetura muscular

Análise estatística revelou uma interação significativa entre os fatores tempo e grupo para as variáveis AP ($p = 0,010$) e EM ($p < 0,001$). Teste *post hoc* de Bonferroni mostrou que somente os grupos experimentais EEN e EEN+LBP apresentaram um aumento do AP (RF: $p < 0,05$ e VL: $p < 0,001$; Figura 7) e da EM ($p < 0,001$; Figura 8) entre os momentos pré e pós-intervenção. Não foram identificados efeitos de nenhuma das intervenções investigadas sobre o CF ($p = 0,67$; Figura 9).

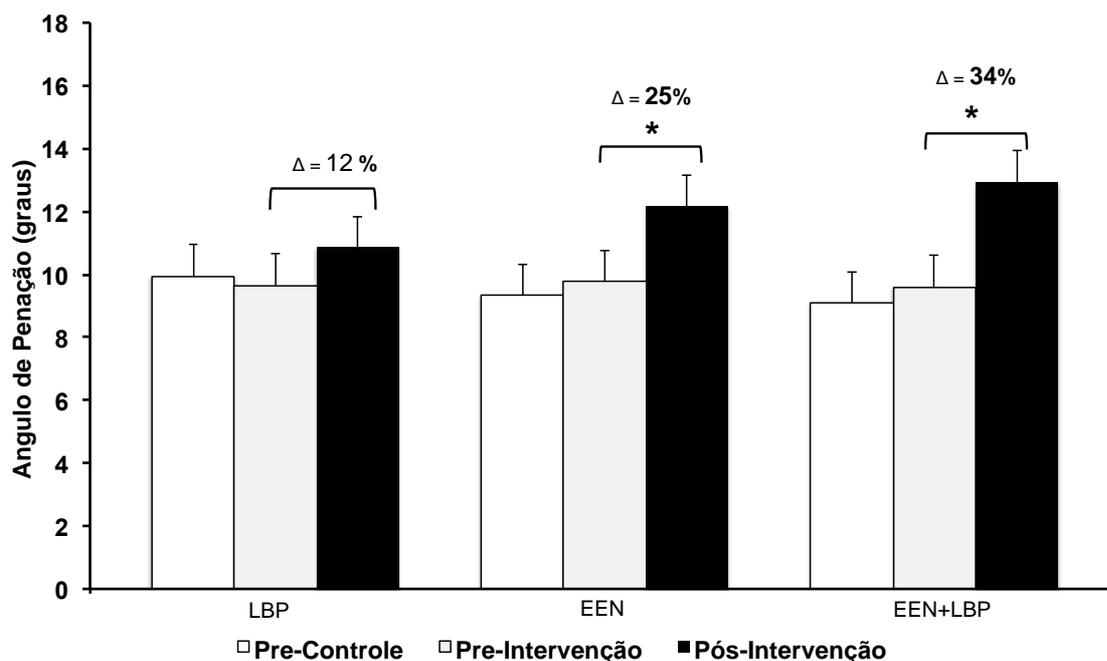


Figura 7. Ângulo de penação (AP) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os momentos ($p < 0,05$).

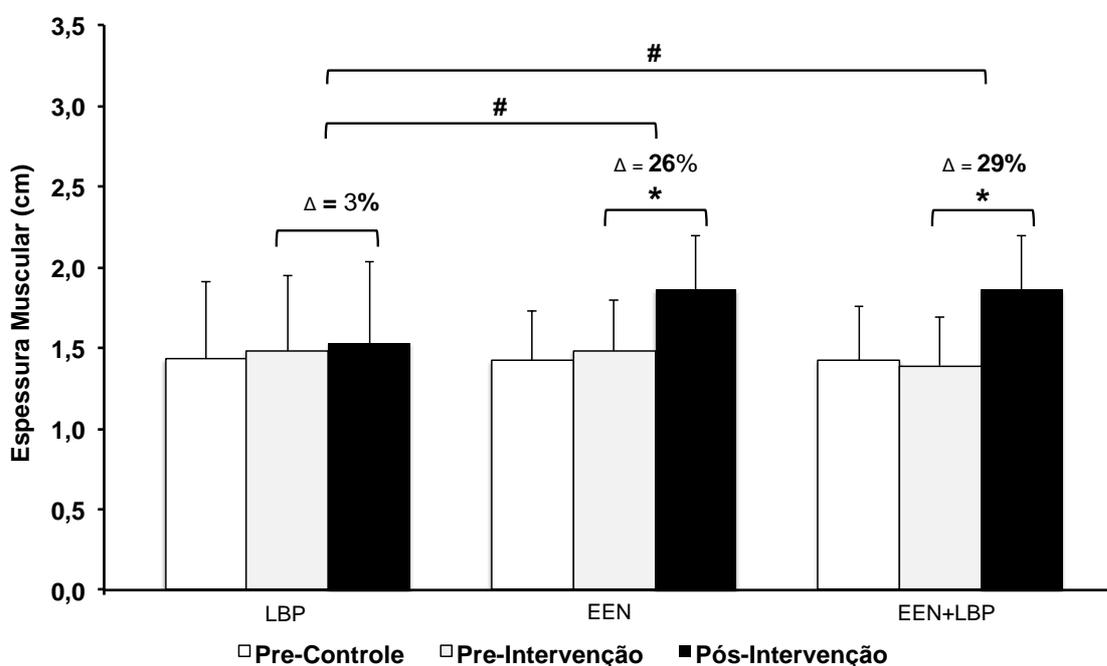


Figura 8. Espessura muscular (EM) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os momentos ($p < 0,05$). # indica diferença significativa entre os grupos após o tratamento ($p < 0,001$).

Quando as diferenças percentuais entre os momentos pré e pós-intervenção foram comparadas entre os grupos, ANOVA indicou diferenças significativas para a EM ($p=0,003$), mas não para o AP. Teste de comparação de médias mostrou que os grupos EEN e EEN+LBP apresentaram maiores aumentos nos valores percentuais de EM ($p=0,003$) após o período de oito semanas de intervenção comparado ao grupo LBP (Figura 8).

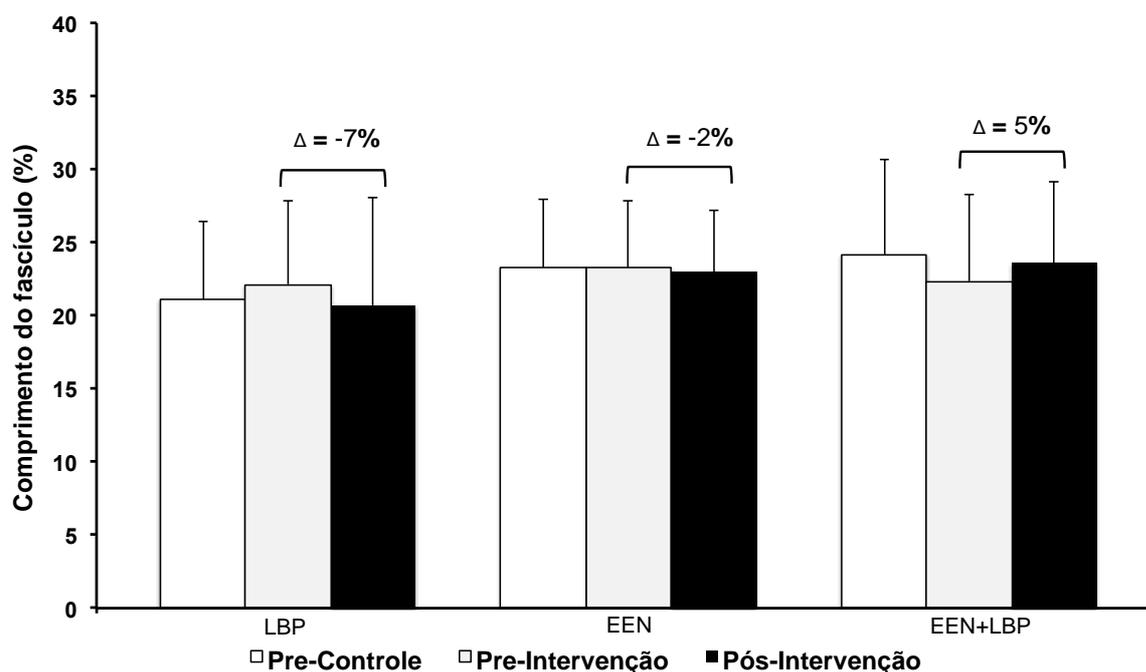


Figura 9. Comprimento de fascículo (CF) do músculo vasto lateral (VL) durante os momentos de avaliação do estudo. * indica diferença significativa entre os momentos ($p<0,05$).

Moderados a elevados índices de reprodutibilidade entre as medidas de arquitetura realizadas nos momentos pré-controle e pré-tratamento foram obtidos (AP = 0,87; EM = 0,96 e CF = 0,93; $p<0,001$). Cabe ressaltar que não foram encontradas diferenças significativas para as variáveis de arquitetura medidas entre os momentos pré-controle e pré-intervenção para qualquer grupo experimental ($p>0,05$). A magnitude do efeito sobre a espessura muscular e o ângulo de penação

foi grande para os grupos EEN (EM = 1,24; AP = 1,23) e EEN+LBP (EM = 0,75; AP = 1,21) e trivial sobre o CF ($<0,10$) para todos os grupos experimentais. O grupo LBP apresentou um efeito considerado pequeno para todas as medidas de arquitetura (0,10 - 0,30).

A Figura 10 ilustra as alterações na arquitetura muscular em uma imagem de ultrassonografia do músculo VL de um sujeito representativo do grupo EEN das avaliações pré-intervenção e pós-intervenção. Nota-se visualmente o aumento na espessura observado em ambos os músculos após o período de oito semanas de intervenção com EEN. Aumento semelhante ocorreu para o grupo EEN+LBP.

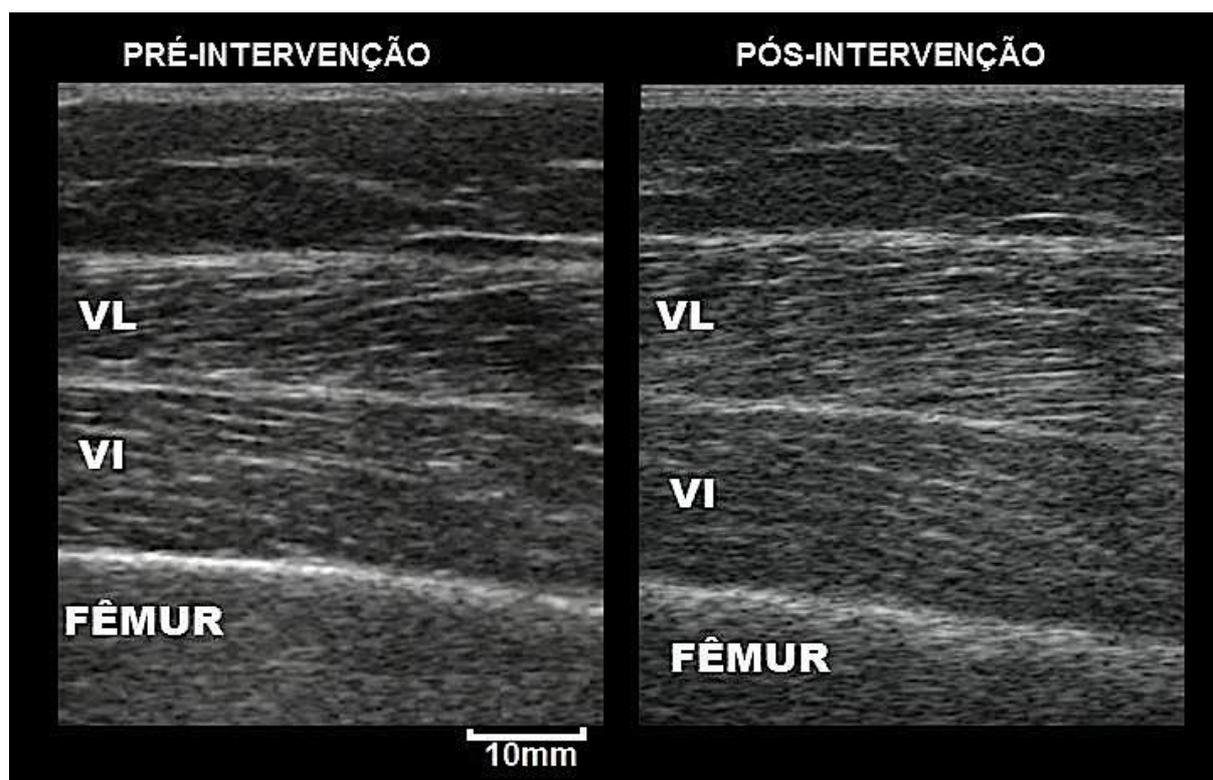


Figura 10. Exemplo típico da estrutura do músculo vasto lateral (VL) de um sujeito representativo da amostra antes e após o período de oito semanas de intervenção com estimulação elétrica neuromuscular (EEN).

DISCUSSÃO

Motivados pelo potencial efeito anti-inflamatório, bioestimulador e analgésico do LBP e pelas possíveis alterações estruturais e funcionais causadas pela EEN sobre o músculo esquelético, este estudo investigou os efeitos de três tipos de intervenção (somente EEN, somente LBP e EEN em combinação com LBP) sobre parâmetros de arquitetura muscular e capacidade funcional em idosos com OA de joelho. Os principais resultados mostraram que: 1) o tratamento com EEN ou com EEN+LBP produziu aumentos no AP e na EM, mas não gerou efeitos sobre o CF; 2) todas as três intervenções testadas produziram aumentos no desempenho do TC6, mas não no teste *time up and go*; 3) o LBP quando usado em conjunto com a EEN não adicionou efeitos sobre a arquitetura muscular ou a capacidade funcional.

Os grupos experimentais EEN e EEN+LBP foram igualmente efetivos para conter os efeitos deletérios da OA sobre a EM e o AP, sendo que ambos os grupos apresentam um tamanho de efeito grande sobre esses dois parâmetros em todos os músculos avaliados. Cabe lembrar que diferenças significativas para mudanças percentuais da EM entre os momento pré e pós-intervenção também foram encontradas para o grupo EEN (27%) e para o grupo EEN+LBP (29%). Resultados similares foram reportados por Suetta *et al.* (2008) que encontraram aumentos na EM e no AP após um programa de 12 semanas de EEN mais exercícios voluntários para membros inferiores em idosos com OA de quadril. Incrementos na EM e no AP têm sido associados com aumento de sarcômeros em paralelo (hipertrofia) e com aumento da capacidade de produção de máxima força muscular (Blazevich *et al.*, 2007a; Suetta *et al.*, 2008)

Considerando que as adaptações neuromusculares são específicas ao tipo de

sobrecarga imposta sobre o sistema musculoesquelético (Moritani & deVries, 1979; Deschenes & Kramer, 2002; Sale, 2003; Folland & Williams, 2007), o aumento progressivo no volume de EEN usado no presente estudo pode ter sido o estímulo chave para que o AP se adaptasse ao aumento de sarcômeros em paralelo (Blazevich *et al.*, 2007), tendo em vista que ocorreu aumento tanto no AP quanto na EM. Usando protocolo de EEN idêntico ao nosso, Vaz *et al.* (2013) mediram a EM, CF e o AP por meio de ultrassonografia em 12 idosos com OA de joelho após oito semanas de tratamento com EEN. Os autores reportaram um aumento na EM semelhante ao do presente estudo, mas concomitante ao aumento do CF e sem aumento do AP. Esses resultados sugerem que, enquanto no presente estudo o estímulo elétrico provavelmente aumentou o número de sarcômeros em paralelo, o aumento da EM do estudo de Vaz *et al.* (2013) foi associado a um aumento de sarcômeros em série em função do aumento do CF do VL. O motivo para essa diferença na adaptação da estrutura muscular não está claro, uma vez que, com exceção da intensidade de estimulação que foi a máxima tolerada por cada sujeito, os parâmetros de EEN utilizados durante o tratamento de EEN foram os mesmos entre os estudos.

Investigações futuras poderão identificar se houve diferença na intensidade do estímulo durante os protocolos entre os dois estudos supra citados, e se essa variável pode explicar as diferenças observadas na hipertrofia. Até o momento, a partir dos resultados de arquitetura muscular, é possível afirmar que o tratamento com EEN é uma estratégia efetiva para conter a atrofia muscular associada com a OA. Por outro lado, se a EEN pode ou não alterar o CF ou o ângulo de máxima produção de força ainda é uma questão que está em aberto na literatura e precisa ser melhor investigada.

O protocolo de EEN é crítico para induzir mudanças na morfologia e na função do quadríceps. O uso de alta intensidade de estimulação elétrica quando a meta do treinamento é a produção de força tem sido recomendado, sendo que uma correlação linear significativa entre a intensidade da corrente, o número de unidades motoras ativadas e conseqüentemente a força externa medida já foi mostrada (Adams *et al.*, 1993, Snyder-Mackler *et al.*, 1994, 1995; Maffiuletti, 2010). Entretanto, além de aumentos progressivos na intensidade de EEN próximos a 40% da CVM conforme sugerido pela literatura (Maffiuletti, 2010), o presente estudo estabelece que, quando o objetivo da intervenção é promover fortalecimento muscular e minimizar a atrofia muscular, os protocolos de EEN devem idealmente proporcionar variações no volume de tratamento, uma vez que há um limite para o aumento na intensidade devido ao desconforto e dor próprios do uso de altas intensidades de estimulação elétrica.

Nossos resultados com uso de EEN sozinha ou combinada com LBP sobre as medidas funcionais no TC6 estão de acordo com os resultados tradicionalmente mostrados em diversos estudos na literatura que testaram os efeitos da EEN em idosos com OA de joelho (Talbot *et al.*, 2003; Cetin *et al.*, 2008; Durmus *et al.*, 2008). Além disso, o presente estudo parece ser pioneiro ao demonstrar que a laserterapia pode ser efetiva na melhora da capacidade funcional do idoso com OA de joelho. Os resultados do tratamento com uso exclusivo de LBP sobre a melhora do desempenho no TC6 sugerem que não apenas a fraqueza muscular, mas o desconforto articular é diretamente responsável pela redução da capacidade funcional dos pacientes com OA de joelho, e que provavelmente o alívio na intensidade da dor por si só pode reduzir a disfunção. Além disso, se a fraqueza muscular associada à atrofia muscular tem uma influência ímpar na progressão da

OA (Slemenda *et al.*, 1997, 1998), acredita-se que a dor e a inflamação nos estágios iniciais da doença podem acelerar o processo degenerativo via inibição muscular (Slemenda *et al.*, 1997,1998; Hurley *et al.*,1997; Park *et al.*, 2013). Considerando o efeito analgésico do laser já bem documentado na literatura (Gur *et al.*, 2003; Bjordal *et al.*, 2003, 2006, 2007; Chow *et al.*, 2009), é possível inferir que o LBP em nosso estudo bloqueou o ciclo vicioso da dor, minimizando a fraqueza muscular por meio do aumento do nível de atividade física antes reduzido como uma estratégia de evitar a dor.

Apesar do corpo de evidências acerca dos efeitos positivos da LBP sobre a cartilagem, não podemos excluir a possibilidade de um efeito placebo ter sido responsável pela melhora do desempenho dos pacientes no TC6. A investigação acerca do real efeito analgésico (Bjordal *et al.*, 2003), anti-inflamatório (Gur *et al.*, 2003) e, sobretudo, regenerativo (Herman *et al.*, 1988; Reed *et al.*, 1994) sobre a cartilagem escapa do foco do presente estudo. Desse modo, nós recomendamos que futuros estudos avaliem o efeito da LBP sobre marcadores inflamatórios e a sobre a estrutura da cartilagem por meio de imagem de ressonância magnética em sujeitos acometidos pela OA e verifiquem a correlação desses efeitos com os achados clínicos de melhora de funcionalidade dos pacientes.

Um dos principais objetivos da presente pesquisa foi testar a hipótese de que o uso da LBP associada à EEN poderia gerar efeitos adicionais na estrutura muscular e capacidade funcional do paciente. Contrário à nossa expectativa inicial, a LBP não foi capaz de potencializar os efeitos da EEN sobre os parâmetros analisados. Embora esses resultados sugeriram que a terapia combinada de EEN e LBP promova os mesmos efeitos da terapia isolada com EEN, devemos levar em

conta as variáveis analisadas pelo presente estudo antes de rotular a terapia combinada como ineficaz para os pacientes com OA de joelho.

As nossas medidas apresentaram níveis satisfatório de reprodutibilidade e foram previamente validadas na literatura em idosos (Staehli *et al.*, 2010). No entanto, elas podem não ser dotadas da sensibilidade necessária para detectar diferenças pequenas do tratamento combinado em relação ao tratamento com EEN isolada. Outra possibilidade é a de que o efeito gerado pela adição do LBP à EEN tenha sido falsamente negado (erro tipo II) pelo poder de nosso teste estatístico, uma vez que o cálculo realizado para determinação no tamanho amostral considerou um grande tamanho de efeito com base nos resultados obtidos pelo uso da EEN em estudo similares. No entanto, mesmo que as possibilidades acima relatadas não sejam confirmadas, é importante salientar que benefícios clínicos adicionais, não avaliados por meio da ultrassonografia ou dos testes funcionais, podem ter sido obtidos pelos pacientes do grupo ENN+LBP e não pelos grupos com terapias isoladas.

Uma limitação a ser apontada em nosso estudo é o fato de que os participantes não foram impedidos de usar qualquer tipo de medicamento analgésico ou anti-inflamatório, o que pode, por exemplo, ter alterado o efeito da LBP (Bjordal *et al.*, 2006; Alfredo *et al.*, 2011). Sendo assim, recomendamos que estudos futuros efetuem um maior controle sobre o uso de fármacos por parte dos pacientes.

CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que o uso de protocolo de EEN sozinho ou combinado à LBP gerou adaptações significativas na estrutura e função muscular. O aumento da EM do VL em resposta as intervenções com EEN e com EEN+LBP foram relacionados ao incremento do AP e não devido a alguma alteração mensurável no CF. A LBP promoveu melhoras no desempenho de testes funcionais, mas não adicionou efeitos sobre o tratamento com EEN em nenhuma variável testada.

CONSIDERAÇÕES FINAIS DA TESE

O estudo de revisão sistemática avaliou a evidência científica a favor do uso da estimulação elétrica neuromuscular no fortalecimento do quadríceps de idosos com OA de joelho. Além disso, uma discussão crítica acerca dos resultados de força muscular e sua relação com parâmetros de estimulação associados foi realizada na revisão. Espera-se que essas informações sejam úteis para profissionais de saúde que desejam utilizar a estimulação elétrica neuromuscular para fins de fortalecimento muscular nos pacientes acometidos pela doença incapacitante.

Para além dos resultados favoráveis à utilização da EEN no aumento de força muscular e da repercussão prática que esses achados podem gerar, a realização desse primeiro estudo levou a uma série de reflexões que nortearam o desenvolvimento dos estudos originais. Primeiro, ficou evidente que a definição dos protocolos de EEN era realizada com pouca atenção aos efeitos fisiológicos desejados. Nesse contexto, ficou claro que a manipulação das variáveis (intensidade e volume) que compunham os programas de EEN eram ignoradas pela maioria dos estudos. Segundo, uma lacuna foi identificada com relação as adaptações neuromusculares, bem como a respeito das alterações na geometria muscular decorrentes do programa de tratamento com EEN. Essa ausência injustificada de informações parecia ter alguma intrigante relação com o uso de pobres protocolos de estimulação usados nos estudos revisados. Terceiro, no cenário teórico que estimulava o uso da EEN para promover alterações estruturais e funcionais causadas pela doença, a relação entre a inflamação na cápsula articular e a degeneração da cartilagem na patogenia da doença não estava presente. Assumindo a importância clínica dessa relação, a necessidade da utilização de outra

terapia capaz de administrar essa outra face da doença foi identificada.

Esses aspectos serviram de motivação para o desenvolvimento dos dois estudos originais que compõem a presente tese de Doutorado. Embora não explícito, ambos estudos originais tinham o papel de testar o uso de um protocolo de estimulação que tivesse parâmetros e dosagens progressivas cuidadosamente escolhidos para promover adaptações neuromusculares mensuráveis. Além disso, o tratamento da dor e da inflamação pela LBP poderia otimizar os efeitos da EEN e evitar a piora da degeneração. Ao combinar a LBP com a EEN com objetivo de otimizar os benefícios do tratamento com estimulação e evitar a piora da degeneração tínhamos a compreensão de que os parâmetros mensurados por nós poderiam não satisfazer totalmente nossas expectativas. Para além disso, estávamos motivados pelos benefícios clínicos que a combinação de ambas terapias poderia trazer aos pacientes.

Nossos resultados reforçam os achados de que a EEN possui um efeito positivo sobre a força muscular. Em acréscimo, uma das contribuições deste estudo à literatura é o achado de que o aumento de força isométrica obtido por meio de protocolos de EEN com volume e intensidade progressivas é decorrente tanto de adaptações neurais como de adaptações musculares. O aumento da espessura do músculo VL associado ao aumento do ângulo de penação reforça os efeitos da EEN sobre a hipertrofia muscular.

Apesar disso, uma aparente desproporcionalidade entre os aumentos de força muscular e os ganhos na ativação e na massa muscular foi observada. Essa informação inicialmente sugere que em idosos com OA de joelho as adaptações neurais e morfológicas não repercutem diretamente em aumentos proporcionais no desempenho de força muscular. É tentador especular que o medo de vivenciar

novos episódios de dor impeça os pacientes de realizar esforços verdadeiramente máximos ao final do tratamento. Estudos futuros devem estudar com maior propriedade a intensa relação entre força e suas adaptações neurais e morfológicas, bem como a relação disso com fatores psicológicos.

Os efeitos da LBP sozinha sobre a funcionalidade foram surpreendentes e reafirmam a importância que o controle da dor e do processo inflamatório possuem por si só no tratamento da OA. O potencial de efeito adicional da utilização da LBP no tratamento da OA não foi confirmado no presente estudo. A combinação da LBP e da EEN não gera efeitos adicionais sobre ativação e massa muscular. Entretanto, tendo em vista os efeitos contundentes da LBP no quadro inflamatório e seus possíveis efeitos na regeneração cartilaginosa, a hipótese de que a combinação das terapias proposta pode oferecer maiores benefícios clínicos para as pessoas acometidas pela OA do que as terapias isoladas encoraja o desenvolvimento de estudos que investiguem os efeitos da LBP e da EEN sobre a estrutura da cartilagem.

As adaptações do sistema neuromuscular oriundas da aplicação dos recursos terapêuticos avaliados neste estudo parecem ter repercutido positivamente na funcionalidade dos participantes. Estudos futuros devem focar sua atenção sobre a definição de protocolos de tratamento mais eficientes para cada caso clínico.

REFERÊNCIAS

1. Abbott BC & Wilkie DR. The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *J Physiol* 1953; 120: 214-23.
2. Adams GR; Harris RT, Woodard D; Dudley GA. Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol* 1993; 74: 532-537.
3. Albertini R, Aimbire FC, Correa FI, Ribeiro W, Cogo JC, Antunes E, Teixeira SA, De Nucci G, Castro-Faria-Neto HC, Zângaro RA, Lopes-Martins RA. Effects of different protocol doses of low power gallium-aluminum- arsenate (Ga-Al-As) laser radiation (650 nm) on carrageenan induced rat paw oedema. *Journal of Photochemistry and Photobiology*; 2004; 74(2-3): 101–107.
4. Albertini R, Aimbire FC, Villaverde AB Silva Jr. JA, Costa MS. COX-2 mRNA expression decreases in the subplantar muscle of rat paw subjected to carrageenan-induced inflammation after low level laser therapy. *Inflammation Research* 2007; 56(6): 228–229, 2007
5. Alfredo PP, Bjordal JM, Dreyer SH, Meneses SRF, Zaguetii G, Ovanessian V, Fukuda TY, Junior SW, Martins RABL, Casarotto RA, Marques AP. Efficacy of low level laser therapy associated with exercise in knee osteoarthritis: a randomized double-blind study. *Clin Rehabil* 2011, 14: 1-10.
6. American Physical Association: guide to Physical Therapist Practice. American Physical Therapy Association, Alexandria, VA. 2001.
7. Andrianakos A, Trontzas P, Christoyannis F, Dantis P, Voudouris C, Georgountzos A, Kaziolas G, Vafiadou E, Pantelidou K, Karamitsos D, Kontelis L, Krachtis P, Nikolia Z, Kaskani E, Tavaniotou E, Antoniadis C,

- Karanikolas G, Kontoyanni A. Prevalence of rheumatic diseases in Greece: a cross-sectional population based epidemiological study. The ESORDIG study. *J Rheumatol* 2003; 30 (7): 1589-1601.
8. Baroni BM, Geremia JM, Rodrigo R, Franke RA, Karamanidis K, Vaz MA. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. *Muscle Nerve* 2013; 48: 498–506.
 9. Baroni BM; Rodrigues R; Franke RA, GeremiaJM; Racier ED, Vaz MA. Time course of neuromuscular adaptations to knee extensor eccentric training. *Int J Sports Med* 2013; 34: 904–911
 10. Bax L, Filip S & Verhagen A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med* 2005; 35 (3): 191-212.
 11. Behrens BJ & Michlovitz SL. *Physical Agents Theory and Practice*. Philadelphia: FA Davis Company. Second edition. 2006.
 12. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol* 15: 1833-1840, 1988.
 13. Bergquist JA, Clair JM, Lagerquist O, Mang CS, Okuma Y, Collins DF. Neuromuscular electrical stimulation: implication of the electrically evoked sensory volley. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111: 2409-2087.
 14. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111: 2399-2407.

15. Binder-Macleod SA; Halden EE; Jungles KA. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27:556-565.
16. Bjordal JM, Couppé C, Chow RT, Tunér J, Ljunggren EA. A systematic review of low level laser therapy with location-specific doses for pain from chronic joint disorders. *Aust J Physiother*, 2003; 49(2): 107-116.
17. Bjordal JM, Johnson MI, Lopes-Martins RAB, Bogen B, Chow R, Ljunggren AE. Short-term efficacy of physical interventions in osteoarthritic knee pain. A systematic review and meta-analysis of randomized placebo-controlled trials. *BMC Musculoskelet Disord* 2007; 8: 51. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-8-51>.
18. Bjordal JM, Klovning A, and Ljunggren AE, Slørdal L. Photoradiation in acute pain: a systematic review of possible mechanisms of action and clinical effects in randomized placebo-controlled trials. *Photomed Laser Surg* 2006; 24(2): 158-168.
19. Blazeovich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol* 2007; 103(5): 1565-1575.
20. Blazeovich AJ, Gill ND, Deans N, Zhou S. Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle Nerve* 2007; 35 (1): 78-86.
21. Blazeovich AJ. Effects of physical training and detraining, immobilization, growth and aging on human fascicule geometry. *Sports Med* 2006; 36: 1003-1017.
22. Bruce-Brand RA, Walls RJ, Ong JC, Emerson BS, O'Byrne JM, Moyna NM. Effects of home-based resistance training and neuromuscular electrical

- stimulation in knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*; 2012 13:118.
23. Burch FX, Tarro JN, Greenberg JJ, Carrol WJ. Evaluating the benefits of patterned stimulation in the treatment of osteoarthritis of the knee. *Osteoarthr Cartil* 2007; Aug 16(8): 865-872.
 24. Cadore EL, Izquierdo M, Pinto SS, Alberton CL, Pinto RS, Baroni BM, Vaz MA, Lanferdini FJ, Radaelli R, Gonzalez-Izal M, Bottaro M, Krueel LF. Neuromuscular adaptations to concurrent training in the elderly: effects of intrasession exercise sequence. *Age (Dordr)* 2012; 35(3): 891-903. doi: 10.1007/s11357-012-9405-y.
 25. Caron, JP. Osteoarthritis. In: Roos MW & Dyson SJ. Diagnosis and management of lameses in the horse. Philadelphia: Saunders Company, 2003. 594p.
 26. Cetin N, Aytar A, Atalay A, Akman MN. Comparing hot pack, short-wave diathermy, ultrasound, and TENS on isokinetic strength, pain, and functional status of women with osteoarthritis kneed. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; Jun 87(6): 443-451.
 27. Cheing GLY & Hui-Chan CWY. Would the addition of TENS to exercise training produce better physical performance outcomes in people with knee osteoarthritis than either intervention alone? *Clin Rehabil* 2004; Aug 18(5): 487-497.
 28. Chikanza I & Fernandes L. Novel strategies for treatment of osteoarthritis. *Expert Opin Invest Drugs* 2000; 9: 1499-1520.
 29. Chow RT, Johnson MI, Lopes-Martins RAB, Bjordal JM. Efficacy of low-level laser therapy in the management of neck pain: a systematic review and meta-

- analysis of randomised placebo or active-treatment controlled trials. *The Lancet*, 2009; 374: 1897-1908.
30. Cohen J. A power primer. *Quantitative Methods in Psychology*. 1992, 12(1): 155-159.
 31. Da Rosa AS, dos Santos AS, da Silva MM, Facco GG, Perreira DM, Alves AC, Leal Junior EC, de Carvalho Pde T. Effects of low-level laser therapy at wavelengths of 660 and 808 nm in experimental model of osteoarthritis. *Photochem Photobiol* 2012; 88(1): 161-166.
 32. Deschenes M & Kraemer WJ. Performance and physiologic adaptations to resistance training. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: S3-S16.
 33. Durmus D, Alayli G & Cantürk F. Effects of quadriceps electrical stimulation program on clinical parameters in the patients with knee osteoarthritis. *Clin Rheumatol* 2007; Aug 26(5): 674-678.
 34. Felson DT, Lawrence RC, Hochberg MC, McAlindon T, Dieppe PA, Minor MA, Blair SN, Berman MB, Fries JF, Weinberger M, Lorig KR, Jacobs JJ, Golberg V: Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatments approaches. *Ann Intern Med* 2000; 133(9): 726-737.
 35. Folland JP & Williams AG. The adaptations to strength training – morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med* 2006; 37(2): 145-168.
 36. Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, Funato K, Fukashiro S. Muscle architecture and function in humans. *J Biomech* 1997; 30(5): 457-463
 37. Gondin J; Guette M; Ballay Y & Martin A. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37 (8): 1291-1299.

38. Gordon AM, Huxley AF & Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*; 1966 184:170-192.
39. Gorgey AS & Dudley GA. The Role of Pulse Duration and Stimulation Duration in Maximizing the Normalized Torque During Neuromuscular Electrical Stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008; 38(8): 508–516. doi: 10.2519/jospt.2008.2734.
40. Gur A, Cosut A, Sarac AJ, Cevik R, Nas K, Uyar A. Efficacy of different therapy regimes of low-power laser in painful osteoarthritis of the knee: a double-blind and randomized-controlled trial. *Lasers Surg Med*; 33(5): 330-338, 2003.
41. Hagiwara S, Iwasaka H, Hasegawa A, and Noguchi T. Pre- irradiation of blood by gallium aluminum arsenide (830 nm) low-level laser enhances peripheral endogenous opioid analgesia in rats. *Anesth and Analg* 2008; 107(3): 1058-1063.
42. Hegedus B, Viharos L, Gervain M, Gálfi M. The effect of low-level laser in knee osteoarthritis: a double-blind, randomized, placebo-controlled trial. *Photomed Laser Surg* 2009; 27(4): 577-584.
43. Henriksen M, Rosager S, Aaboe J, Graven-Nielsen T, Bliddal H. Experimental Knee Pain Reduces Muscle Strength. *J Pain* 2011; 12(4): 460-467.
44. Herman JH, Khosla RC. In vitro effects of Nd: YAG laser radiation on cartilage metabolism. *J Rheumatol* 1988; 15: 1818-1826.
45. Higbie EL, Kirk J, Gordon LW, Barry MP. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol* 1996; 81(5): 2173-2181.

46. Hill AV. The heat of shortening and dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Biol* 1938; 126: 136-195.
47. Hochberg MC, April KT, Benkhalti M, Guyatt G, McGowan J, Towheed T, Welch V, Wells G, Tugwell P. American College of Rheumatology 2012 recommendations for the use of nonpharmacologic and pharmacologic therapies in osteoarthritis of the hand, hip, and knee. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2012; 64(4):465-74.
48. Hortobágyi T, Maffiulette NA. Neural adaptations to electrical stimulation during strength training. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111: 2439-2449. 2011.
49. Hunter DJ & Eckstein F. Exercise and Osteoarthritis. *J Anat*; 2009, Jan 214 (2): 97-207.
50. Hurley MV, Scott DL, Rees J, Newham DJ. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1997; 56:641-648.
51. Hurley MV. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin N Am* 1999; 25(2): 283-298.
52. Jamtvedt G, Dahm KT, Christie A, More RH, PHaavardsholm E, Holm I, Hagen KB. Physical therapy interventions for patients with osteoarthritis of the knee: an overview of systematic reviews. *Phys Ther* 2008; 88: 123-136.
53. Kellgren JH, Lawrence JS. *The Epidemiology of Chronic Rheumatism. Atlas of Standard Radiographs of Arthritis*. Vol II. Philadelphia, PA: FA Davis Co. 1963.
54. Kitchen S & Bazin S. *Eletroterapia de Clayton*. São Paulo: Manole. 1996.
55. Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, Arnold LM, Choi H, Deyo RA, Gabriel S, Hirsch R, Hochberg MC, Hunder GG, Jordan JM, Katz JN, Kremers HM,

- Wolfe F. Estimates of prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. *Arthritis Rheum* 2008; Jan 58 (1): 26-35.
56. Lewek M, Rudolph K, Snyder-Mackler L. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res*; 2004, 22:110-115.
 57. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* 2000; 23(11): 1647-1666.
 58. M. Bjordal JM, Lopes-Martins RAB & Iversen VV. A randomized, placebo controlled trial of low level laser therapy for activated Achilles tendinitis with microdialysis measurement of peritendinous prostaglandin E2 concentrations. *Br J Sports Med* 2006; 40(1): 76-80, 2006.
 59. Maffiuletti NA; Pensini M; Martin A. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *J Appl Physiol* 2002; 92: 1383-1392.
 60. Maffiuletti, NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol* 2010; May 110: 223-234.
 61. Maganaris CN. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*; 2001 Aug 172(4): 279-285.
 62. Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther* 2003 Aug; 83(8): 713-721.
 63. Mairet S, Maisetti O, Rolland E, Portero P. Neuromuscular and architecture alterations of the vastus lateralis muscle in elderly patients with unilateral knee osteoarthritis. *Ann Readapt Phys* 2008; 51: 16-23.

64. March LM & Bachmeier CJM. Economics of osteoarthritis: a global perspective. *Baillieres Clin Rheumatol* 1997; 11(4): 817-834.
65. Melo, MM, Aragão FA & Vaz MA. Neuromuscular electrical stimulation for muscle strengthening in elderly with knee osteoarthritis: A systematic review. *Clin Compl Ther Clin Prac* 2013; (19): 27-31.
66. Mendis MD, Wilson SJ, Stanton W, Hides JA. Validity of real-time ultrasound imaging to measure anterior hip muscle size: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Orthop and Sports Phys Ther* 2010; 40 (9): 577-581.
67. Merletti, R. Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kines* 1999 February; 9(1):III-IV.
68. Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *J Orthop Res* 2000; 18:171-175.
69. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979; 58(3): 115-130.
70. Morton NA. The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study. *Aust J Physiother* 2009; 55(2): 129-133.
71. Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P. Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol*; Jun 2003; 95: 2229-2234.
72. Nuki G. Osteoarthritis: a problem of joint failure. *J Rheum* 1999; 58:142-147.
73. O'Reilly SC; Jones A; Muir KR & Doherty M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Ann Rheum Dis* 1998; 57:588-648.
74. Paillard T. Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Med* 2008; 38(2): 161-171.

75. Palmiere-Smith RM, Thomas AC, Karvonen-Gutierrez C, Sowers, MF. A clinical trial neuromuscular electrical stimulation in improving quadriceps muscle strength and activation among women with mild and moderate osteoarthritis *Phys Ther*, 2010 90: 1441-1452.
76. Park J & Hopkins JT. Induced Anterior Knee Pain Immediately Reduces Involuntary and Voluntary Quadriceps Activation. *J Clin Sport Med* 2013; 23:19-24.
77. Petterson SC, Mizner RL, Stevens JE, Rasis L, Bodenstab A, Snyder-Mackler L. Improved function from progressive strengthening interventions after total knee arthroplasty: a randomized clinical trial with an imbedded prospective cohort. *Arthritis Rheum* 2009; 61(2): 174-83.
78. Petterson SC; Barrance P, Buchanan T, Binder-Macleod S & Snyder-Mackler L. Mechanism underlying quadriceps weakness in knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40(3): 422-427.
79. Raj IS, Bird SR, Westfold BA, Shield AJ. Effects of eccentrically biased versus conventional weight training in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(6): 1167-1176.
80. Reed SC, Jackson RW, Glossop N, Randle J. An in vivo study of the effect of excimer laser irradiation on degenerate rabbit articular cartilage. *Arthroscopy* 1994; 10(1): 78-84.
81. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Exp Physiol* 2004; 89 (6): 675-689.
82. Riggs CM. Osteochondral injury and joint disease en the athletic horse. *Equine vet. Education* 2006; 18(2): 100-112.

83. Robinson AJ & Snyder-Mackler L. *Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia e Teste Eletrofisiológico*. Artmed: São Paulo. Terceira edição. 2010.
84. Rosemffet MG, Schneeberger EE, Citera G, Sgobba ME, Laiz C, Schmulevich H, Artçanuturru P, Gagliari S, Cocco JAM. Effects of functional electrostimulation on pain, muscular strength, and functional capacity in patients with osteoarthritis of the knee. *J Clin Rheumatol* 2004; Oct 10(5): 246-249.
85. Sale DG. Neural Adaptation to Strength Training. In: Komi P, editor. *Strength and Power in Sport: Olympic Encyclopedia of Sports Medicine*, Volume III. 2nd ed. Oxford, UK: Blackwell Science; 2003.
86. Selkowitz DM. Improvement in the isometric strength of quadriceps femoris muscles after training with electrical stimulation. *Phys Ther* 1985; 65: 186-196.
87. SENIAM. 2012. Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. [<http://www.seniam.org>].
88. Slemeda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazzuca S, Braustein EM, Katz BP, Wolinsky FD. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med* 1997; 127-197.
89. Slemeda C, Heilman DK, Brandt KD, Katz BP, Mazzuca S, Braustein EM, Byrd D. Reduced quadriceps strength relative to body weight: A risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum* 1998; 41: 1951-1959.
90. Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL and Stralka SW. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective randomized clinical trial of electrical stimulation. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77: 1166-1173.

91. Snyder-Mackler L, Delitto A, Stralka SW, Bailey SL. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther* 1994; 74(10): 901-907.
92. Staehli S, Glatthorn JF, Casartelli N, Maffiuletti NA. Test-retest reliability of quadriceps muscle function outcomes in patients with osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol* 2010, 20: 1058-1065.
93. Starkey C. *Therapeutic Modalities*. Philadelphia: FA Davis Company. Third edition. 2004.
94. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds. *Phys Ther* 2002; 82(2): 128-137.
95. Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L. Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34(1): 21-29.
96. Strokes M, Young A. The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clin Sci* 1984; Jul 67(1): 7-14.
97. Suetta C, Andersen JL, Dalgas U, Berget J, Koskinen S, Aagaard P, Magnusson SP and Kjaer M. Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. *J Appl Physiol* 2008; 105: 180-186.
98. Suter E & Herzog W. Effect of number of stimuli and timing of twitch application on variability in interpolated twitch torque. *J Appl Physiol* 2001; 90: 1036-1040.

99. Suter E, Herzog W, Souza DK, Bray R. Inhibition of the quadriceps muscles inpatients with anterior knee pain. *J Appl Biomech* 1998; 14(4):360-373.
100. Talbot LA, Gaines JM, Ling SM, Metter EJ. A home-based protocol of electrical muscle stimulation for quadriceps muscle strength in older adults with osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol* 2003; Jul 30(7): 1571-1578.
101. Trimble MH & Enoka RM. Mechanism underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther* 1991; 71: 273-280.
102. Van Peppen RPS, Kwakkel G, Wood-Dauphinee S, Hendriks HJH, Dekker J. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence. *J Clin Rehabil* 2004; Dec 18(8): 833-862.
103. Van Tulder MW, Cherkin DC, Berman B, Lao L, Koes BW. The effectiveness of acupuncture in the management of acute and chronic low back pain. A systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group. *Spine* 1999; 24(11): 1113-1123.
104. Vanderthommen M & Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev* 2007; Oct 35 (4): 180-185.
105. Vaz MA, Aragão FA, Boschi ES, Fortuna R, Melo MO. Effects of Russian current and low-frequency pulsed current on discomfort level and current amplitude at 10% maximal knee extensor torque. *Physiother Theory and Pract* 2012; 28(8): 617-623.
106. Vaz MA, Baroni BM, Geremia JM, Lanferdini FJ, Mayer A, Arampatzis A, Herzog W. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural

and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *Journal Orthop Res* 2013, 31 (4) 511-516.

107. Veiga ACR. *Estudo retrospectivo de casuística, abrangendo metodologia diagnóstica da osteoartrite em equinos*. 2006. 80f. Dissertação (Mestrado em Clínica Veterinária), Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, São Paulo, São Paulo.
108. Walt: 2010. *World Association for Laser Therapy* [<http://www.walt.nu/dosage-recommendations.html>].