

JENNIFER GRANJA PEIXOTO

**EFEITO DO KINESIO TAPING SOBRE A DOR, FUNÇÃO FÍSICA, MOBILIDADE,
MARCHA E DESEMPENHO MUSCULAR DE MULHERES COM OSTEOARTRITE
DE JOELHOS: um ensaio clínico aleatorizado**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2015

JENNIFER GRANJA PEIXOTO

**EFEITO DO KINESIO TAPING SOBRE A DOR, FUNÇÃO FÍSICA, MOBILIDADE,
MARCHA E DESEMPENHO MUSCULAR DE MULHERES COM OSTEOARTRITE
DE JOELHOS: um ensaio clínico aleatorizado**

Tese apresentada ao Programa Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível doutorado, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientadora: Prof^a Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2015

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL - Desempenho Funcional Humano
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mesreab@eeffto.ufmg.br FONE: (31) 3409-4781/7395

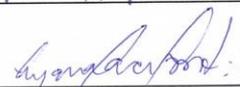
ATA DE NÚMERO 42 (QUARENTA E DOIS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **JENNIFER GRANJA PEIXOTO** PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 26 (vinte e seis) dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e quinze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: “**EFEITO DO KINESIO TAPING SOBRE A DOR, FUNÇÃO FÍSICA, MOBILIDADE, MARCHA E DESEMPENHO MUSCULAR DE MULHERES COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS: Um ensaio clínico aleatorizado**”. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Mariana Asmar Alencar, Renan Alves Resende, Lygia Paccini Lustosa e Vinícius Cunha de Oliveira sob a Presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 10h00 com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata **aprovada e apta a receber o título de Doutora após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2015.

Professora Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela 

Professora Dra. Mariana Asmar Alencar 

Professor Dr. Renan Alves Resende 

Professora Dra. Lygia Paccini Lustosa 

Professor Dr. Vinícius Cunha de Oliveira 

Marilane Soares – SIAPE: 084190 
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a Tese de Doutorado de **JENNIFER GRANJA PEIXOTO** intitulada: **“EFEITO DO KINESIO TAPING SOBRE A DOR, FUNÇÃO FÍSICA, MOBILIDADE, MARCHA E DESEMPENHO MUSCULAR DE MULHERES COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS: Um ensaio clínico aleatorizado”**, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Profa. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela	Aprovada	<i>L. Salmela</i>
Profa. Dra. Mariana Asmar Alencar	Aprovada	<i>Mariana Asmar Alencar</i>
Prof. Dr. Renan Alves Resende	APROVADA	<i>Renan Alves Resende</i>
Profa. Dra. Lygia Paccini Lustosa	APROVADA	<i>Lygia Paccini Lustosa</i>
Prof. Dr. Vínicius Cunha de Oliveira	Aprovada	<i>V. C. de Oliveira</i>

Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2015.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

Dedico este trabalho ao meu pai que, da melhor forma que lhe foi possível, forjou meu o caráter e a minha vontade de crescer moral, intelectual e espiritualmente.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus pela bênção da vida e pela graça de ser fisioterapeuta e professora universitária.

Agradeço, ainda, à minha orientadora a professora Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela por ser um exemplo a ser seguido, por ser um modelo de inteligência e dedicação, e por ter envidado esforços incomensuráveis para que eu pudesse conquistar esse sonho, apesar de todas as minhas dificuldades. Você me inspira a ser uma professora e pesquisadora melhor!

À banca examinadora da qualificação, professor João Marcos Domingues Dias e professoras Juliana de Melo Ocarinho e Lygia Paccini Lustosa e à Comissão Examinador de defesa de tese: professores Renan Alves Resende e Vinícius Cunha de Oliveira e as professoras Mariana Asmar Alencar, Lygia Paccini Lustosa e Amélia Pasqual Marques que em muito contribuíram para o aperfeiçoamento do meu trabalho e com quem aprendi valiosos ensinamentos.

Agradeço a todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação que contribuíram para ampliar os meus conhecimentos e que tanto se dedicam à formação de seus alunos.

Gostaria de agradecer, também, à Mariana Ribeiro Silva, Gerdeany Mendes da Costa, Patrick Roberto Avelino e Maíra Vianna por terem me auxiliado durante a coleta de dados. Sem o esforço e a dedicação de vocês eu, certamente, não teria conseguido!

Aos meus colegas de doutorado com quem partilhei momentos de aprendizado e superação. Foi uma honra e um prazer tê-los conhecido.

Aos meus amigos queridos de tantos momentos bons e ruins, que tanto me auxiliaram nos momentos de dificuldade e que me inspiraram a prosseguir na realização deste sonho: Paula Silva de Carvalho Chagas, Cyntia Pace, Bruno de Souza Moreira, Christiana Vargas e Giovanna Mendes Amaral. Amo vocês profundamente!

À direção da Faculdade de Fisioterapia da UFJF que permitiram que eu pudesse me dedicar aos estudos e que me apoiaram durante todo o processo. Muito obrigada!

Por último e, não menos importante, gostaria de agradecer à minha

família pela compreensão que tiveram todas as vezes em que eu abri mão da sua companhia para me dedicar aos trabalhos necessários, pelo carinho que me ofertaram nos momentos de dor e medo e por me dedicarem um amor sublime e incondicional, apesar de todos os pesares.

Pai e mãe, vocês são os responsáveis pelo que sou, pelo que tenho de melhor, e a sua dedicação às minhas causas, erguendo as bandeiras que forjei para mim, são a fonte da minha vontade de vencer. Amo vocês!

Minha irmã de sangue, de alma, Nanny: sua fortaleza e generosidade são um bálsamo maravilhoso que me curam e me fortalecem. Te amo de todo o coração!

Cassio Calabria, meu marido, meu amigo, não sei o que seria de mim sem você. O seu amor e a sua dedicação a mim foram imensos. Sei que abriu mão de muitos dos seus sonhos e necessidades para me dar suporte, me acolher e me ajudar. Nunca vou poder expressar, com palavras, toda a gratidão e todo amor que sinto por você. Perdemos muito neste processo... mas ainda temos quase tudo! Te amo!

RESUMO

Introdução: A osteoartrite (OA) é uma das doenças musculoesqueléticas mais comuns em todo mundo e o joelho é a articulação mais comumente afetada. O sintoma mais comum é a dor, havendo, também, perda de função, mobilidade, redução da velocidade da marcha e do desempenho muscular de quadríceps e da musculatura do quadril e, estes déficits, são mais pronunciados nas mulheres do que nos homens. O *Kinesio Taping* (KT) é uma técnica que propõe a aplicação de bandagens elásticas para, entre outros efeitos, reduzir a dor e estimular a musculatura. **Objetivos:** Analisar a eficácia da adição da aplicação do KT no glúteo máximo à aplicação no reto femoral sobre a dor, função física, mobilidade funcional, parâmetros espaço-temporais da marcha e desempenho muscular de mulheres com OA bilateral de joelhos. **Materiais e métodos:** Neste estudo piloto de um ensaio clínico randomizado e cegado, 52 mulheres, com média de idade 66 ± 10 anos foram alocadas aleatoriamente em dois grupos experimentais: grupo experimental I (GEI), que recebeu a aplicação do KT sobre o reto femoral e GE II, que recebeu a aplicação do KT sobre os músculos reto femoral e glúteo máximo. A dor e a autopercepção da função física foram avaliadas pelo *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC), a mobilidade funcional pelo teste *Timed Up and Go* (TUG), os parâmetros espaço-temporais da marcha pelo sistema GAITRite e o desempenho muscular dos extensores do joelho e rotadores externos do quadril pelo dinamômetro isocinético *Biodex*. Todas as medidas de desfecho foram obtidas antes e 48 horas após a aplicação do KT. ANOVAs mistas de medidas repetidas (2X2) foram utilizadas para avaliar os efeitos principais e de interação entre os grupos e o tempo, com um nível de significância de 5%. **Resultados:** A análise revelou efeitos estatisticamente significativos da aplicação do KT sobre a dor, autopercepção funcional, velocidade da marcha e desempenho muscular dos extensores de joelho para ambos os grupos de intervenção, sem efeitos de interação. Não foram observados efeitos sobre as medidas de mobilidade funcional e dos rotadores externos do quadril do MI mais sintomático. **Conclusões:** A aplicação de KT no glúteo máximo com a tensão e técnica empregada neste estudo, adicionalmente à aplicação do reto femoral, não gerou ganhos superiores nos desfechos avaliados. Foram observados, para ambos os grupos de intervenção, efeitos estatísticos e clinicamente significativos sobre a dor, autopercepção funcional e velocidade da marcha. Apesar de estatisticamente

significativos, os ganhos observados no desempenho muscular dos extensores do joelho, não parecem ser clinicamente relevantes.

PALAVRAS-CHAVE: Osteoartrite. Joelho. Kinesio taping. Dor. Função física. Mobilidade funcional. Marcha. Desempenho muscular.

ABSTRACT

Introduction: Osteoarthritis (OA) is one of the most common worldwide musculoskeletal diseases and the joint most commonly affected is the knee. The most common symptom is pain, although there is also loss of function and mobility, and reduced gait speed and performance of the knee and hip muscles. These deficits are more pronounced in women, than in men. Kinesiotaping (KT) is a technique that includes the application of elastic bandages, to reduce pain and stimulate the muscular activity. **Objectives:** To investigate the effects of the addition of the KT application over the gluteus maximus muscle to the rectus femoris on pain, physical function, functional mobility, gait, and muscular performance in women with bilateral knee OA. **Methods:** For this pilot blinded randomized controlled trial, 52 women with a mean age of 66 ± 10 years, were randomly allocated to two experimental groups. The experimental group I (EG I) received the KT application over the rectus femoris muscle and the EG II received the KT application over both rectus femoris and gluteus maximus muscles. Pain and perceived physical function were evaluated by the Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index (WOMAC), functional mobility by the Timed Up and Go test (TUG), temporal spatial gait parameters by the GAITRite system, and isokinetic performance of knee extensors and hip external rotators by the Biodex dynamometer. All outcomes were assessed at baseline and after 48 hours of KT application. Mixed ANOVAs (2X2) with repeated measures, followed by pre-planned contrasts were employed to assess main and interaction effects between the groups and time, with a significance level of 5%. **Results:** The analyses revealed significant effects of the KT application on pain, perceived physical function, gait speed, and performance of the knee extensor muscles for both groups, without interaction. No effects were observed on measures of functional mobility and performance of the hip external rotators. **Conclusions:** The addition of the KT application over the gluteus maximus muscle did not result in greater gains, compared to the application over only the rectus femoris muscle. The effects on pain, perceived physical function, and gait speed were statistically and clinically significant. Although statistically significant, the improvements in performance of the knee extensor muscles were probably not clinically relevant.

KEYWORDS: Osteoarthritis. Knee joint. Kinesio taping. Pain. Physical function. Functional mobility. Gait. Muscular performance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1:	Fluxograma de participantes	31
Figura 2:	Teste <i>Timed Up and Go</i>	39
Figura 3:	Aplicação do <i>Kinesio Taping</i> sobre o músculo reto femoral com fita em formato de “Y”	41
Figura 4:	Aplicação do <i>Kinesio Taping</i> sobre o músculo glúteo máximo com três fitas em formato de “I”	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Dados descritivos (média±desvio padrão) e resultados da comparação entre os grupos (valores críticos e de p), com respectivos intervalos de confiança (IC) de 95% [mínimo-máximo] das variáveis demográficas, antropométricas e clínicas.....	46
Tabela 2:	Dados descritivos (média±DP) das variáveis de desfecho avaliadas e diferenças intra e entre os grupos experimentais, com respectivos intervalos de confiança.....	48

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Média \pm desvio padrão dos escores de dor antes e após as intervenções para o GEI e GEII.....	49
Gráfico 2	Média \pm desvio padrão da função física antes e após as intervenções para o GEI e GEII.....	50
Gráfico 3	Média \pm desvio padrão do tempo gasto para realização do TUG antes e após as intervenções para o GEI e GEII.....	51
Gráfico 4	Média \pm desvio padrão da velocidade usual da marcha antes e após as intervenções para o GEI e GEII.....	52
Gráfico 5	Média \pm desvio padrão do trabalho dos extensores do joelho do MI mais sintomático antes e após as intervenções no GEI e GEII.....	53

LISTA DE ABBREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
OA	Osteoartrite
Ângulo-Q	Ângulo quadriciptal
MI	Membro inferior
IMC	Índice de massa corpórea
MMII	Membros inferiores
OARSI	<i>Osteoarthritis Research Society International</i>
TUG	<i>Timed Up and Go</i>
KT	<i>Kinesio taping</i>
EIAS	Espinha ilíaca ântero-superior
EIPS	Espinha ilíaca pósterio-superior
GE	Grupo experimental
EEFFTO	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
COEP	Comitê de ética em pesquisa
ReBEC	Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
MEEM	Mini-Exame do estado mental
ADM	Amplitude de movimento
WOMAC	<i>Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index</i>
EVAD	Escala visual analógica de dor
TAT	Tuberosidade anterior da tíbia
IC	Intervalo de confiança
EPM	Erro padrão de medida
TENS	Estimulação elétrica transcutânea

SUMÁRIO

	PÁGINA
PREFÁCIO	17
1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Justificativa	25
1.2 Objetivos e hipóteses	26
1.2.1 <i>Objetivos</i>	<i>26</i>
1.2.2 <i>Hipóteses</i>	<i>27</i>
2. MATERIAIS E MÉTODOS	28
2.1 Delineamento do estudo.....	28
2.2 Aspectos éticos.....	28
2.3 Amostra.....	29
2.4 Aleatorização	32
2.5 Instrumentos e procedimentos.....	32
2.5.1 <i>Ficha de Identificação e Avaliação inicial.....</i>	<i>32</i>
2.5.2 <i>Mensuração do desempenho muscular.....</i>	<i>33</i>
2.5.3 <i>Mensuração de dor e da função física autorrelatadas.....</i>	<i>36</i>
2.5.4 <i>Mensuração das variáveis espaço-temporais da marcha.....</i>	<i>37</i>
2.5.5 <i>Mensuração da mobilidade funcional.....</i>	<i>38</i>
2.6 Intervenções	40
2.7 Análise estatística.....	43
3. RESULTADOS.....	45
3.1 Caracterização da amostra.....	45
3.2 Efeitos das Intervenções	47
3.2.1 <i>Dor e função física autorrelatadas avaliadas pelo WOMAC</i>	<i>49</i>
3.2.2 <i>Mobilidade funcional</i>	<i>50</i>
3.2.3 <i>Variáveis espaço-temporais.....</i>	<i>51</i>
3.2.4 <i>Desempenho muscular.....</i>	<i>53</i>
4. DISCUSSÃO	55
5. CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS.....	63
APÊNDICE 1 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	78

APÊNDICE 2	Termo de Autorização para Utilização da Imagem	82
APÊNDICE 3	Ficha de Avaliação Inicial	83
ANEXO I	Artigo Publicado	84
ANEXO II	Artigo Publicado	89
ANEXO III	Comprovante de envio de artigo para publicação.....	96
ANEXO IV	Artigo enviado para publicação	97
ANEXO V	Normas para publicação na Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal	117
ANEXO A	Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais	120
ANEXO B	Registro do Ensaio Clínico no ReBEC.....	121
ANEXO C	Mini-Exame do Estado Mental	122
ANEXO D	Questionário Algofuncional de Lequesne	124
ANEXO E	Índice WOMAC para Osteoartrite	125
	Mini Currículum Vitae	131

PREFÁCIO

Na elaboração desta tese, foram seguidas as normas estabelecidas pelo Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais para formato expandido, em consonância com as normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Dentre os requisitos necessários para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação, estão a elaboração e desenvolvimento de um projeto de pesquisa e a produção de artigos científicos relacionados e não relacionados a tese.

Com o intuito de atender a estas exigências, inicialmente foram produzidos dois artigos científicos com dados previamente coletados, que foram publicados em periódicos internacionais, conforme disposto abaixo e disponíveis em anexo:

1. PEIXOTO JG, DIAS JMD, DIAS RC, FONSECA ST, TEIXEIRA-SALMELA LF. Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52(2): e253-e257, 2011 (Anexo I).
2. PEIXOTO JG, DIAS JMD, DIAS RC, OLIVEIRA CLB, BARBOSA JM, TEIXEIRA-SALMELA LF. Greater Q-angle measures are not associated with pain and muscular or functional performance in elderly women with knee osteoarthritis. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 29(2):135-141, 2013 (Anexo II).

Durante a coleta de dados do estudo principal, foi realizado um estudo com jovens saudáveis e, do qual, resultou em um artigo, que foi enviado para a Revista Terapia Manual (*Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*) (Anexo III) intitulado **Pode o kinesio taping alterar a inclinação pélvica de mulheres jovens saudáveis?** (Anexo IV), de acordo com as normas da revista acima citada para publicação (Anexo V).

A coleta de dados do estudo principal teve início em maio de 2012 e foi finalizada no final do mês de abril de 2013. Ao final da coleta de dados, em virtude do adoecimento de um ente da família e por problemas pessoais, o trabalho em

questão foi suspenso e o retorno efetivo às atividades se deu em agosto de 2014, onde se deu o processamento dos dados do estudo principal e a elaboração da tese. Esta é constituída de uma introdução, que abrange uma revisão bibliográfica relativa ao tema, bem como a sua justificativa e os objetivos, o método detalhado, os resultados, a discussão e as conclusões do estudo, além das referências bibliográficas. Por fim, estão os apêndices e anexos pertinentes a presente tese. Este trabalho será submetido para publicação, após a defesa, em formato de artigo, em revista especializada que será definida à posteriori.

Ao final da tese, encontra-se o mini *currículum vitae* da doutoranda, com as atividades acadêmicas desenvolvidas e a produção científica gerada durante o período de doutoramento.

1 INTRODUÇÃO

O termo osteoartrite (OA) descreve uma doença caracterizada patologicamente por áreas focais de perda de cartilagem articular nas articulações sinoviais, associada com diferentes graus de formação de osteófitos, alterações no osso subcondral e sinovite (DIEPPE, LOHMANDER, 2005). Esta é, contudo, uma doença crônico-degenerativa, que promove alterações não apenas na cartilagem articular, como também em todos os outros componentes articulares (ARDEN, NEVITT, 2006; HUNTER, FELSON, 2006) devido a alterações congênicas, adquiridas ou desenvolvidas que resultam em um estresse anormal sobre a articulação (BRANDT, DIEPPE, RADIN, 2009).

A hipótese mais prevalente sobre a patogênese da OA é a de que o trauma agudo, o uso excessivo ou a mecânica alterada podem destruir os condrócitos e perturbar a matriz extracelular, resultando em depleção de proteoglicanas (AIGNER, MCKENNA, 2002; BLANCO *et al.*, 1998), que é essencial para manter o papel de suporte de carga da cartilagem (WILSON, MCWALTER, JOHNSTON, 2009). Nota-se que, com muita frequência, é feito um paralelo da cartilagem articular com as máquinas. Assim, pondera-se que, como as cargas mais elevadas em um rolamento aumentariam a taxa de desgaste em sua superfície, cargas altas o suficiente poderiam destruir qualquer tipo de tecido. Desta forma, parece claro que existe um nível de carga comum que pode ferir a cartilagem de forma irreversível, levando à erosão da superfície articular (WILSON, MCWALTER, JOHNSTON, 2009).

Muito embora seja considerada uma doença progressiva e seja muito comum na comunidade a presença de OA sintomática, a grande maioria das pessoas tem doença leve e a progressão para doença grave é bastante incomum (DIEPPE, LOHMANDER, 2005). Apesar disto, a OA é uma das doenças musculoesqueléticas mais comuns em todo mundo (HINMAN *et al.*, 2002), sendo a principal causa de morbidade, incapacidade e perda funcional na população geral (DIRACOGLU *et al.*, 2005).

Dentre as articulações de sustentação de peso, a do joelho é a mais frequentemente afetada pela OA (DIRACOGLU *et al.*, 2005). Pacientes com OA menos severa tendem a gerar, naturalmente, uma alteração no padrão de marcha, para reduzir o momento adutor externo nos joelhos, o que acarreta em um aumento do momento abductor interno no quadril e no joelho (MUNDERMANN, DYRBY,

ANDRIACCHI, 2005). No entanto, deve haver múltiplas maneiras dos indivíduos adaptarem-se às alterações sofridas (ERHART *et al.*, 2008) e o alinhamento estático, por si só, não pode prever a carga dinâmica no joelho durante a marcha (TEIXEIRA, OLNEY, 1996).

A OA moderada de joelho está associada com determinadas diferenças biomecânicas entre os sexos, de tal forma que, em mulheres, há uma menor geração de torque nos joelhos e tornozelos e menor amplitude de movimento no joelho, enquanto que os homens mantêm estes parâmetros mecânicos próximos ao normal, quando comparados com voluntários sem OA (MCKEAN *et al.*, 2007).

Pessoas com OA de joelhos apresentam, pelo acima exposto, comprometimento de vários dos mecanismos passivos e neuromusculares que proveem estabilidade articular. Em contrapartida, a manutenção da estabilidade articular é condição ímpar para a realização de tarefas funcionais e para a proteção da integridade articular (DUAN, ALLEN, SUN, 1997; WAGNER, BLICKHAN, 2003).

A dor é o sintoma dominante e o osso subcondral e a sinóvia podem ser os responsáveis por estímulos nociceptivos. A sensibilização nervosa periférica é uma característica importante, pois pode gerar dor em atividades normais, como caminhar, por exemplo. A sensibilização central também pode ocorrer (ARENDRT-NIELSEN *et al.*, 2010; DIEPPE, LOHMANDER, 2005) e os fatores biopsocossociais são determinantes na intensidade da dor (DIEPPE, LOHMANDER, 2005; HUNTER, FELSON, 2006). A intensidade da dor também está relacionada à amplitude de flexo-extensão dinâmica do joelho durante a marcha e ao índice de massa corpórea (IMC), o que indica que fatores mecânicos estão relacionados à dor na OA de joelhos (MALY, COSTIGAN, OLNEY, 2008).

Assim, a dor está intimamente associada à perda de funcionalidade, uma vez que está presente nas atividades de vida diária, que envolvem os membros inferiores (MMII) (ARDEN, NEVITT, 2006) como, por exemplo, subir e descer escadas, agachar e sentar com joelhos fletidos (FULKERSON, ARENDRT, 2000). Entretanto, a dor não está relacionada, necessariamente, com a gravidade radiográfica da doença (HANNAN, FELSON, PINCUS, 2000). Além disso, mulheres com OA de joelhos referem mais dor e pior qualidade de vida do que os homens (DEBI *et al.*, 2009).

A fraqueza muscular é tida como um fator de risco potencial para o desenvolvimento da doença, porque aumenta a sobrecarga articular. Isto ocorre pela redução da área de secção transversa muscular e pela sua capacidade reduzida para

ativar fibras ou por ambas as condições associadas. No entanto, não está claro se os exercícios influenciam o desenvolvimento e a progressão da doença (BENNELL *et al.*, 2008).

Pessoas com OA de joelhos tem 13% menos função física e 26% menos capacidade de gerar força de quadríceps, além de uma deteriorização da composição deste grupo muscular do que pessoas saudáveis pareadas por idade e sexo (LIKAVAINIO *ET AL.*, 2008). A contração do reto femoral se mantém ao longo de toda a fase de apoio dos pacientes com OA e, nos indivíduos saudáveis, apenas na fase inicial e média do apoio (AL-ZHRANI, BAKHEIT, 2002). De fato, os indivíduos com OA grave apresentam maior amplitude de ativação durante quase toda a fase de apoio dos músculos vasto lateral e medial e isquiossurais, quando comparados ao grupo de OA moderado e assintomático (HUBLEY-KOZEY *et al.*, 2009). Este padrão de contração dos músculos ocorre provavelmente para manter a estabilidade da articulação (AL-ZHRANI, BAKHEIT, 2002).

Contudo, não é apenas o reto femoral de pessoas com OA de joelhos que é mais fraco já que a musculatura do quadril demonstra uma fraqueza significativa em comparação com controles assintomáticos (COSTA *et al.*, 2010; HINMAN *et al.*, 2010) e não está claro se a fraqueza muscular do quadril precede o início da OA de joelho ou ocorre como uma consequência da doença (HINMAN *et al.*, 2010).

Fatores proximais podem afetar a mecânica da articulação tibiofemoral e patelofemoral e há evidências crescentes que sugerem que o controle eficiente do quadril, pelve e tronco provavelmente desempenha um papel no que diz respeito ao mecanismo da lesão e, neste sentido, as mulheres são mais predispostas às influências proximais do que os homens (POWERS, 2010). Além disso, o fortalecimento dos músculos do quadril de pessoas com OA de joelhos pode melhorar a sintomatologia dolorosa (BENNELL *et al.*, 2010), muito embora não haja correlação entre a gravidade radiográfica da OA de joelho e a força muscular isocinética do quadril (COSTA *et al.*, 2010). A fraqueza do quadríceps se relaciona com a redução da velocidade da marcha e, quando há atrofia ou falha de ativação do quadríceps, o músculo glúteo máximo gera mais força na fase inicial de apoio para compensar a fraqueza do quadríceps, freando a progressão e fornecendo suporte vertical (THOMPSON *et al.*, 2013). Apesar das evidências de que o músculo glúteo máximo ser fraco como o quadríceps em pessoas com OA de joelhos (COSTA *et al.*, 2010).e da sobrecarga existente sobre ele durante a marcha, a maioria das intervenções

direcionadas ao tratamento e controle de sintomas das pessoas com OA de joelhos é direcionada para o joelho e para os músculos que atuam nesta articulação.

A marcha, por seu turno, é uma das principais limitações funcionais dos pacientes com OA e a estratégia motora utilizada tem o intuito de minimizar a carga articular e, assim, aliviar a dor. Estudos relataram redução na velocidade da marcha (AL-ZAHRANI, BAKHEIT, 2002; KAUFMAN *et al.*, 2001) e no comprimento da passada e uma maior fase de apoio no ciclo da marcha (AL-ZAHRANI, BAKHEIT, 2002). Esta redução na velocidade é relatada por MÜNDERMMANN *et al.* (2004) como uma estratégia para redução do momento adutor do joelho mas, no entanto, eles observaram que apenas os indivíduos com OA menos grave se beneficiavam desta estratégia (MUNDERMANN *et al.*, 2004).

As alterações espaço-temporais presentes na marcha de pessoas com OA de joelhos são importantes, a ponto de servirem de base para uma nova classificação de gravidade da doença (ELBAZ *et al.*, 2014). Além disso, estes parâmetros são, também, utilizados para avaliar o efeito de determinadas intervenções para esses indivíduos (ELBAZ *et al.*, 2010; JEGU *et al.*, 2014). O percentual de apoio simples é um parâmetro objetivo indicado na avaliação abrangente de pacientes com OA de joelhos, visto que em pessoas saudáveis, o percentual de apoio simples corresponde a 38-40% do ciclo da marcha, enquanto que em pessoas com OA de joelhos corresponde a 24-43% e está moderadamente relacionada com o nível de dor (DEBI *et al.*, 2011).

Pessoas com OA de joelhos apresentam, também, déficits de mobilidade, de tal forma que há uma relação entre tempo despendido para a realização do teste *Timed Up and Go* (TUG) e a gravidade radiográfica da OA de joelhos e, assim, quanto maior o tempo para realizar o TUG, maior a gravidade radiográfica da OA (SABIRLI, PAKER, BUGDAYCI, 2013). A função física autorrelatada, medida pelo questionário Lequesne, e a idade são responsáveis por 29% da variância encontrada no TUG em pessoas com OA de joelhos. Neste sentido, pessoas com OA de joelhos realizam o TUG de 19 a 26% mais lentamente do que pessoas saudáveis pareadas por idade e sexo (LIKAVAINIO *et al.*, 2008).

Dentre as medidas terapêuticas utilizadas frequentemente no tratamento da OA de joelhos, encontram-se as bandagens, que são métodos simples e que aumentam as opções de tratamento conservador na OA de joelhos, visto que podem reduzir a dor e a incapacidade autorrelatada destes pacientes (HINMAN *et al.*, 2003).

As duas técnicas de bandagens comumente utilizadas para o controle da dor anterior do joelho em atividades funcionais são as técnicas de *McConnell* e *Kinesio Taping®* e ambas, comparadas com a condição sem bandagem, parecem ser efetivas em pessoas jovens (CAMPOLO *et al.*, 2013).

A bandagem rígida de McConnel tem sido sugerida como método terapêutico coadjuvante de medicações e exercícios no tratamento conservador da OA de joelhos (HINMAN *et al.*, 2004). Contudo, apesar de não haver relatos específicos na literatura sobre a incidência de reações alérgicas a esta bandagem, especificamente, a precaução com reações alérgicas é uma constante (BANDYOPADHYAY, MAHAPATRA, 2012).

Kinesio Taping (KT) é uma técnica que envolve a aplicação de uma bandagem elástica e foi desenvolvida na década de 1970 pelo quiropata *Kenzo Kase*, a qual é bastante empregada em lesões desportivas (WILLIAMS *et al.*, 2012). O KT ganhou popularidade rapidamente na comunidade atlética e, com isso, seu uso se popularizou desde os Jogos Olímpicos de Pequim, em 2008 (DROUIN *et al.*, 2013).

O método foi desenvolvido para gerar suporte e estabilidade para os músculos e articulações sem que, para isso, seja necessário restringir as amplitudes de movimento. Para tanto, faz-se uso de uma fita de algodão que tem uma textura e elasticidade muito próximas às de tecidos humanos vivos. Esta fita possui propriedades elásticas e adesivas que permitem a mobilidade e a transpiração adequada da pele e, por ser resistente em meio aquático, pode ser usada, ininterruptamente, por um período de tempo que pode variar de 3 a 5 dias. Além disso, por não possuir látex, aparentemente tem menor potencial alérgico. O KT possui, como propriedade mecânica, uma elasticidade tal que permite 50% de acréscimo no seu comprimento quando sobre a bandagem é empregada uma tensão de 100% (KASE, WALLIS, KASE, 2003). Assim, 30% de tensão gera 15% de distensão e, na medida em que a maioria dos práticos utiliza técnicas intuitivas de aplicação, é importante que se estabeleçam critérios objetivos para garantir a reprodutibilidade da tensão desejada para se testar efeitos específicos. Desta forma, utilizar o controle da distensão gerada sobre a bandagem é uma possibilidade metodológica para se garantir o emprego da mesma tensão em diferentes indivíduos de uma dada amostra.

As técnicas de aplicação do KT mais empregadas utilizam tensões inferiores a 40%, ou seja, a fita tem um acréscimo de, no máximo, 20% no seu comprimento original e objetivam tratar quadros álgicos e desequilíbrios mecânicos

sem, contudo, alterar a mobilidade. Entretanto, há técnicas nas quais são aplicadas tensões iguais e superiores a 60%, que podem restringir o movimento e/ou facilitá-lo (KASE, HASHIMOTO, OKANE, 1998; KASE, WALLIS, KASE, 2003).

Portanto, nesta técnica, a bandagem é colada sobre a pele após uma determinada tensão ter sido aplicada sobre ela e o músculo alvo da aplicação é colocado, durante o procedimento, em posição alongada. Contudo, pode-se, de acordo com o manual da técnica, estimular ou inibir determinada musculatura, utilizando-se o KT. A aplicação da bandagem feita no sentido da inserção para a origem (de distal para proximal) teria efeito inibitório e, quando o sentido de aplicação o KT é da origem para a inserção (de proximal para distal), teria efeito de facilitação ou estimulação muscular (KASE, HASHIMOTO, OKANE, 1998; KASE, WALLIS, KASE, 2003). Desta forma, na técnica estimulatória, o KT é colocado sobre a pele do músculo, em uma posição alongada, no sentido origem-inserção e com uma tensão sobre a zona terapêutica que pode variar entre 25% a 35% com o intuito de reeducar o sistema neuromuscular e melhorar o desempenho muscular (KASE, WALLIS, KASE, 2003). No entanto, não foram encontradas evidências de que este fundamento da técnica é verdadeiro, já que foi demonstrado que a direção da aplicação da bandagem não interfere no efeito da técnica (ALEXANDER *et al.*, 2003).

Apesar disto, acredita-se que o KT pode promover a correção da função muscular por meio do fortalecimento de músculos fracos e diminuição da dor através da supressão neurológica (DROUIN *et al.*, 2013). Embora o KT seja utilizado em atletas para prevenir lesões (VERHAGEN, MERCHELEN, VENTE, 2000), não foram encontradas evidências científicas, que endossem o uso desta técnica para otimizar o desempenho atlético (DROUIN *et al.*, 2013). De fato, estudos que avaliaram o efeito do KT em amostras de atletas do sexo masculino (CHANG *et al.*, 2010; HOYO *et al.*, 2013), com amostra de atletas de ambos os sexos (FU *et al.*, 2008) ou de indivíduos de ambos os sexos engajados em atividades recreacionais (VERCELLI *et al.*, 2012), não observaram efeito desta bandagem sobre o desempenho muscular. Contudo, com amostras de mulheres saudáveis e não atletas (VITHOULKA *et al.*, 2010) e de jovens de ambos os sexos sedentários (FRATOCCHI *et al.*, 2013), além de amostra composta de pessoas com síndrome do impacto subacromial (SIMSEK *et al.*, 2013) e dor retropatelar (AYTAR *et al.*, 2011) foi observada melhora no desempenho muscular após a aplicação do KT. Estes resultados podem sugerir que o KT talvez tenha efeitos mais evidentes em pessoas com algum déficit muscular.

Adicionalmente, vários estudos avaliaram o efeito do KT sobre a dor (AKBAS, ATAY, YUKSEL, 2011; AYTAR *et al.*, 2011; CAMPOLO *et al.*, 2013; CASTRO-SANCHEZ *et al.*, 2012; DJORDJEVIC *et al.*, 2012; GONZALEZ-IGLESIAS *et al.*, 2009; KAYA, ZINNUROGLU, TUGCU, 2011; KURU, YALIMAN, DERELI, 2012; NAMBI, SHAH, 2012; PAOLONI *et al.*, 2011; PELOSIN *et al.*, 2013; RISTOW *et al.*, 2013; SAAVEDRA-HERNANDEZ *et al.*, 2012; SIMSEK *et al.*, 2013; THELEN, DAUBER, STONEMAN, 2008; TSAI, CHANG, LEE, 2010) e alguns destes observaram resultados positivos atribuídos exclusivamente à aplicação de KT (CASTRO-SANCHEZ *et al.*, 2012; GONZALEZ-IGLESIAS *et al.*, 2009; PELOSIN *et al.*, 2013; SIMSEK *et al.*, 2013; THELEN, DAUBER, STONEMAN, 2008; TSAI, CHANG, LEE, 2010) em disfunções musculoesqueléticas.

Apesar de esta técnica ter o seu uso clínico difundido mundialmente, não possui, até o presente momento, um número significativo de pesquisas que possam elucidar os efeitos que são postulados pela *Associação Internacional de Kinesio Taping* em diferentes populações e, como consequência, não estão claros os mecanismos pelos quais estes efeitos atribuídos à técnica ocorrem.

1.1 Justificativa

A dor musculoesquelética produz, potencialmente, muitas mudanças na atividade motora, que podem ser explicadas por mecanismos periféricos e centrais, ela tem um efeito potente sobre a atividade motora e no controle motor. Assim, a perda da ativação e inibição seletiva de certos músculos que realizam funções sinérgicas chave, leva a perda da estabilidade e controle que são iniciadas com dor aguda e lesão tecidual, mas podem persistir até o período de cronicidade e, desta forma, podem ser uma razão para os sintomas contínuos (STERLING, JULL, WRIGHT, 2001).

Além disso, cabe ressaltar que a força voluntária máxima média produzida é inversamente proporcional e correlacionada com a dor experimentada durante a contração máxima e com o medo do movimento em pacientes com dor crônica (LINDSTROEM, GRAVEN-NIELSEN, FALLA, 2012) e que o tamanho da fibra muscular aumenta menos em homens idosos do que em jovens (MERO *et al.*, 2013). Isto indica que para se atingir resultados positivos com a cinesioterapia pode-se

necessitar de um tempo demasiadamente longo para as pessoas com OA de joelho que são, em sua maioria, idosos bastante sintomáticos.

Apesar das bandagens serem recorrentemente utilizadas como técnicas coadjuvantes em tratamentos conservadores de OA de joelho e ainda que exista um potencial teórico acerca de seus pretensos benefícios, sua eficácia ainda é controversa. Além disso, usualmente elas são testadas com técnicas de aplicação ao redor da patela (RICHETTE *et al.*, 2008) e, na medida em que a OA patelofemoral é uma entidade diferente da OA femorotibial (HINMAN, CROSSLEY, 2007), há um reducionismo no que tange a proposição destas técnicas para o tratamento da OA. Apesar de haver estudos que observaram efeito de melhora da dor quando o KT foi aplicado no reto femoral de pessoas com síndrome de dor patelofemoral (CAMPOLO *et al.*, 2013; KURU, YALIMAN, DERELI, 2012) e melhora da força explosiva do glúteo máximo quando o KT foi aplicado neste músculo em atletas (MOSTERT-WENTZEL *et al.*, 2012), nenhum estudo avaliou o efeito dessas aplicações, de forma simultânea, nestes dois músculos e o impacto disto na clínica e na função de pessoas com disfunções no joelho. Paralelamente, até o presente momento, não foi encontrado um estudo que tenha avaliado o efeito desta técnica, em nenhuma condição de teste, em pessoas com OA de joelhos. Portanto, seria de grande importância para o fomento da prática fisioterápica baseada em evidência científica que novos estudos avaliassem o efeito do KT aplicado nos músculos quadríceps e glúteo máximo sobre a dor, a função física, a mobilidade, a marcha e o desempenho muscular de mulheres com OA de joelhos.

1.2 Objetivos e hipóteses

1.2.1 Objetivos

Avaliar o efeito de 48 horas de utilização contínua do KT aplicado com técnica estimulatória sobre os músculos reto femoral do MI mais sintomático sobre as variáveis dor, função física, mobilidade, marcha e o desempenho muscular em mulheres com OA de joelhos e comparar estes efeitos com aqueles produzidos, quando adicionou-se uma aplicação do KT, com técnica estimulatória, sobre o músculo glúteo máximo, além do reto femoral.

1.2.2 Hipóteses

H0₁: A aplicação de KT, com técnica estimulatória, sobre os músculos reto femoral do MI mais sintomático e sua utilização por 48 horas contínuas não gera efeito sobre as variáveis dor, função física, mobilidade, marcha e o desempenho muscular em mulheres com OA de joelhos.

H0₂: A adição da aplicação do KT, com técnica estimulatória, sobre os músculos glúteo máximo e reto femoral, durante 48 horas, não produz efeitos superiores aqueles observados quando o KT é aplicado, apenas, sobre o músculo reto femoral sobre a dor, função física, mobilidade, marcha e desempenho muscular em mulheres com OA de joelhos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo

Foi conduzido um estudo piloto de um ensaio clínico aleatorizado controlado e mascarado, com dois grupos de intervenção. O Grupo Experimental (GE) I recebeu a aplicação de KT sobre o músculo reto femoral e o GEII recebeu esta aplicação adicionada à outra sobre o músculo glúteo máximo. As medidas foram realizadas antes e 48 horas após as intervenções e, os resultados obtidos serão utilizados como estudo de viabilidade para estudos futuros.

Este estudo foi desenvolvido nas dependências do Laboratório de Desempenho Funcional Humano do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), onde foram realizadas as avaliações e intervenções. Todos os procedimentos de avaliações foram realizados por avaliadores treinados, experientes e cegados em relação à alocação das voluntárias. O fisioterapeuta que aplicou as intervenções recebeu formação na aplicação da técnica por curso oficial, reconhecido pela Associação Internacional de *Kinesio Taping* gerida pelo criador da técnica.

2.2 Aspectos Éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP – ETIC 0368.0.203.000-11) (ANEXO A), em consonância com a resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96 e foi registrado no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos - ReBEC (RBR-3t3yck) (ANEXO B). Antes de iniciar a coleta de dados, as voluntárias foram convenientemente esclarecidas acerca dos objetivos, características e procedimentos da pesquisa e aquelas que concordaram em participar do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 1) e, quando aplicável, o termo de autorização para utilização de imagem (APÊNDICE 2).

2.3 Amostra

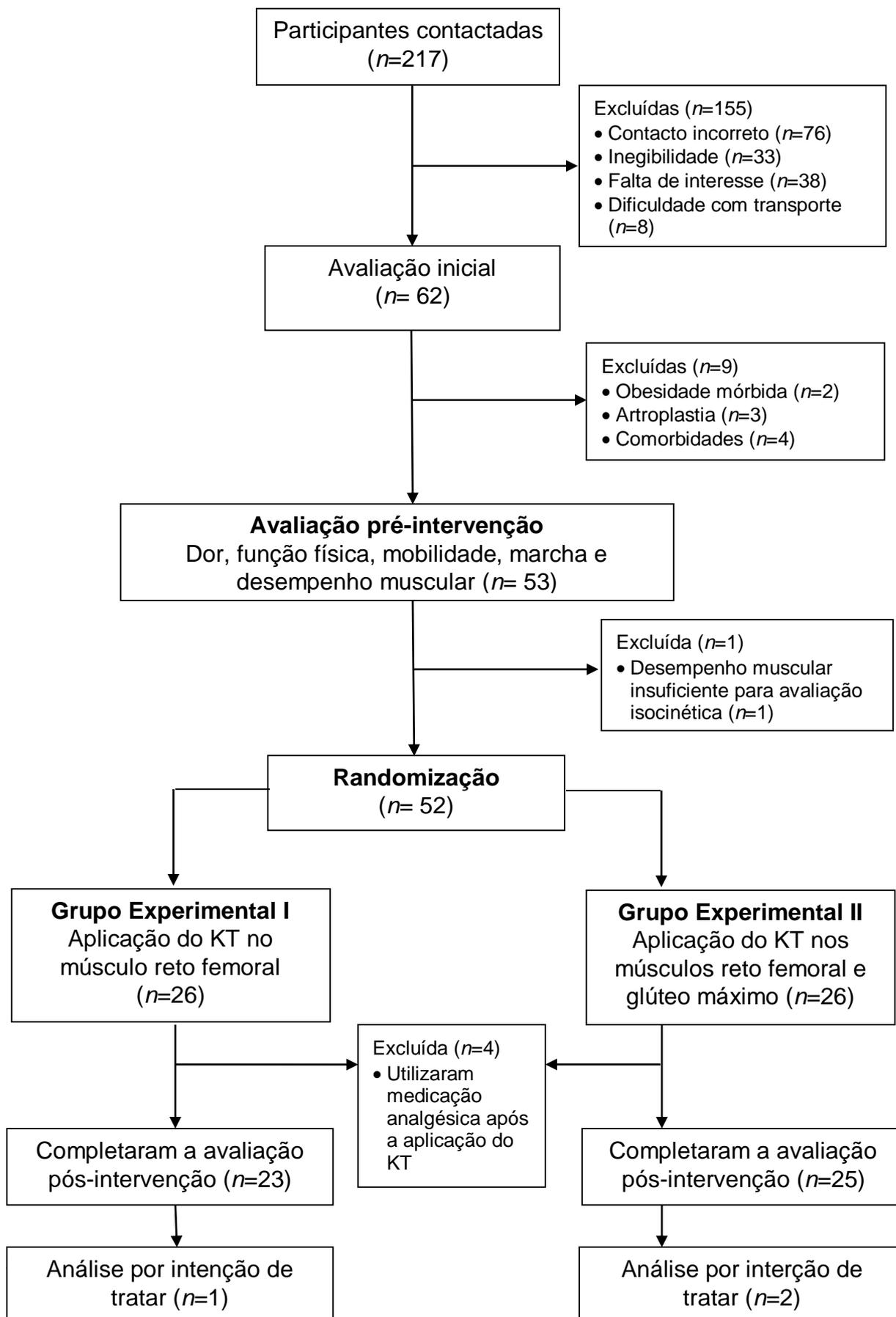
A amostra foi composta por mulheres com diagnóstico clínico e radiográfico de OA patelofemoral e tibiofemoral bilateral de joelhos, feito por um médico reumatologista, com qualquer grau de gravidade radiográfica e sem limite de idade que possuíam marcha independente e que não faziam uso de dispositivos mecânicos de auxílio à locomoção. Estas foram recrutadas, por conveniência, a partir de listas fornecidas por serviços de fisioterapia e por intermédio de demanda voluntária a partir da divulgação do projeto de pesquisa em ambientes públicos da cidade de Belo Horizonte.

Os critérios de inclusão foram: ter um IMC $<40 \text{ kg/m}^2$; não ter recebido injeção intra-articular de corticosteróides nos últimos seis meses; não ter sofrido, em qualquer tempo, cirurgia nas outras articulações dos MMII e/ou artroplastia de joelhos e/ou de doença inflamatória em qualquer das articulações de ambos os MMII; não ter OA sintomática nas demais articulações dos MMII, que não fosse nos joelhos; não estar realizando, no período de realização do estudo, tratamento fisioterápico; apresentar, no dia da avaliação inicial, o exame radiográfico constatando a presença de OA nos joelhos e não apresentar comorbidades associadas que interferissem na compreensão e/ou realização dos procedimentos. Para tanto, foi utilizado o rastreamento cognitivo pelo Mini-Exame do Estado Mental (MEEM), com ponto de corte estabelecido para a população brasileira, de acordo com a escolaridade, cujos valores foram de 18/19 e 24/25 segundo a ausência ou presença de instrução escolar formal prévia, respectivamente (LOURENÇO, VERAS, 2006). Além disso, não apresentar doenças de pele ou fragilidade cutânea no local onde seria aplicada a intervenção que impedissem a aplicação da bandagem e, pelo risco de lesão gerada por um possível aumento metabólico, não apresentar quadro de diabetes descontrolada.

Foram critérios de exclusão: Não apresentar sintomatologia álgica no dia da intervenção avaliada com a escala visual analógica de dor (EVAD); ter uma amplitude de movimento (ADM) ativa inferior a 90 graus de flexão no joelho e/ou no quadril, que inviabilizaria a realização das avaliações de desempenho muscular com o dinamômetro isocinético; apresentar reação cutânea à bandagem elástica, sendo necessária a retirada precoce da mesma. Antes do início das avaliações das variáveis de desfecho, as voluntárias foram orientadas a evitar o uso de medicação analgésica

e/ou antiinflamatória além de termoterapia durante o período de realização das avaliações e intervenções e, caso optassem pela utilização, foram solicitadas a informar a equipe responsável e os dados obtidos sob estas condições, foram excluídos da análise final dos resultados. O fluxograma deste estudo pode ser observado na Figura 1.

Figura 1: Fluxograma do ensaio clínico sobre os efeitos do *Kinesio Taping* avaliações e intervenções.



2.4 Aleatorização

As voluntárias que concordaram em participar do estudo foram alocadas aleatoriamente em dois grupos de intervenção: GEI - aplicação de KT com técnica estimulatória que permaneceu em contato com a pele, sobre o músculo reto femoral, durante 48 horas seguidas; e GEII – aplicação de KT com técnica estimulatória que permaneceu em contato com a pele, sobre os músculos reto femoral e glúteo máximo durante 48 horas seguidas.

O procedimento de alocação aleatória da amostra foi realizado por intermédio do programa *Random Allocation Software 2.0*, que gerou uma sequência aleatória que foi colocada em um envelope opaco por um assistente não envolvido na avaliação e/ou no tratamento. A alocação, portanto, foi desconhecida dos avaliadores e foi, portanto, uni-cega. As participantes deste estudo tinham conhecimento de que havia dois grupos de intervenção com KT, mas não foram dadas informações adicionais sobre a diferença entre as aplicações, a não ser que estas fossem requisitadas pelas voluntárias.

2.5 Instrumentos e procedimentos

2.5.1 Ficha de identificação e avaliação inicial

Inicialmente, as voluntárias foram avaliadas quanto aos critérios de elegibilidade e obtenção de características demográficas, antropométricas e clínicas. A avaliação inicial teve também o intuito de verificar a condição das voluntárias participantes em relação aos critérios de inclusão.

Primeiro, foi aplicado o MEEM (ANEXO C), como rastreio de comprometimento cognitivo. Este instrumento possui itens que avaliam funções cognitivas específicas, como a orientação espacial e temporal, atenção e cálculo, memória de evocação, aspectos de linguagem e capacidade construtiva visual (FOLSTEIN, FOLSTEIN, MCHUGH, 1975). A pontuação no MEEM pode variar de 0 a 30 e os valores mais altos indicam melhor desempenho no teste. Contudo, como a pontuação neste exame é influenciada pelo nível educacional o ponto de corte deve ser definido em consonância com a escolaridade do indivíduo avaliado (LOURENÇO, VERAS, 2006).

Em seguida, os exames radiográficos e seus laudos foram conferidos e fotografados. Depois, foram coletados dados demográficos, antropométricos e clínicos. As variáveis referentes à idade, massa corporal, estatura, joelho mais sintomático, MI dominante, ADM passiva e ativa dos joelhos e dos quadris foram anotados em ficha padronizada (APÊNDICE 3). As ADMs foram avaliadas de acordo com o preconizado pela literatura (MARQUES, 1997) e não foram utilizadas na análise dos dados, apenas como critério de elegibilidade. Com o mesmo intuito, para avaliar a presença ou ausência de dor na admissão da voluntária no estudo, a EVAD foi aplicada e, nesta avaliação, a voluntária foi questionada quanto à dor sentida no joelho mais sintomático no dia da avaliação.

Em seguida, com o intuito de classificar clinicamente a gravidade da OA de joelhos, foi aplicado o Questionário Algofuncional de Lequesne (ANEXO D). Este questionário foi traduzido e validado para a língua portuguesa do Brasil e possui 11 questões sobre dor, desconforto e função, sendo seis questões sobre dor e desconforto e, entre estas, uma é específica para acometimento no joelho e, outra, para acometimento no quadril. Além disso, há uma questão sobre distância caminhada e quatro perguntas específicas para o quadril e outras quatro para o joelho, em relação a atividades de vida diária. As pontuações variam de zero (sem acometimento) a 24 (extremamente grave) e, por conseguinte, quanto maior a pontuação, pior a função (MARX *et al.*, 2006).

O comprimento dos MMII foi coletado de acordo com técnica descrita como válida e confiável. Para tanto, as voluntárias fizeram uso de trajes apropriados e foi utilizada uma fita métrica padrão, de plástico e milimetrada (BEATTIE *et al.*, 1990). Foram realizadas duas mensurações em cada membro inferior (MI) e a média aritmética destas, foi obtida para normalização da variável velocidade da marcha.

2.5.2 Mensuração do desempenho muscular

As voluntárias de ambos os grupos foram avaliadas quanto ao desempenho muscular do quadríceps e rotadores externos da coxa. Para a realização dos testes supracitados, foi utilizado o dinamômetro isocinético *Biodex System 3 Pro®* (*Biodex Medical Systems Inc., Shirley, NY, USA*).

Nos resultados que são emitidos pelo *output* do dinamômetro isocinético, são descritas em torno de 20 variáveis e, dentre estas, está o trabalho total, que é

uma medida do trabalho realizado, ou seja, despendido pelo grupo muscular testado. A sua unidade de medida é o Joule (J) e é um parâmetro que está intimamente associado com o momento médio (DVIR, 2002). É, portanto, o máximo de força exercida em cada ponto ao longo de toda a ADM na alavanca do dinamômetro. Assim, o trabalho total é uma medida claramente superior de toda a amplitude de tensão desenvolvida já que é a soma dos torques, ou a área sob a curva momento-posição angular, ou seja, a área sob a curva força-deslocamento. Isto a torna uma medida altamente relevante de desempenho muscular (CHARTERIS, 1999) e, por este motivo, para fins de análise, foi utilizada a variável trabalho total normalizado pelo peso corporal na velocidade angular de 60°/s dos extensores do joelho e rotadores externos de quadril.

Para o teste de extensores do joelho, seria desejável que as mensurações fossem realizadas no modo excêntrico, contudo, um estudo piloto com adultos saudáveis evidenciou o grau de dificuldade da realização deste teste, bem como a ocorrência de intenso dolorimento muscular tardio após a execução do mesmo, não limitado ao grupamento muscular avaliado. Como a amostra seria composta por pessoas com OA de joelhos com sintomatologia dolorosa, optou-se por realizar o teste no modo concêntrico para reduzir a possibilidade de perda de voluntárias em função de um provável agravamento clínico. Adicionalmente, contrações concêntricas em velocidade baixas exigem atividade máxima dos músculos envolvidos no movimento testado, recrutando tanto fibras de contração rápida quanto de contração lenta (DAVIES, 1992). Assim, todos os testes foram realizados no modo concêntrico.

Paralelamente, para avaliar o desempenho muscular do glúteo máximo poderíamos, a priori, analisar os movimentos de abdução, extensão e rotação externa do quadril e, em relação a utilização funcional deste músculo durante a marcha, o ideal seria avaliarmos o movimento de extensão. Contudo, segundo o manual do equipamento utilizado, o teste de abdução do quadril deve ser feito em decúbito lateral e o de extensão em decúbito dorsal, no qual o teste de extensão seria o retorno da flexão realizada, não ultrapassando zero grau, ou seja, em uma amplitude não muito requerida funcionalmente na marcha. Assim, em função da dificuldade que as pessoas com OA teriam em realizar decúbito dorsal e lateral na superfície estreita da cadeira do aparelho e por entendermos que o benefício de se avaliar a extensão de quadril não seria superior a dificuldade gerada para a obtenção deste dado e a falha inerente

a maneira de se obter esta medida, optou-se por avaliar o movimento de rotação externa de quadril, que pode ser feito com o voluntário sentado.

Todos os testes foram realizados bilateralmente em cinco repetições para cada membro no modo concêntrico-concêntrico para evitar que a fadiga e/ou o dolorimento muscular tardio pudesse gerar alterações ou assimetrias no padrão motor utilizado. Para fins de controle, as voluntárias tiveram a pressão arterial mensurada antes e após a avaliação do desempenho muscular e, quando houve alteração neste parâmetro incompatível com a realização do exercício, o teste foi suspenso.

Previamente às avaliações, foi realizado um protocolo de aquecimento padronizado e recomendado na literatura que constou de cinco minutos de bicicleta horizontal estacionária sem carga e com velocidade considerada confortável pela voluntária, seguidos de alongamento muscular passivo (três repetições de 30 segundos cada) para os músculos avaliados em ambos os MMII. Além disso, com o intuito de evitar acúmulo de lactato e a ocorrência de fadiga, foi dado um intervalo de quatro minutos entre os testes de cada membro (DVIR, 2002). Para fins de familiarização, foi realizada uma prática de três repetições submáximas na velocidade avaliada em cada movimento testado. Durante todo o teste propriamente dito, as voluntárias receberam incentivos verbais para que realizassem o movimento o mais rápido possível.

As voluntárias foram posicionadas sentadas na cadeira do dinamômetro, com as costas apoiadas e inclinadas a 85 graus, a pelve e a coxa estabilizadas e as pernas pendentes. A distância entre a borda da cadeira e a fossa poplíteia foi de 5 cm, os joelhos foram posicionados a 90° de flexão e os quadris a 85° de flexão.

a) Avaliação do desempenho muscular dos rotadores externos do quadril

Na posição acima descrita, o MI a ser testado foi firmemente fixado pela coxa e pela perna e, conforme preconiza o manual do fabricante, o tronco também foi estabilizado. O eixo rotacional do aparelho foi alinhado com a linha de ação do fêmur e a fixação da perna foi feita a 4,5 centímetros acima dos maléolos. A ADM total testada foi de 30°, assim, a avaliação partiu de 5° de rotação interna até 25° de rotação externa (DVIR, 2002). Foi feita a correção pela gravidade, de acordo com as instruções do manual do fabricante.

b) Avaliação do desempenho muscular dos extensores do joelho

Com as voluntárias sentadas na cadeira do dinamômetro na mesma posição do teste anterior, o eixo rotacional do aparelho foi alinhado com o epicôndilo lateral femoral e o braço de alavanca foi posicionado acima do maléolo lateral. Para evitar que a fadiga, que poderia ocorrer em consequência do teste de desempenho muscular interferisse nas demais avaliações, foi dado um intervalo não inferior a sete dias após terem sido realizados os testes de desempenho muscular para a continuidade dos procedimentos de avaliação necessários antes que a intervenção fosse realizada.

2.5.3 Mensuração da dor e da função física autorrelatadas

As voluntárias foram submetidas à avaliação da dor, da rigidez e da função física por intermédio da aplicação do WOMAC (ANEXO E), que é um instrumento válido e confiável, já traduzido e validado em língua portuguesa (FERNANDES, 2003) e doença-específico. Este instrumento contém 24 questões divididas em três subescalas, sendo cinco questões sobre dor, duas sobre rigidez e 17 sobre dificuldades na função física autorrelatadas (JINKS, JORDAN, CROFT, 2002). Os itens são avaliados em uma escala *Likert*, na qual cada questão recebe um escore que varia de 0 a 100, de acordo com a resposta considerada adequada pelo paciente, da seguinte forma: *nenhuma* = 0; *pouca* = 25; *moderada* = 50; *intensa* = 75; *muito intensa* = 100 (BELLAMY *et al.*, 1988). Uma vez que o WOMAC é um instrumento de avaliação multidimensional, para que não se perca em sensibilidade, foi feita, neste estudo, a média aritmética em cada domínio separadamente. É importante ressaltar que quanto maior o escore obtido em cada subescala, maior é a gravidade do quadro clínico (BELLAMY *et al.*, 1988).

Embora o WOMAC tenha sido desenvolvido para ser autoadministrado, em função de uma possível disparidade entre o nível de escolaridade das participantes deste estudo, foi empregado o método assistido, isto é, o questionário foi lido pelo avaliador e a voluntária apenas indicava a resposta que lhe parecia mais apropriada. Assim, as voluntárias responderam às perguntas considerando a dor, a rigidez e as dificuldades funcionais causadas pela osteoartrite de joelhos nas últimas 72 horas.

2.5.4 Mensuração das variáveis espaço-temporais da marcha

Foi utilizado o sistema GAITRite® (*CIR Systems Inc., Clifton, NJ, USA*), que consiste de um tapete eletrônico emborrachado e portátil de 5,74 metros de comprimento por 91 centímetros de espessura com 18.432 sensores de pressão embutidos. Estes delimitam uma área ativa de 4,88 metros de comprimento por 61 centímetros de largura e, quando o indivíduo avaliado deambula sobre esta área, a pressão dos pés sobre o tapete ativa os sensores e o sistema registra a geometria e a configuração relativa de cada pegada por meio de algoritmos. A pegada é dividida em áreas quadriláteras, o que permite a identificação das regiões plantares do pé (antepé, mediopé e retropé) e do centroide de cada região. A partir destas regiões plantares e dos centroides, são calculadas as relações espaciais e temporais de cada pegada (CIR SYSTEMS I, 2006). O tapete é conectado a um computador que, por intermédio de um *software* específico, possibilita o registro de diversos parâmetros espaciais e temporais da marcha e os dados são capturados a uma frequência de 120 Hz. O sistema apresenta excelente confiabilidade teste-reteste em idosos (MENZ *et al.*, 2004) e tem sido utilizado para avaliar indivíduos com OA de joelhos, para melhor compreender as alterações geradas sobre a marcha em função da dor (DEBI *et al.*, 2009; DEBI *et al.*, 2011) e avaliar o efeito de intervenções em pacientes com OA de joelhos (ELBAZ *et al.*, 2010; JEGU *et al.*, 2014).

Dois metros antes e depois das bordas do tapete foram posicionados dois cones, para permitir a aceleração inicial e a desaceleração terminal. As voluntárias foram instruídas a utilizar um calçado habitual sem salto e a caminhar sobre o tapete, dando preferência à parte central do mesmo em sua velocidade usual (autosselecionada), sem correr. Desta forma, elas foram posicionadas ao lado de um dos cones e, após o sistema ser acionado para iniciar a coleta de dados, foi utilizado o comando verbal “Vai!” para que as voluntárias caminhassem em direção ao segundo cone de forma ininterrupta. Foram realizadas seis voltas sobre o tapete na velocidade avaliada e os dados das voltas foram combinados e considerados um teste único.

Para fins de análise, foram utilizadas as variáveis:

a) Velocidade de marcha (m/s); b) simetria da distribuição de peso entre os MMII, determinada pela razão do percentual de apoio simples entre o MI mais sintomático e menos sintomático; c) simetria do comprimento de passo, determinada da mesma forma. Uma razão igual a um foi indicativa de perfeita simetria. Para evitar

que o comprimento do membro influenciasse na velocidade da marcha e no comprimento do passo (PIERRYNOWSKI, GALEA, 2001), essas variáveis foram normalizadas pelo comprimento dos MMII.

2.5.5. Mensuração da mobilidade funcional

A *Osteoarthritis Research Society International* (OARSI) recomenda o uso do *Timed Up and Go* (TUG) em pesquisas e na prática clínica para pessoas com OA de joelhos, pois este teste incorpora mais de uma atividade incluindo transição entre ficar sentado e levantar-se, caminhar em pequenas distâncias e girar durante a caminhada (DOBSON *et al.*, 2013). Em função disto, este teste tem sido utilizado para avaliar o efeito de recursos fisioterápicos na OA de joelhos (ALFREDO *et al.*, 2012; IMOTO *et al.*, 2013; PLASTER *et al.*, 2014).

O teste *Timed Up and Go* (TUG) foi desenvolvido originalmente como uma medida clínica do equilíbrio em idosos e era pontuado em uma escala ordinal de 1 a 5 baseada na percepção de um observador sobre o risco de queda durante o teste nos indivíduos avaliados (MATHIAS, NAYAK, ISAACS, 1986). O teste original foi, então, modificado cronometrando-se a tarefa e a sua utilização foi proposta como um curto teste de habilidades básicas de mobilidade, para ser empregado na avaliação de idosos residentes na comunidade. Assim, pode ser facilmente inserido como parte da rotina de exames já que não requer equipamentos especiais e pode ser sensível à incrementos de mudança clinicamente significativas, além de apresentar excelente confiabilidade intra e interexaminadores (PODSIADLO, RICHARDSON, 1991). Contudo, em idosos, os dados obtidos neste teste devem ser analisados relacionando-os com a idade (STEFFEN, HACKER, MOLLINGER, 2002).

Para a realização do TUG, foi utilizada uma cadeira padrão firme com braços e regulagem de altura, recostada em uma parede em cuja frente uma distância de três metros foi medida e um cone foi posicionado em uma marca no chão no final dos três metros. O teste começava com a voluntária sentada, com as costas recostadas no encosto da cadeira e os braços apoiados nos braços da cadeira, os pés apoiados no chão e, a altura da cadeira, foi regulada, para cada voluntária, para permitir que os quadris e joelhos ficassem em um ângulo de 90 graus.

No dia de realização da avaliação, as voluntárias foram solicitadas a utilizar um calçado habitual, sem salto, e foram orientadas a realizar o teste o mais

rapidamente possível, sem correr (Figura 2). Ao receber o comando verbal “Preparar, vai!”, elas deveriam levantar-se da cadeira, caminhar o mais rápido e seguramente possível até o cone, dar uma volta de 180° em torno deste, retornar à cadeira e sentar-se, recostando as costas totalmente no encosto da cadeira.

O cronômetro era acionado simultaneamente com o comando verbal dado às voluntárias, no momento em que os seus dorsos perdiam o contato com o encosto do assento, e só era paralisado quando, já devidamente assentadas, seus dorsos novamente estavam completamente recostados na cadeira. Foi realizada uma repetição de familiarização e, em seguida, duas repetições (STEFFEN, HACKER, MOLLINGER, 2002) e, para fins de análise foi utilizado o valor do melhor desempenho (DOBSON *et al.*, 2013). Além disso, antes do início do teste, a voluntária era instruída a escolher um lado para fazer o giro e repetir o teste duas vezes, após familiarização.

Figura 2: Teste *Timed Up and Go*



2.6 Intervenções

As intervenções foram aplicadas por uma fisioterapeuta treinada e experiente na aplicação da técnica, formada pela *Associação Internacional de Kinesio Taping*. Diferentes marcas de bandagens disponíveis no mercado não apresentam o mesmo comportamento mecânico e as diferentes cores disponíveis, em uma mesma marca, apresentam grandes diferenças nos esforços máximos de tração prévios à ruptura (RODRÍGUES *et al.*, 2010). Contudo, segundo o fabricante e criador da técnica, a bandagem original para aplicação do KT não possui propriedades diferenciadas de acordo com a cor, sendo as mesmas utilizadas, apenas, com fins estéticos. Neste sentido, com o intuito de padronizar a utilização do KT neste experimento, optou-se por utilizar a bandagem *Kinesio® Tex Gold™* na cor preta.

Assim, sete dias após a avaliação do desempenho muscular e imediatamente após o término das avaliações supracitadas, a pele da voluntária foi preparada para receber a aplicação da bandagem. Inicialmente, para prevenir a ocorrência de reações alérgicas, a pele foi limpa com leite de magnésia e, em seguida, foi realizada a aplicação KT com técnica estimulatória sobre o músculo reto femoral do MI mais sintomático das voluntárias do GE I.

Na medida em que os efeitos da bandagem podem variar com o estiramento (RODRÍGUES *et al.*, 2010), foi desenvolvida, para este estudo, uma técnica de aplicação mais precisa e prática: como para gerar 30% de tensão a bandagem deve ser alongada em 15% do seu comprimento original, calculou-se o comprimento de cada fita pela mensuração do comprimento do músculo alongado a ser coberto pela bandagem. Assim, subtraiu-se 15%, multiplicando-se o valor encontrado na mensuração feita em cada voluntária por 0,85.

Para a obtenção desta medida, inicialmente a terapeuta demarcava a espinha ilíaca ântero superior (EIAS), dois dedos acima da base da patela e a tuberosidade anterior da tíbia (TAT) com o auxílio de um lápis dermatográfico. Em seguida, o reto femoral foi colocado em posição de alongamento na qual a voluntária deixava o MI mais sintomático pender para fora da maca e, com o auxílio do terapeuta, o joelho foi mantido com o máximo de flexão tolerável. Com uma fita métrica posicionada sobre a EIAS e o outro ponto acima da base da patela, a zona funcional de ação do reto femoral foi avaliada. A distância entre a base da patela e a TAT definia o tamanho das âncoras distais e, para a âncora proximal, foi adicionado 5 cm no

comprimento da fita. Assim, o tamanho da bandagem para cada voluntária era definido da seguinte forma: cinco centímetros para a âncora proximal, aplicada sem tensão, mais 85% do valor encontrado no músculo reto femoral em posição de estiramento, entre a EIAS e dois dedos acima da base da patela (correspondendo a 30% de tensão), mais a distância total encontrada entre o ponto acima da base da patela e a TAT, também aplicada sem tensão.

Uma vez definido o tamanho da bandagem, a fita foi cortada em formato de "Y" e com cerca de 4cm de largura, foi aplicada no sentido proximal-distal. Para diminuir a possibilidade da fita se desprender do local onde foi afixada antes do término do prazo estipulado para que as reavaliações ocorressem, foi utilizada uma ancoragem extra com a aplicação de esparadrapo hipoalergênico à prova d'água por sobre as bordas da fita (Figura 3). Por fim, a fita foi estimulada com a mão do terapeuta, a fim de gerar aumento de aderência por intermédio da ativação da cola presente na mesma, e o MI da voluntária foi reposicionado sobre a maca.

Figura 3: Aplicação do *Kinesio Taping* sobre o músculo reto femoral com fita em formato de "Y"



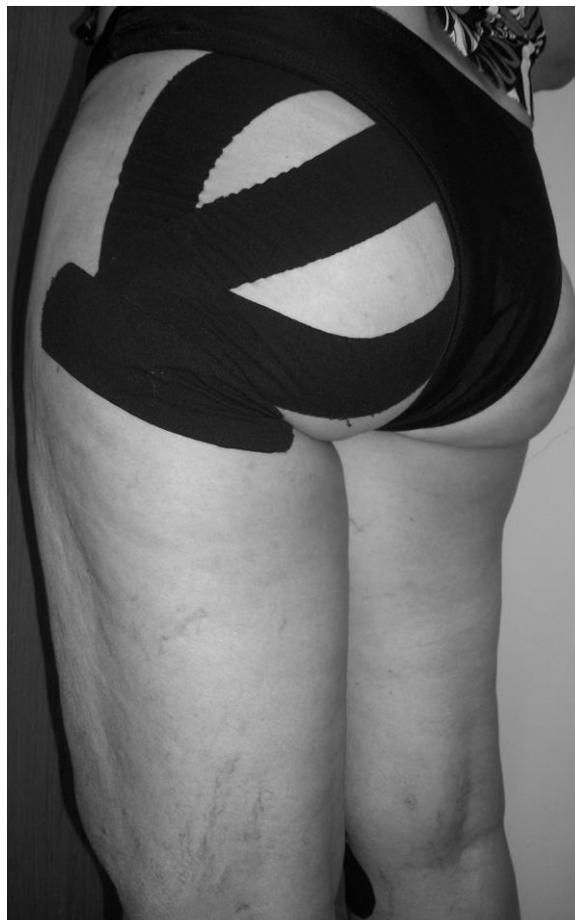
As voluntárias do GEII receberam, além da aplicação do KT sobre o músculo reto femoral, uma aplicação do KT com técnica estimulatória sobre o músculo glúteo máximo do lado ipsilateral com as mesmas tensões nas âncoras e na zona terapêutica que aquelas citadas anteriormente.

Com a voluntária posicionada em decúbito lateral e com a articulação coxofemoral mantida em flexão, adução e rotação interna, com o joelho semifletido (MOSTERT-WENTZEL *et al.*, 2012), foi mensurado com uma fita métrica, o tamanho das três porções do músculo a serem estimuladas, correspondente às suas origens e inserções aproximadas, demarcadas anteriormente com lápis dermatográfico. Após a redução de 15% do valor encontrado para cada porção do músculo, foi adicionado o valor de cinco centímetros para cada âncora, proximal e distal, aplicadas sem tensão.

Assim, três fitas com um corte em "I" foram cortadas e aplicadas no sentido da origem para a inserção muscular, sobre as três porções do músculo glúteo máximo de tal forma que as três âncoras distais foram posicionadas imediatamente acima, sobre e imediatamente abaixo do trocânter maior, parcialmente sobrepostas (Figuras 4). Ao final, também foi realizada estimulação com a mão do terapeuta para garantir uma boa aderência do KT à pele.

Apesar de esta bandagem poder ser mantida sobre a pele por um período entre 3 a 5 dias, para minimizar a ocorrência de descolamento prematuro e consequente perda amostral, em ambos os grupos de intervenção, após um período de 48 horas de utilização do KT e com a bandagem ainda aderida sobre a pele, todas as avaliações realizadas anteriormente à aplicação da técnica foram repetidas com a seguinte ordem: WOMAC, GAITRite, TUG e dinamometria isocinética.

Figura 4: Aplicação do *Kinesio Taping* sobre o músculo glúteo máximo com fita três fitas em formato de “I”



2.7 Análise estatística

Foram realizadas estatísticas descritivas para todas as variáveis de desfecho, bem como das demais variáveis coletadas que serviram para a caracterização da amostra, e testes de distribuição de normalidade de *Shapiro-Wilk*, além de testes de igualdade de variância (*Levene*) para as variáveis de desfecho.

Dependendo da natureza e da distribuição dos dados, testes *t* para amostras independentes, *Mann-Whitney U* ou Qui-quadrado foram utilizados para avaliar se os dois grupos eram similares no *baseline*, com relação às variáveis demográficas, antropométricas e clínicas.

Para avaliar se houve diferença entre os grupos nas variáveis de desfecho após a aplicação do KT, foram utilizadas ANOVAs mistas de medidas repetidas (2X2)

com contrastes pré-planejados para avaliar efeitos principais e de interação entre os dois grupos de tratamento e o tempo (pré e pós a aplicação do KT) com um nível de significância de 5%.

Os efeitos das intervenções foram analisados pela análise de intenção de tratar, na qual o último valor disponível, quando ocorreu desistência ou perda de dados, foi replicado para representar os dados faltosos. Todos os testes estatísticos foram realizados com um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$ no *software SPSS* (versão 17.0).

3 RESULTADOS

3.1 Caracterização da amostra

Participaram 26 voluntárias em cada grupo de intervenção, GEI e GEII, totalizando 52 participantes. Uma voluntária do GE I não retornou para realizar a reavaliação, após receber a aplicação do KT e, em contato telefônico, informou que não precisava mais ser avaliada, pois estava sentindo-se bem. Em contrapartida, todas as voluntárias do GEII compareceram às reavaliações, mas duas não realizaram todas as reavaliações, alegando um agravamento da sintomatologia dolorosa, após a realização do teste isocinético. Assim, uma voluntária não realizou a reavaliação com o dinamômetro isocinético e com o *GAITRite* e, a outra, também não realizou estas reavaliações além do TUG. Desta forma, foi utilizada a análise por intenção de tratar, de tal forma que os dados obtidos no *baseline*, para as variáveis obtidas por intermédio dos testes não realizados na reavaliação final, foram utilizados novamente como dados finais.

Em ambos os grupos, apenas uma voluntária referiu o MI esquerdo como dominante. Dezoito voluntárias (69%) do GEI e 10 (39%) do GEII referiram que o joelho esquerdo era o mais sintomático. Três voluntárias do GEI (12%) e uma do GEII (4%) informaram ter tomado analgésicos simultaneamente à aplicação de KT e/ou antes da avaliação final e, por este motivo, foram excluídas da análise. Assim, os resultados foram definidos pela análise dos dados de 23 participantes do GEI e 25 do GEII, totalizando 48 participantes.

Os resultados dos testes *t* para amostras independentes e de *Mann-Whitney-U* revelaram não haver diferença estatisticamente significativa entre as variáveis demográficas, antropométricas e clínicas ($-1,66 < t < 1,16$, $0,10 < p < 0,80$; $-1,18 < Z < -0,15$, $0,24 < p < 0,88$), indicando que os grupos eram similares no *baseline*. Os grupos também eram similares com relação à classificação radiográfica de *Kellgreen* e *Lawrence* ($X^2=0,42$; $p=0,94$) (Tabela 1).

Tabela 1: Dados descritivos (média±desvio padrão) e resultados da comparação entre os grupos (valores críticos e de p), com respectivos intervalos de confiança (IC) de 95% [mínimo-máximo] das variáveis demográficas, antropométricas e clínicas.

Variável	GEI ($n=23$)	GEII ($n=25$)	Valores críticos; p	IC de 95% [mínimo-máximo]
Idade (anos)	66,9 ± 10,4	64,8 ± 10,7	$Z=-1,18$; 0,24	-4,05 a 8,19
IMC (kg/m²)	30,3 ± 4,4	30,0 ± 4,6	$t=0,25$; 0,80	-2,29 a 2,94
Lequesne (escore)	9,8 ± 2,9	8,7 ± 3,6	$t=1,16$; 0,25	-0,82 a 3,03
MEEM (escore)	26,8 ± 2,4	26,4 ± 3,1	$Z=-0,15$; 0,88	-1,22 a 1,99
MARCHA				
Cadência (passos/minuto)	107,6 ± 13,2	111,4 ± 9,7	$t=-1,14$; 0,26	-10,48 a 2,92
Comprimento do passo (cm)	58,4 ± 5,7	61,6 ± 7,6	$t=-1,66$; 0,10	-7,18 a 0,68
Percentual apoio simples (%)	39,1 ± 1,7	39,7 ± 2,0	$t=-1,15$; 0,26	-1,70 a 0,46
Classificação RX (n)				
Grau I	12	12		
Grau II	7	7	$\chi^2=0,42$; 0,94	NA
Grau III	3	5		
Grau IV	1	1		

GE:Grupo experimental; IMC:Índice de massa corporal; MEEM:Mini-exame do estado mental; IC:Intervalo de confiança; NA:Não aplicável; *Diferença significativa

3.2 Efeitos das Intervenções

A tabela 2 apresenta os dados descritivos de todas as medidas de desfecho antes e após as intervenções, assim como as diferenças intra e entre os grupos, com respectivos intervalos de confiança.

Tabela 2: Dados descritivos (média±DP) das variáveis de desfecho avaliadas e diferenças intra e entre os grupos experimentais, com respectivos intervalos de confiança

Variáveis	Grupos experimentais				Diferença intra grupo		Diferença entre grupos	
	Baseline		Pós-intervenção		Pós-intervenção-Baseline		Pós-intervenção-Baseline	
	GEI (n=23)	GEII (n=25)	GEI (n=23)	GEII (n=25)	GEI	GEII	GEI - GEII	
Dor (WOMAC: 0-100)	46,3±17,6	41,6±17,0	32,6±20,6	26,8±19,3	-13,7±22,2*	-14,8±18,5*	1,10 (-10,73 a 12,93)	
Função física (WOMAC: 0-100)	43,8±17,8	42,0±19,0	28,2±20,3	27,0±17,7	-15,6±16,8*	-15,0±20,2*	0,60 (-11,54 a 10,19)	
TUG (s)	9,0±1,5	8,7±1,7	9,0±1,4	8,6±1,8	-0,01±0,9	-0,17±0,6	0,16 (-0,28 a 0,58)	
Velocidade da marcha (m/s)	1,25±0,23	1,38±0,27	1,35±0,21	1,50±0,25	0,10±0,15*	0,12±0,11*	0,02 (-0,10 a 0,05)	
Simetria da distribuição de peso entre os MMII	1,00±0,05	0,99±0,04	0,99±0,05	0,99±0,04	-0,02±0,04	0,003±0,28	0,02 (-0,04 a 0,001)	
Comprimento do passo (cm)								
	Sintomático	58,4±5,7	61,6±7,6	60,7±6,4	64,2±7,7	2,29±3,30*	2,55±2,80*	0,26 (-2,03 a 1,51)
	Contralateral	58,0±6,4	60,6±7,8	59,8±7,0	63,3±7,8	1,81±3,81*	2,68±2,75*	0,87 (-2,79 a 1,05)
Simetria do comprimento do passo entre os MMII		1,01±0,04	1,02±0,03	1,02±0,06	1,01±0,04	0,008±0,06	-0,003±0,02	0,01 (-0,02 a 0,04)
Cadência (passos/minuto)		107,6±13,2	111,4±9,7	112,9±12,1	117,0±8,8	5,29±9,01*	5,64±4,82*	0,35 (-4,50 a 3,80)
Trabalho dos extensores do joelho (J/kg)		110,9±39,5	117,3±39,1	116,0±41,8	122,4±38,4	5,10±13,97*	5,06±12,08*	0,03 (-7,54 a 7,60)
Trabalho dos rotadores externos do quadril (J/kg)		10,2±3,5	11,1±3,2	10,2±4,3	11,7±3,5	-0,04±2,35	0,60±1,6	0,64 (-1,81 a 0,53)

*Diferença significativa; GE:Grupo experimental; WOMAC: *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index*; TUG: *Timed Up and Go Test*

3.2.1 Dor e função física autorrelatadas avaliadas pelo WOMAC

ANOVAS revelaram haver alteração significativa na dor ($F=23,51$; $p<0,0001$) e função física autorrelatada ($F=32,11$; $p<0,0001$), avaliadas pelo WOMAC, para os dois grupos de intervenção, com um *power* de 0,997 e 1,00, respectivamente. Não foram observados efeitos de interação ($0,04<F<0,02$; $0,85<p<0,90$), indicando que os grupos apresentaram respostas similares às intervenções, com relação à redução da dor e melhora da função física autorrelatada, como pode ser observado nos Gráficos 1 e 2.

Gráfico 1: Média \pm desvio padrão dos escores de dor antes e após as intervenções para o GEI e GEII

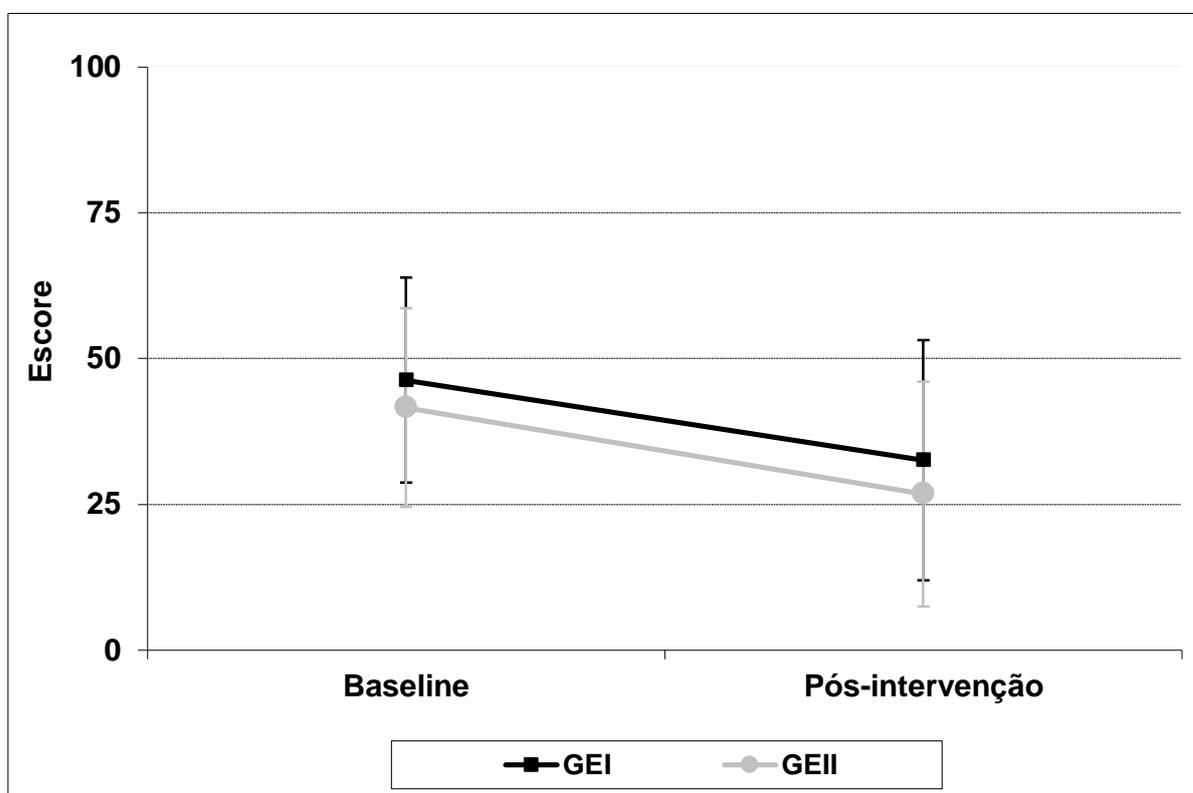
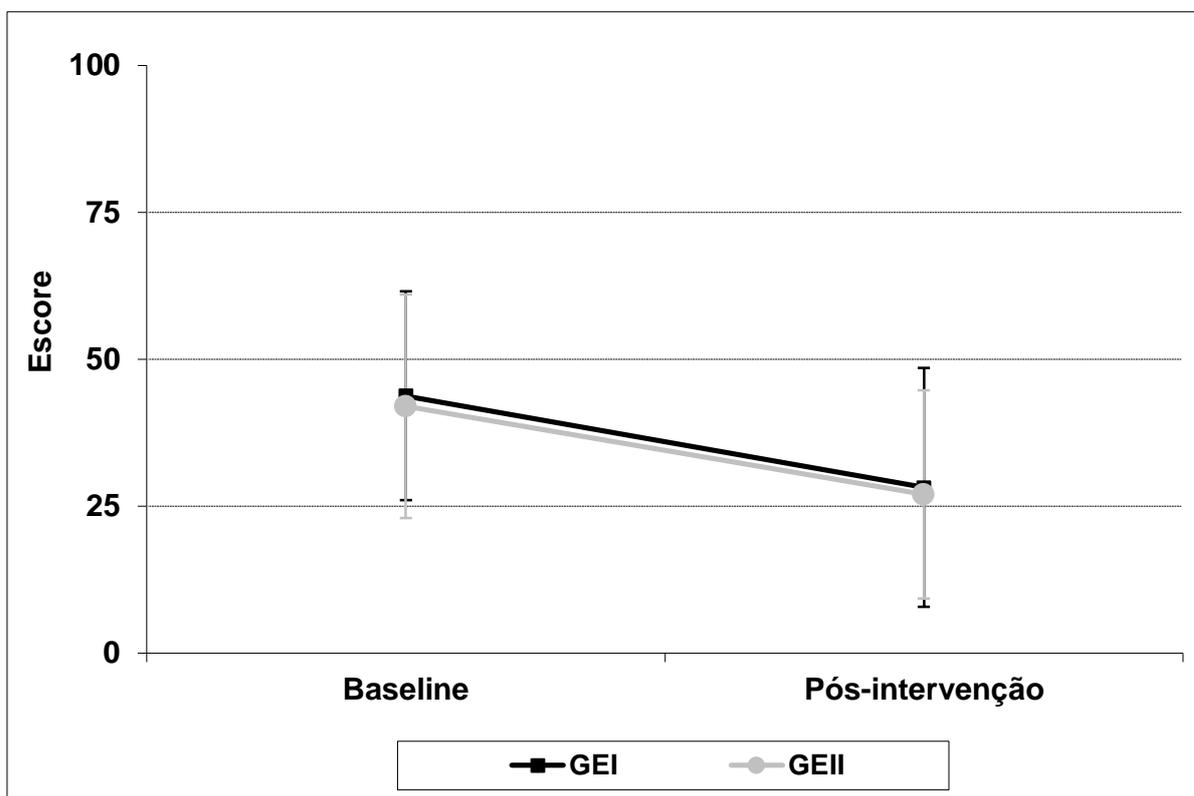


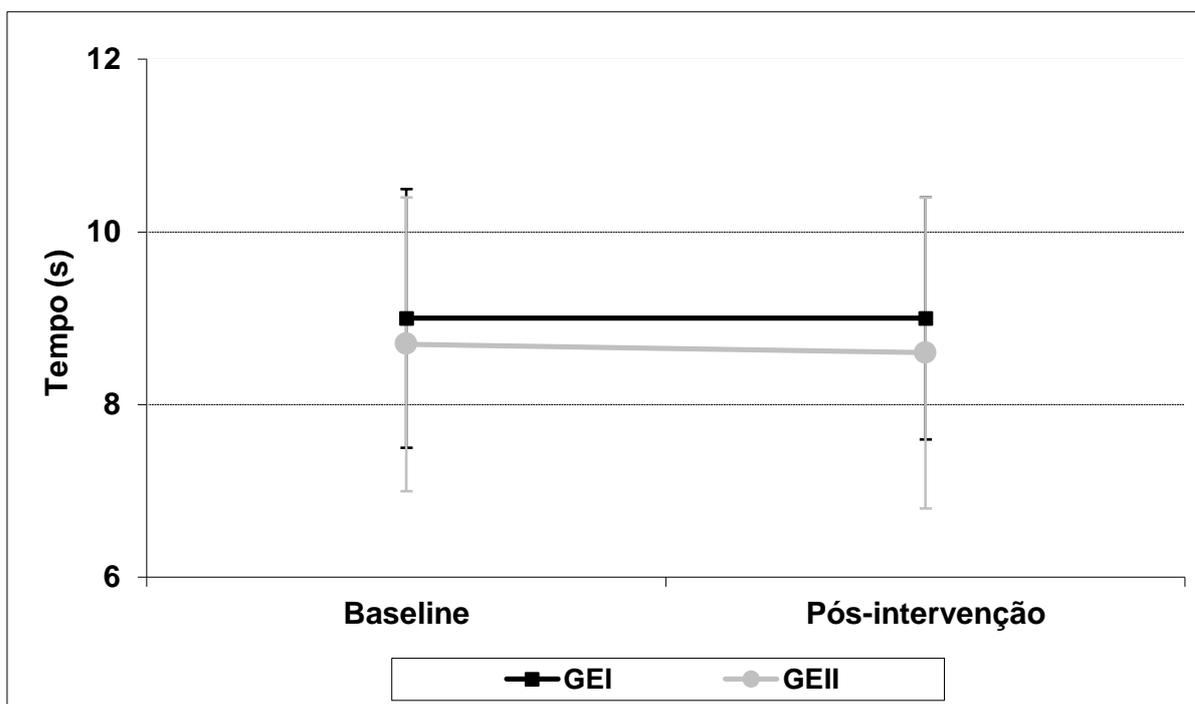
Gráfico 2: Média \pm desvio padrão da função física antes e após as intervenções para o GEI e GEII



3.2.2 Mobilidade funcional

A ANOVA revelou não haver alteração significativa na mobilidade ($F=0,71$; $p=0,40$), avaliada pelo TUG, indicando que não houve melhora da mobilidade funcional das voluntárias em ambos os grupos de intervenção (Gráfico 3).

Gráfico 3: Média \pm desvio padrão do tempo gasto para realização do TUG antes e após as intervenções para o GEI e GEII

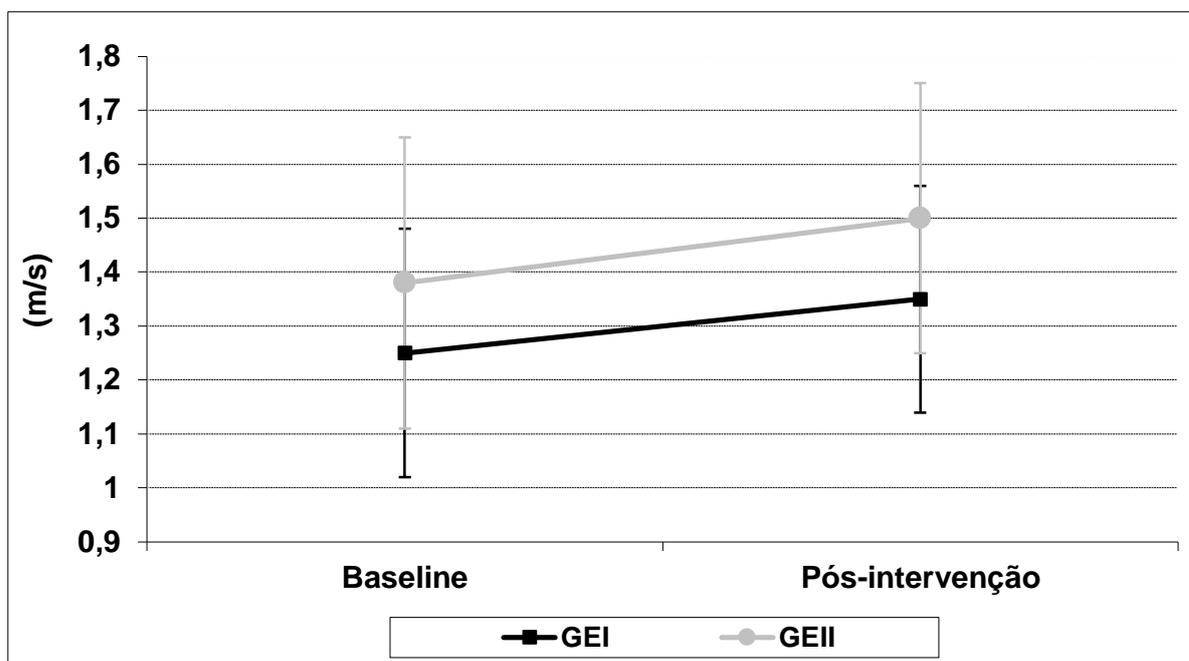


3.2.3 Variáveis espaço-temporais da marcha

a) Velocidade da marcha

A ANOVA revelou haver alteração significativa da velocidade da marcha em ambos os grupos de intervenção ($F=37,63$; $p=0,0001$) com um *power* de 1,00. Não houve, contudo, efeito de interação ($F=0,45$; $p=0,51$), indicando que ambos os grupos aumentaram a velocidade da marcha de maneira similar (Gráfico 4).

Gráfico 4: Média \pm desvio padrão da velocidade usual da marcha antes e após as intervenções para o GEI e GEII



b) Simetria da distribuição de peso entre MMII

ANOVA revelou não haver alteração significativa da simetria da distribuição de peso entre os MMII ($F=1,77$; $p=0,19$) nas voluntárias de ambos os grupos de intervenção.

c) Simetria do comprimento de passo entre MMII e comprimento do passo em cada MI

Não foi observada alteração significativa da simetria do comprimento do passo entre os MMII ($F=0,17$; $p=0,68$) em ambos os grupos de intervenção. No entanto, houve alteração significativa do comprimento do passo do MI mais sintomático ($F=30,22$; $p=0,0001$) e do contralateral ($F=22,10$; $p=0,0001$), com um *power* de 1,00 para ambos os MMII. Entretanto, não foi observado efeito de interação para o MI mais sintomático ($F=0,09$; $p=0,77$) e contralateral ($F=0,84$; $p=0,37$), indicando que houve aumento do comprimento do passo em ambos os MMII em ambos os grupos de intervenção.

d) Cadência

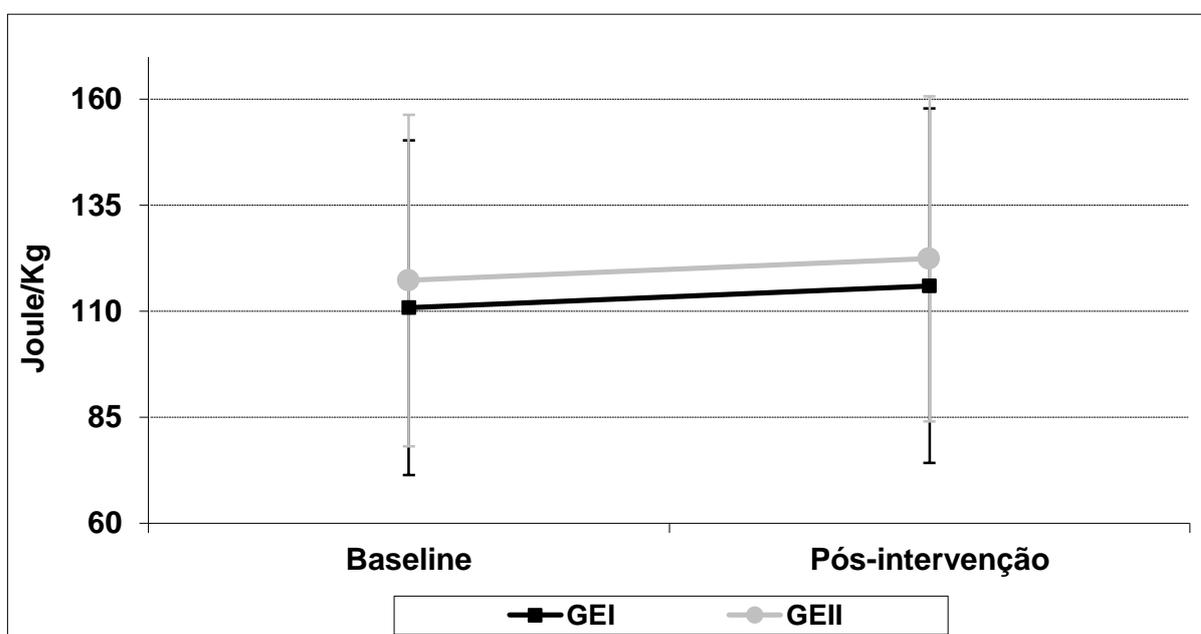
ANOVA revelou haver uma alteração significativa na cadência ($F=28,04$; $p=0,0001$) com um *power* de 1,00 sem contudo, efeito de interação ($F=0,03$; $p=0,87$), indicando que houve aumento similar da cadência, após a aplicação do KT, em ambos os grupos de intervenção.

3.2.4 Desempenho muscular

a) Desempenho muscular de extensor de joelho

ANOVA revelou haver uma alteração significativa da aplicação do KT sobre o desempenho muscular extensor do joelho ($F=7,29$; $p=0,01$) para os dois grupos de intervenção, com um *power* de 0,75. Não foi observado, no entanto, efeito de interação entre os grupos ($F=0,000$; $p=0,99$) indicando que ambos aumentaram o trabalho de extensores de joelho de forma similar (Gráfico 5).

Gráfico 5: Média \pm desvio padrão do trabalho dos extensores do joelho do MI mais sintomático antes e após as intervenções para o GEI e GEII



b) Desempenho muscular dos rotadores externos do quadril

ANOVA revelou não haver alteração significativa do desempenho muscular dos rotadores externos do quadril, em ambos os grupos de intervenção ($F=0,91$; $p=0,35$).

4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo piloto foi avaliar o efeito da utilização do KT, aplicado no músculo reto femoral, em medidas de dor, função física, mobilidade, variáveis espaço-temporais da marcha e desempenho muscular de mulheres com OA bilateral nos joelhos e comparar estes resultados aos observados quando, além da aplicação desta bandagem sobre o reto femoral, se adiciona uma bandagem no músculo glúteo máximo.

Os resultados evidenciaram uma redução similar na dor em ambos os grupos de intervenção. A primeira subescala do questionário WOMAC é considerada responsiva para detectar mudanças na dor após a reabilitação de pessoas com OA e, quando estas são maiores do que 12% em relação ao escore inicial, são consideradas diferenças mínimas clinicamente significativas (ANGST, AESCHLIMANN, STUCKI, 2001). Neste contexto, levando-se em conta a redução média, podemos considerar que a dor apresentou uma melhora, após 48 horas de aplicação do KT, detectável e que pode ser considerada clinicamente significativa no GE I (29,6%) e no GE II (35,6%).

Estes resultados vão ao encontro àqueles observados em dois estudos publicados recentemente, que avaliaram o efeito do KT aplicado sobre o quadríceps de pessoas com OA de joelhos sobre a dor (ANANDKUMAR, SUDARSHAN, NAGPAL, 2014; CHO *et al.*, 2014). Nestes estudos, foi observada uma melhora na sintomatologia algica, comparativamente a aplicação de uma técnica placebo de KT. No primeiro, 46 voluntários de ambos os sexos e idade ≥ 50 anos foram divididos em dois grupos. O grupo KT recebeu uma aplicação desta bandagem sobre o reto femoral com tensão entre 15 e 25%. Os voluntários foram avaliados em relação a vários tipos de dor uma hora após o KT ter sido aplicado. Nestas condições de teste, embora tenha sido observada uma melhora da dor em repouso do grupo que recebeu aplicação do KT, não foi observada diferença deste para o grupo placebo. Não obstante, foi encontrada melhora significativa da hiperalgesia (redução de 33%), medida pelo limiar doloroso por pressão, e na dor durante a caminhada (26%), comparativamente ao grupo placebo (CHO *et al.*, 2014).

Já no segundo estudo acima citado, 40 voluntários de ambos os sexos com idade entre 45 e 60 anos e gravidade radiográfica de *Kellgren e Lawrence* ≤ 2 foram distribuídos em dois grupos e, no grupo KT, a bandagem foi aplicada sobre o

quadríceps com 50-75% de tensão. Ambos os grupos foram reavaliados após 30 minutos de colocação da bandagem e, no grupo experimental, houve uma redução média da dor durante o teste de subida de escada de 32,4%, enquanto nenhuma alteração foi observada no grupo placebo (ANANDKUMAR, SUDARSHAN, NAGPAL, 2014).

Pelo exposto, observa-se que estes estudos foram realizados com amostras compostas por voluntários com características demográficas e clínicas díspares, utilizaram diferentes instrumentos de avaliação de dor e o KT foi empregado com tempo de intervenção e tensões longitudinais aplicadas sobre a bandagem distintas, inclusive em relação ao presente estudo. Portanto, os resultados que, aparentemente, são similares em relação à redução do sintoma doloroso devem ser observados com cautela, pois a redução da dor em repouso, acima mencionada, foi atribuída pelos autores, a um efeito placebo (CHO *et al.*, 2014). Além disso, apesar de o questionário WOMAC avaliar a dor em atividades funcionais, trata-se de uma avaliação subjetiva e não medida, objetivamente, durante a atividade propriamente dita. Neste sentido, para que futuros estudos possam corroborar os efeitos do KT sobre a dor avaliada pelo WOMAC é imperativo que a metodologia insira um grupo placebo.

Deve-se ressaltar, ainda, que outras fontes de dor podem ser confundidas com a dor articular causada pela OA, como por exemplo, a dor no joelho que, muitas vezes, é referida a partir do quadril ou é devida a radiculopatia lombar ou a um problema periarticular, como a bursite anserina. Assim, a presença de OA radiográfica de joelho não é nenhuma garantia de que a dor do joelho seja atribuível a OA do joelho (BRANDT, DIEPPE, RADIN, 2009). Conseqüentemente, é possível que a redução da dor observada neste estudo tenha menor magnitude do que o desejável em função da existência, na amostra estudada, de lesões de partes moles que agregam sintomas àqueles observados no joelho osteoartítico, as quais não foram avaliadas e para os quais as aplicações de KT empregadas não tenham sido efetivas.

Cabe salientar que foi demonstrado que a aplicação de terapia manual e exercícios de alongamento e fortalecimento duas vezes por semana, durante quatro semanas, reduziram em 52% os escores do questionário WOMAC sem que recursos físicos adicionais fossem empregados (DEYLE *et al.*, 2005). Além disso, foi demonstrado que uma única sessão de estimulação elétrica transcutânea (TENS) de alta frequência reduziu a hiperalgesia primária e secundária de pacientes com OA de

joelhos (VANCE *et al.*, 2012). Desta forma, a cinesioterapia, habitualmente empregada na reabilitação de pessoas com OA de joelhos, parece ser suficiente para a obtenção de resultados satisfatórios e, em curto prazo, um recurso normalmente acessível nas clínicas de reabilitação, como a TENS, pode ser utilizada como coadjuvante já que pode gerar efeitos sobre a dor quando esta impossibilitar e/ou dificultar a realização ou adesão à cinesioterapia. Assim, cabe aos fisioterapeutas avaliarem a relação de custo benefício da aplicação desta bandagem, dado ao seu custo financeiro relativamente à melhora observada quando de sua utilização comparativamente a outras técnicas disponíveis no mercado.

Os resultados deste estudo também demonstraram que a aplicação do KT gerou uma melhora da autopercepção funcional, avaliada pelo questionário WOMAC, em ambos os grupos de intervenção. Nesta subescala, uma redução de 26% no escore inicial é considerada uma melhora mínima clinicamente significativa (TUBACH *et al.*, 2005). Os dados deste estudo demonstram que o GEI (35,6%) e o GEII (37,7%) tiveram uma redução média dos escores iniciais acima deste valor considerado mínimo e, por conseguinte, apresentaram uma melhora observável e clinicamente significativa.

A autopercepção funcional é moderadamente relacionada ao desempenho em testes funcionais e é o resultado de uma interação complexa entre fisiopatologia da doença, déficits resultantes e fatores pessoais (MALY, COSTIGAN, OLNEY, 2006). Assim, é possível que as pessoas que se sentem mais aptas a realizarem uma atividade, testem seus limites com maior frequência do que aquelas influenciadas por uma autopercepção de incapacidade. Neste sentido, não se pode ignorar a possibilidade da melhora neste desfecho ser gerada por um efeito placebo da técnica e/ou pela melhora na sintomatologia dolorosa e, paralelamente, influenciar os resultados de avaliações funcionais.

Apesar disso, não foi observada melhora no teste de mobilidade, onde a aplicação do KT, em ambos os grupos de intervenção, não gerou melhora sobre a mobilidade funcional avaliada pelo TUG. Apesar do alívio da dor ser considerado suficiente para melhorar a função (SHRADER *et al.*, 2004) e a mobilidade, avaliada pelo TUG, ter uma correlação moderada e positiva com a sintomatologia dolorosa (MALY, COSTIGAN, OLNEY, 2006), a redução da dor após a aplicação de KT nos dois grupos de intervenção não foi suficiente para gerar impacto positivo na realização do TUG. Isto pode indicar que os déficits de mobilidade apresentados pelas

voluntárias deste estudo provavelmente são influenciados por outros déficits, como a frouxidão/instabilidade articular, por exemplo, que não foram diretamente modificados com a melhora da sintomatologia dolorosa e/ou pela melhora na autopercepção funcional e sobre os quais a aplicação desta bandagem não gera nenhum efeito positivo.

Além disso, como a amostra deste estudo foi composta, em sua maioria, por mulheres com OA com classificação radiográfica de *Kellgren e Lawrence* ≤ 2 , pode ter havido efeito teto para esta variável, de tal forma que as voluntárias não apresentavam déficit funcional significativo, para que fossem observados os efeitos das intervenções. Embora a amostra deste estudo não tenha sido composta, exclusivamente, de mulheres idosas, a média de idade das participantes foi maior do que 60 anos em ambos os grupos de intervenção e, antes da aplicação da bandagem, os valores médios obtidos no teste de mobilidade, avaliado pelo TUG, foram de 9,0 segundos no GEI e de 8,7 no GEII. Na medida em que foi demonstrado que pessoas com OA de joelhos realizam o TUG de 19 a 26% mais lentamente do que pessoas saudáveis pareadas por idade e sexo (LIKAVAINIO *et al.*, 2008) e os valores normativos do TUG para idosos saudáveis revelam que entre 60 e 69 anos o valor médio é de 8.1 segundos (BOHANNON, 2006), parece adequado supor que a amostra deste estudo não possuía déficits importantes de mobilidade prévios às intervenções.

Os resultados deste estudo revelaram que houve um aumento similar na velocidade da marcha em ambos os grupos de intervenção. Em média, houve um acréscimo de 0,10m/s para o GEI e de 0,12m/s para o GEII e estas podem ser consideradas clinicamente importantes, pois esta designação pode ser atribuída a uma mudança igual ou superior a 0,10m/s em pacientes com OA (CHUI, HOOD, KLIMA, 2012). A melhora na velocidade da marcha se deu sem alterar a simetria da distribuição de peso ou a simetria do comprimento do passo entre os MMII. Entretanto, a amostra estudada não apresentava assimetrias prévias, e o aumento da velocidade da marcha foi uma consequência do aumento de ambos, comprimento do passo e cadência.

Foi demonstrado que a velocidade da marcha é moderadamente relacionada à dor no joelho (DEBI *et al.*, 2011) e que a dor da OA no joelho geralmente piora com a atividade física, como a caminhada (HURWITZ *et al.*, 2000). No entanto, as pessoas que têm pelo menos uma comorbidade e aquelas que têm dor generalizada são mais predispostas a ter uma piora na velocidade da marcha apesar

da redução da dor no joelho (WHITE *et al.*, 2011). Isto pode indicar que esta função nestes pacientes não é afetada, exclusivamente, pela presença de dor nos joelhos e, por conseguinte, a redução da dor observada neste estudo pode não ter sido responsável, exclusiva e diretamente, pela melhora da velocidade da marcha observada neste estudo.

Em contrapartida, embora não tenha sido avaliado no presente estudo, sabe-se que reduções da flexão do joelho e da velocidade da marcha são características comuns à marcha de mulheres com OA (KIRKWOOD *et al.*, 2011). Foi demonstrado, ainda, que o KT, aplicado sobre o reto femoral, gerou um aumento médio de 23 graus (21%) na ADM ativa livre de dor e da dor percebida durante a caminhada de 10 metros no joelho osteoartrítico (CHO *et al.*, 2014). Assim, futuros estudos podem investigar se o aumento da velocidade da marcha gerado pela aplicação de KT em reto femoral se deve a um aumento da ADM ativa de flexão de perna e/ou a outros fatores associados, como um aumento da ADM de flexo-extensão do quadril em virtude da diminuição da dor no joelho.

Neste estudo, a aplicação de KT durante 48 horas gerou melhora, em ambos os grupos de intervenção, no desempenho muscular dos extensores de joelho. Este resultado vai ao encontro de um estudo recente, no qual foi evidenciado que o KT gerou melhora significativa, no pico de torque concêntrico e excêntrico de quadríceps em pessoas com OA de joelhos, quando comparado ao placebo (ANANDKUMAR, SUDARSHAN, NAGPAL, 2014). Estes achados que poderiam corroborar o uso desta técnica para gerar incremento de força em pessoas com OA de joelho não encontra consonância, no entanto, nos resultados obtidos nos testes de desempenho muscular de rotadores externos. Isto porque não foi evidenciado, no presente estudo, ganho no desempenho muscular de rotadores externos, em nenhum dos grupos de intervenção. Além disso, para o pico de torque normalizado de pessoas com OA de joelhos, valores superiores a 34Nm são considerados mudanças minimamente detectáveis (KEAN *et al.*, 2010). Esta variável não foi utilizada no presente estudo que, para fins de análise, fez uso da variável trabalho total normalizado e, nesta, a melhora no desempenho muscular de extensor de joelho variou, em média, de 5,10 J/kg no GEI (acrécimo de 4,6%) e 5,1 J/kg no GEII (acrécimo de 4,8%). Neste sentido, é possível que essa melhora no desempenho muscular de extensores de joelho, embora detectável, não seja clinicamente relevante.

Não obstante, foi demonstrado que embora haja redução da força de quadríceps e isquiossurais em pessoas com OA de joelhos, a relação entre as forças destes músculos não é alterada (TAN *et al.*, 1995). Não foram encontrados estudos que compararam o desempenho muscular de extensores de joelhos entre membros de pessoas com OA bilateral. Contudo, foi demonstrado que indivíduos com OA de joelhos tem redução do desempenho muscular em todas as amplitudes do quadril e, além disso, em pessoas sem OA de joelhos, os rotadores internos do quadril tem 83,7% da força dos rotadores externos enquanto em pessoas com OA bilateral de joelhos os rotadores externos tem 92,4% da força dos rotadores internos (COSTA *et al.*, 2010). Isto implica em dizer que, na OA bilateral de joelhos, a relação entre o desempenho muscular de rotadores externos e internos é invertida, pois há uma perda maior de rotadores externos do que de internos. Esta inversão da relação de força entre os rotadores do quadril, que não é observada entre os flexo-extensores de joelho, pode ter sido uma das causas da não obtenção de resultados no desempenho muscular de rotadores externos neste estudo. Na medida em que o glúteo máximo parece ser proporcionalmente mais fraco do que o quadríceps, é possível que a tensão longitudinal sobre a bandagem talvez tenha sido suficiente para estimular o reto femoral, mas não o glúteo máximo. Neste sentido, é possível que o efeito desta bandagem sobre o desempenho muscular esteja vinculado, entre outros fatores, à tensão longitudinal empregada sobre a bandagem e/ou o desempenho muscular prévio dos indivíduos.

A inexistência de um grupo placebo neste estudo nos remete, imediatamente, à possibilidade da existência de um efeito placebo do KT sobre o desempenho muscular. Há, ainda, a possibilidade de ter havido efeito de aprendizado, como o que foi observado em um estudo conduzido com uma amostra de mulheres na pós-menopausa, sem histórico de dor ou lesão nos joelhos, que foram submetidas a dois testes isocinéticos consecutivos de flexo-extensão do joelho e no qual os valores do segundo teste foram significativamente maiores do que os obtidos no primeiro (BRECH *et al.*, 2011).

É importante destacar que a maioria das participantes do presente apresentava OA de moderada a leve, o que compromete a generalização dos resultados para pacientes mais graves. Embora essa amostra corresponda bem à demanda nas clínicas de fisioterapia, pode gerar, para alguns desfechos, efeito teto e déficits pouco proeminentes para que se possam observar efeitos de intervenções que

não alterem significativamente o desempenho muscular e funcional. A principal limitação deste estudo, contudo, está na não inclusão de um grupo placebo, o que não nos possibilita saber se os resultados encontrados se devem realmente à técnica empregada. Contudo, como o objetivo principal deste estudo foi verificar o efeito da adição de uma aplicação do KT sobre o músculo glúteo máximo a uma aplicação apenas no reto femoral, o delineamento do estudo foi apropriado para a pergunta em questão e nos possibilitou verificar que, com a técnica e tensão empregadas neste estudo, não houve vantagem em se adicionar uma aplicação de KT no glúteo máximo a uma em reto femoral.

Assim, a principal implicação clínica deste estudo foi demonstrar que bandagens adicionais podem não surtir melhores resultados. Além disso, o uso do KT, embora difundido mundialmente, deve ser repensado em termos de custo benefício, pois apesar de terem sido observados efeitos clinicamente significativos sobre a dor, a função física auto-relatada e a velocidade da marcha, o custo deste tipo de intervenção é relativamente alto comparativamente aos que são normalmente alcançáveis, apenas, com a cinesioterapia. De fato, PARREIRA *et al.* (2014) observaram, em uma revisão sistemática, que em condições musculoesqueléticas e para desfechos centrados no paciente, como intensidade da dor, incapacidade, qualidade de vida, retorno ao trabalho e impressão global da recuperação, o KT não foi considerado uma intervenção efetiva (PARREIRA *et al.*, 2014). Além disso, os autores apontaram que os estudos realizados, independentemente da comparação utilizada ou dos desfechos investigados, não mostraram diferença significativa entre grupos ou mostraram um efeito trivial em favor do KT e, neste sentido, ensaios grandes e bem desenhados são bastante necessários (PARREIRA *et al.*, 2014).

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo demonstraram que uma aplicação de KT sobre o músculo reto femoral do MI mais sintomático gerou redução da dor, melhora da autopercepção funcional e da velocidade da marcha, sem alterar, contudo, a simetria durante a deambulação. Apesar disto, o uso de uma bandagem glútea adicionalmente à de reto femoral com a tensão e técnica de aplicação sugerida pela *Associação Internacional de Kinesio Taping* não gerou ganho adicional para nenhum dos desfechos avaliados.

REFERÊNCIAS

AIGNER, T. e MCKENNA, L. Molecular pathology and pathobiology of osteoarthritic cartilage. *Cell Mol.Life Sci.*, v. 59, n. 1, p. 5-18, 2002.

AKBAS, E.; ATAY, A. O. e YUKSEL, I. The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthop Traumatol Turc.*, v. 45, n. 5, p. 335-341, 2011.

AL-ZAHRANI, K. S. e BAKHEIT, A. M. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil.Rehabil.*, v. 24, n. 5, p. 275-280, 2002.

ALEXANDER, C. M.; STYNES, S.; THOMAS, A.; LEWIS, J. e HARRISON, P. J. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Man.Ther.*, v. 8, n. 1, p. 37-41, 2003.

ALFREDO, P. P.; BJORDAL, J. M.; DREYER, S. H.; MENESES, S. R.; ZAGUETTI, G.; OVANESSIAN, V.; FUKUDA, T. Y.; JUNIOR, W. S.; LOPES MARTINS, R. A.; CASAROTTO, R. A. e MARQUES, A. P. Efficacy of low level laser therapy associated with exercises in knee osteoarthritis: a randomized double-blind study. *Clin Rehabil.*, v. 26, n. 6, p. 523-533, 2012.

ANANDKUMAR, S.; SUDARSHAN, S. e NAGPAL, P. Efficacy of kinesio taping on isokinetic quadriceps torque in knee osteoarthritis: a double blinded randomized controlled study. *Physiother.Theory.Pract.*, v. 30, n. 6, p. 375-383, 2014.

ANGST, F.; AESCHLIMANN, A. e STUCKI, G. Smallest detectable and minimal clinically important differences of rehabilitation intervention with their implications for required sample sizes using WOMAC and SF-36 quality of life measurement instruments in patients with osteoarthritis of the lower extremities. *Arthritis Rheum.*, v. 45, n. 4, p. 384-391, 2001.

ARDEN, N. e NEVITT, M. C. Osteoarthritis: epidemiology. *Best.Pract.Res Clin.Rheumatol.*, v. 20, n. 1, p. 3-25, 2006.

ARENDR-NIELSEN, L.; NIE, H.; LAURSEN, M. B.; LAURSEN, B. S.; MADELEINE, P.; SIMONSEN, O. H. e GRAVEN-NIELSEN, T. Sensitization in patients with painful knee osteoarthritis. *Pain.*, v. 149, n. 3, p. 573-581, 2010.

AYTAR, A.; OZUNLU, N.; SURENKOK, O.; BALTACI, G.; OZTOP, P. e KARATAS, M. Initial effects of kinesio taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinet. Exerc.Sci.*, v. 19, p. 135-142, 2011.

BANDYOPADHYAY, A. e MAHAPATRA, D. Taping in sports: a brief update. *J. Hum. Sport & Exerc.*, v. 7, n. 22, p. 544-552, 2012.

BEATTIE, P.; ISAACSON, K.; RIDDLE, D. L. e ROTHSTEIN, J. M. Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure. *Phys.Ther.*, v. 70, n. 3, p. 150-157, 1990.

BELLAMY, N.; BUCHANAN, W. W.; GOLDSMITH, C. H.; CAMPBELL, J. e STITT, L. W. 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.*, v. 15, n. 12, p. 1833-1840, 1988.

BENNELL, K. L.; HUNT, M. A.; WRIGLEY, T. V.; HUNTER, D. J.; MCMANUS, F. J.; HODGES, P. W.; LI, L. e HINMAN, R. S. Hip strengthening reduces symptoms but not knee load in people with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomised controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage.*, v. 18, n. 5, p. 621-628, 2010.

BENNELL, K. L.; HUNT, M. A.; WRIGLEY, T. V.; LIM, B. W. e HINMAN, R. S. Role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. *Rheum.Dis.Clin.North Am.*, v. 34, n. 3, p. 731-754, 2008.

BOHANNON, R. W. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *J Geriatr.Phys.Ther.*, v. 29, n. 2, p. 64-68, 2006.

BRANDT, K. D.; DIEPPE, P. e RADIN, E. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Med.Clin.North Am.*, v. 93, n. 1, p. 1-24, 2009.

BRECH, G. C.; CIOLAC, E. G.; SECCHI, L. L.; ALONSO, A. C. e GREVE, J. M. The effects of motor learning on clinical isokinetic performance of postmenopausal women. *Maturitas.*, v. 70, n. 4, p. 379-382, 2011.

CAMPOLO, M.; BABU, J.; DMOCHOWSKA, K.; SCARIAH, S. e VARUGHESE, J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. *Int.J Sports Phys.Ther.*, v. 8, n. 2, p. 105-110, 2013.

CASTRO-SANCHEZ, A. M.; LARA-PALOMO, I. C.; MATARAN-PENARROCHA, G. A.; FERNANDEZ-SANCHEZ, M.; SANCHEZ-LABRACA, N. e ARROYO-MORALES, M. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *J Physiother.*, v. 58, n. 2, p. 89-95, 2012.

CHANG, H. Y.; CHOU, K. Y.; LIN, J. J.; LIN, C. F. e WANG, C. H. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Phys.Ther.Sport.*, v. 11, n. 4, p. 122-127, 2010.

CHARTERIS, J. Effects of velocity on upper to lower extremity muscular work and power output ratios of intercollegiate athletes. *Br.J.Sports Med.*, v. 33, n. 4, p. 250-254, 1999.

CHO, H.-Y.; KIM, E.-H.; KIM, J. e YOON, Y. W. Kinesio Taping Improves Pain, Range of Motion, and Proprioception in Older Patients with knee Osteoarthritis. *Am.J.Phys.Med.Rehabil.*, v. 00, n. 00, p. 1-9, 2014.

CHUI, K.; HOOD, E. e KLIMA, D. Meaningful change in walking speed. *Top Geriatr Rehabil.*, v. 28, n. 2, p. 97-103, 2012.

CIR SYSTEMS I. The GAITRite eletronic walkway measurements & definitions. 2006.

COSTA, R. A.; OLIVEIRA, L. M.; WATANABE, S. H.; JONES, A. e NATOUR, J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics.*, v. 65, n. 12, p. 1253-1259, 2010.

DAVIES, G. J. *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. 4.ed. Onalaska: S &S Pub, 1992.p.530.

DEBI, R.; MOR, A.; SEGAL, G.; SEGAL, O.; AGAR, G.; DEBBI, E.; HALPERIN, N.; HAIM, A. e ELBAZ, A. Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. *Disabil.Rehabil.*, v. 33, n. 13-14, p. 1103-1109, 2011.

DEBI, R.; MOR, A.; SEGAL, O.; SEGAL, G.; DEBBI, E.; AGAR, G.; HALPERIN, N.; HAIM, A. e ELBAZ, A. Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. *BMC.Musculoskelet.Disord.*, v. 10, p. 127, 2009.

DEYLE, G. D.; ALLISON, S. C.; MATEKEL, R. L.; RYDER, M. G.; STANG, J. M.; GOHDES, D. D.; HUTTON, J. P.; HENDERSON, N. E. e GARBER, M. B. Physical therapy treatment effectiveness for osteoarthritis of the knee: a randomized comparison of supervised clinical exercise and manual therapy procedures versus a home exercise program. *Phys.Ther.*, v. 85, n. 12, p. 1301-1317, 2005.

DIEPPE, P. A. e LOHMANDER, L. S. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet.*, v. 365, n. 9463, p. 965-973, 2005.

DIRACOGLU, D.; AYDIN, R.; BASKENT, A. e CELIK, A. Effects of kinesthesia and balance exercises in knee osteoarthritis. *J.Clin.Rheumatol.*, v. 11, n. 6, p. 303-310, 2005.

DJORDJEVIC, O. C.; VUKICEVIC, D.; KATUNAC, L. e JOVIC, S. Mobilization with movement and kinesiotope compared with a supervised exercise program for painful shoulder: results of a clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther.*, v. 35, n. 6, p. 454-463, 2012.

DOBSON, F.; HINMAN, R. S.; ROOS, E. M.; ABBOTT, J. H.; STRATFORD, P.; DAVIS, A. M.; BUCHBINDER, R.; SNYDER-MACKLER, L.; HENROTIN, Y.; THUMBOO, J.; HANSEN, P. e BENNELL, K. L. OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.*, v. 21, n. 8, p. 1042-1052, 2013.

DROUIN, J. L.; MCALPINE, C. T.; PRIMAK, K. A. e KISSEL, J. The effects of kinesiotape on athletic-based performance outcomes in healthy, active individuals: a literature synthesis. *J Can.Chiropr.Assoc.*, v. 57, n. 4, p. 356-365, 2013.

DUAN, X. H.; ALLEN, R. H. e SUN, J. Q. A stiffness-varying model of human gait. *Med Eng Phys.*, v. 19, n. 6, p. 518-524, 1997.

DVIR, Z. *Isocinética – Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas*. 1.ed. Barueri: Manole, 2002. p.209.

ELBAZ, A.; MOR, A.; SEGAL, G.; DEBBI, E.; HAIM, A.; HALPERIN, N. e DEBI, R. APOS therapy improves clinical measurements and gait in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech.*, v. 25, n. 9, p. 920-925, 2010.

ELBAZ, A.; MOR, A.; SEGAL, G.; DEBI, R.; SHAZAR, N. e HERMAN, A. Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis Cartilage*, v. 22, n. 3, p. 457-463, 2014.

ERHART, J. C.; MUNDERMANN, A.; ELSPAS, B.; GIORI, N. J. e ANDRIACCHI, T. P. A variable-stiffness shoe lowers the knee adduction moment in subjects with symptoms of medial compartment knee osteoarthritis. *J.Biomech.*, v. 41, n. 12, p. 2720-2725, 2008.

FERNANDES, M. I. *Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa*. 2003. 1-103 Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de São Paulo, São Paulo.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E. e MCHUGH, P. R. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr.Res.*, v. 12, n. 3, p. 189-198, 1975.

FRATOCCHI, G.; DI MATTIA, F.; ROSSI, R.; MANGONE, M.; SANTILLI, V. e PAOLONI, M. Influence of kinesio taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population young healthy subjects. *J.Sci.Med.Sports*, v. 16, p. 245-249, 2013.

FU, T. C.; WONG, A. M.; PEI, Y. C.; WU, K. P.; CHOU, S. W. e LIN, Y. C. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *J.Sci.Med.Sport.*, v. 11, n. 2, p. 198-201, 2008.

FULKERSON, J. P. e ARENDT, E. A. Anterior knee pain in females. *Clin.Orthop.Relat Res.*, n. 372, p. 69-73, 2000.

GONZALEZ-IGLESIAS, J.; FERNANDEZ-DE-LAS-PENAS, C.; CLELAND, J. A.; HUIJBREGTS, P. e DEL, R. G.-V. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys.Ther.*, v. 39, n. 7, p. 515-521, 2009.

HINMAN, R. S.; BENNELL, K. L.; METCALF, B. R. e CROSSLEY, K. M. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology.*, v. 41, n. 12, p. 1388-1394, 2002.

HINMAN, R. S. e CROSSLEY, K. M. Patellofemoral joint osteoarthritis: an important subgroup of knee osteoarthritis. *Rheumatology.*, v. 46, n. 7, p. 1057-1062, Jul 2007.

HINMAN, R. S.; CROSSLEY, K. M.; MCCONNELL, J. e BENNELL, K. L. Efficacy of knee tape in the management of osteoarthritis of the knee: blinded randomised controlled trial. *BMJ.*, v. 327, n. 7407, p. 135, 2003.

HINMAN, R. S.; CROSSLEY, K. M.; MCCONNELL, J. e BENNELL, K. L. Does the application of tape influence quadriceps sensorimotor function in knee osteoarthritis? *Rheumatology.*, v. 43, n. 3, p. 331-336, 2004.

HINMAN, R. S.; HUNT, M. A.; CREABY, M. W.; WRIGLEY, T. V.; MCMANUS, F. J. e BENNELL, K. L. Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res.*, v. 62, n. 8, p. 1190-1193, 2010.

HOYO, M.; ALVAREZ-MESA, A.; SANUDO, B.; CARRASCO, L. e DOMINGUEZ, S. Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *J.Sport Rehabil.*, v. 22, n. 1, p. 53-58, 2013.

HUBLEY-KOZEY, C. L.; HILL, N. A.; RUTHERFORD, D. J.; DUNBAR, M. J. e STANISH, W. D. Co-activation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking. *Clin Biomech.*, v. 24, n. 5, p. 407-414, 2009.

HUNTER, D. J. e FELSON, D. T. Osteoarthritis. *BMJ.*, v. 332, n. 7542, p. 639-642, 2006.

HURWITZ, D. E.; RYALS, A. R.; BLOCK, J. A.; SHARMA, L.; SCHNITZER, T. J. e ANDRIACCHI, T. P. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res.*, v. 18, n. 4, p. 572-579, 2000.

IMOTO, A. M.; PECCIN, M. S.; TEIXEIRA, L. E.; SILVA, K. N.; ABRAHAO, M. e TREVISANI, V. F. Is neuromuscular electrical stimulation effective for improving pain, function and activities of daily living of knee osteoarthritis patients? A randomized clinical trial. *Sao Paulo Med J.*, v. 131, n. 2, p. 80-87, 2013.

JEGU, A. G.; PEREIRA, B.; ANDANT, N. e COUDEYRE, E. Effect of eccentric isokinetic strengthening in the rehabilitation of patients with knee osteoarthritis: Isogo, a randomized trial. *Trials* v., 15, p. 106, 2014.

JINKS, C.; JORDAN, K. e CROFT, P. Measuring the population impact of knee pain and disability with the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *Pain.*, v. 100, n. 1-2, p. 55-64, 2002.

KASE, K.; HASHIMOTO, T. e OKANE, T. *Kinesio taping perfect manual: amazing taping therapy to eliminate pain and muscle disorders*. 3.ed. Tokio: Kinesio USA, 1998.p.132.

KASE, K.; WALLIS, J. e KASE, T. *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method*. 2.ed.Tokyo: Kinesio Taping Assoc, 2003.p.249.

KAUFMAN, K. R.; HUGHES, C.; MORREY, B. F.; MORREY, M. e AN, K. N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J.Biomech.*, v. 34, n. 7, p. 907-915, 2001.

KAYA, E.; ZINNUROGLU, M. e TUGCU, I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clin.Rheumatol.*, v. 30, n. 2, p. 201-207, 2011.

KEAN, C. O.; BIRMINGHAM, T. B.; GARLAND, S. J.; BRYANT, D. M. e GIFFIN, J. R. Minimal detectable change in quadriceps strength and voluntary muscle activation in patients with knee osteoarthritis. *Arch.Phys.Med Rehabil.*, v. 91, n. 9, p. 1447-1451, 2010.

KIRKWOOD, R. N.; RESENDE, R. A.; MAGALHÃES, C. M. B.; GOMES, H. A.; MINGOTI, S. A. e SAMPAIO, R. F. Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosas com osteoartrite de joelho. *Braz. J. Phys. Ther.*, v. 15, n. 1, p. 52-58, 2011.

KURU, T.; YALIMAN, A. e DERELI, E. E. Comparison of efficiency of Kinesio(R) taping and electrical stimulation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthop Traumatol Turc.*, v. 46, n. 5, p. 385-392, 2012.

LIKAVAINIO, T.; LYYTINEN, T.; TYRVAINEN, E.; SIPILA, S. e AROKOSKI, J. P. Physical function and properties of quadriceps femoris muscle in men with knee osteoarthritis. *Arch.Phys.Med Rehabil.*, v. 89, n. 11, p. 2185-2194, 2008.

LINDSTROEM, R.; GRAVEN-NIELSEN, T. e FALLA, D. Current pain and fear of pain contribute to reduced maximum voluntary contraction of neck muscles in patients with chronic neck pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, v. 93, n. 11, p. 2042-2048, 2012.

LOURENÇO, R. A. e VERAS, R. P. [Mini-Mental State Examination: psychometric characteristics in elderly outpatients]. *Rev.Saude Publica.*, v. 40, n. 4, p. 712-719, 2006.

MALY, M. R.; COSTIGAN, P. A. e OLNEY, S. J. Determinants of self-report outcome measures in people with knee osteoarthritis. *Arch.Phys.Med Rehabil.*, v. 87, n. 1, p. 96-104, 2006.

MALY, M. R.; COSTIGAN, P. A. e OLNEY, S. J. Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech.*, v. 23, n. 6, p. 796-805, 2008.

MARQUES, A. P. *Manual de goniometria*. 2.ed. São Paulo: Manole, 2003.p.136.

MARX, F. C.; OLIVEIRA, L. M.; BELLINI, C. G. e RIBEIRO, M. C. C. Tradução de validação cultural do questionário algofuncional de Lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa. *Rev.Bras.Reumatol.*, v. 46, n. 4, p. 253-260, 2006.

MATHIAS, S.; NAYAK, U. S. e ISAACS, B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch.Phys.Med Rehabil.*, v. 67, n. 6, p. 387-389, 1986.

MCKEAN, K. A.; LANDRY, S. C.; HUBLEY-KOZEY, C. L.; DUNBAR, M. J.; STANISH, W. D. e DELUZIO, K. J. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech.*, v. 22, n. 4, p. 400-409, 2007.

MENZ, H. B.; LATT, M. D.; TIEDEMANN, A.; MUN SAN, K. M. e LORD, S. R. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait.Posture.*, v. 20, n. 1, p. 20-25, 2004.

MERO, A. A.; HULMI, J. J.; SALMIJARVI, H.; KATAJAVUORI, M.; HAVERINEN, M.; HOLVIALA, J.; RIDANPAA, T.; HAKKINEN, K.; KOVANEN, V.; AHTIAINEN, J. P. e SELANNE, H. Resistance training induced increase in muscle fiber size in young and older men. *Eur.J.Appl.Physiol.*, v. 113, n. 3, p. 641-650, 2013.

MOSTERT-WENTZEL, K.; SWART, J. J.; MASENYETSE, L. J.; SIHLALI, B. H.; CILLIERS, R.; CLARKE, L.; MARITZ, J.; PRINSLOO, E. e STEENKAMP, L. Effect of kinesio taping on explosive muscle power of gluteus maximus of male athletes. *S.Afr.J. Sports Med.*, v. 24, n. 3, p. 75-80, 2012.

MUNDERMANN, A.; DYRBY, C. O. e ANDRIACCHI, T. P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.*, v. 52, n. 9, p. 2835-2844, 2005.

MUNDERMANN, A.; DYRBY, C. O.; HURWITZ, D. E.; SHARMA, L. e ANDRIACCHI, T. P. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.*, v. 50, n. 4, p. 1172-1178, 2004.

NAMBI, G. e SHAH, B. T. Kinesio Taping Versus Mulligan's mobilization with movement in sub-acute lateral ankle sprain in secondary school Hockey players - Comparative study. *Int J Pharma Sci Health Care.*, v. 2, n. 2, p. 136-149, 2012.

PAOLONI, M.; BERNETTI, A.; FRATOCCHI, G.; MANGONE, M.; PARRINELLO, L.; DEL PILAR, C. M.; SESTO, L.; DI, S. L. e SANTILLI, V. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur.J.Phys.Rehabil.Med.*, v. 47, n. 2, p. 237-244, 2011.

PARREIRA, P. C.; COSTA, L. C.; HESPANHOL JUNIOR, L. C.; LOPES, A. D. e COSTA, L. O. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *J Physiother.*, v. 60, n. 1, p. 31-39, 2014.

PELOSIN, E.; AVANZINO, L.; MARCHESE, R.; STRAMESI, P.; BILANCI, M.; TROMPETTO, C. e ABBRUZZESE, G. kinesiotaping reduces pain and modulates sensory function in patients with focal dystonia: a randomized crossover pilot study. *Neurorehabil.Neural Repair.*, v. 27, n. 8, p. 722-731, 2013.

PIERRYNOWSKI, M. R. e GALEA, V. Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups: scaling gait data to body size. *Gait.Posture.*, v. 13, n. 3, p. 193-201, 2001.

PLASTER, R.; VIEIRA, W. B.; ALENCAR, F. A.; NAKANO, E. Y. e LIEBANO, R. E. Immediate effects of electroacupuncture and manual acupuncture on pain, mobility and muscle strength in patients with knee osteoarthritis: a randomised controlled trial. *Acupunct.Med.*, v. 32, n. 3, p. 236-241, 2014.

PODSIADLO, D. e RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am.Geriatr.Soc.*, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys.Ther.*, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

RICHETTE, P.; SAUTREUIL, P.; COUDEYRE, E.; CHEVALIER, X.; REVEL, M. e RANNOU, F. Usefulness of taping in lower limb osteoarthritis. French clinical practice guidelines. *Joint Bone Spine.*, v. 75, n. 4, p. 475-478, 2008.

RISTOW, O.; HOHLWEG-MAJERT, B.; KEHL, V.; KOERDT, S.; HAHNEFELD, L. e PAUTKE, C. Does elastic therapeutic tape reduce postoperative swelling, pain, and trismus after open reduction and internal fixation of mandibular fractures? *J Oral Maxillofac.Surg.*, v. 71, n. 8, p. 1387-1396, 2013.

RODRÍGUES, J. M. F.; DURÁN, L. M. A.; VICÉN, J. A.; COBO, R. C. e JÓDAR, X. A. Vendaje neuromuscular: tiene todas las vendas las mismas propiedades mecánicas? *Apunts.Med.Esport.*, v. 45, n. 166, p. 61-67, 2010.

SAAVEDRA-HERNANDEZ, M.; CASTRO-SANCHEZ, A. M.; ARROYO-MORALES, M.; CLELAND, J. A.; LARA-PALOMO, I. C. e FERNANDEZ-DE-LAS-PENAS, C. Short-term effects of kinesio taping versus cervical thrust manipulation in patients with mechanical neck pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys.Ther.*, v. 42, n. 8, p. 724-730, 2012.

SABIRLI, F.; PAKER, N. e BUGDAYCI, D. The relationship between Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) and Timed Up and Go test in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *Rheumatol.Int.*, v. 33, n. 10, p. 2691-2694, 2013.

SHRADER, M. W.; DRAGANICH, L. F.; POTTENGER, L. A. e PIOTROWSKI, G. A. Effects of knee pain relief in osteoarthritis on gait and stair-stepping. *Clin Orthop Relat Res.*, n. 421, p. 188-193, 2004.

SIMSEK, H. H.; BALKI, S.; KEKLIK, S. S.; ÖZTÜRK, H. e ELDEN, H. Does Kinesio Taping in addition to exercise therapy improve the outcomes in subacromial impingement syndrome? A randomized, double-blind, controlled clinical trial. *Acta Orthop.Traumatol.Turc.*, v. 47, n. 2, p. 104-110, 2013.

STEFFEN, T. M.; HACKER, T. A. e 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.*, v. 82, n. 2, p. 128-137, 2002.

STERLING, M.; JULL, G. e WRIGHT, A. The Effect of Musculoskeletal Pain on Motor Activity and Control. *The Journal of Pain.*, v. 2, n. 3, p. 135-145, 2001.

TAN, J.; BALCI, N.; SEPICI, V. e GENER, F. A. Isokinetic and isometric strength in osteoarthritis of the knee. A comparative study with healthy women. *Am.J Phys.Med Rehabil.*, v. 74, n. 5, p. 364-369, 1995.

TEIXEIRA, L. F. e OLNEY, S. J. Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin.Biomech.*, v. 11, n. 3, p. 126-134, 1996.

THELEN, M. D.; DAUBER, J. A. e STONEMAN, P. D. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *J Orthop Sports Phys.Ther.*, v. 38, n. 7, p. 389-395, 2008.

THOMPSON, J. A.; CHAUDHARI, A. M.; SCHMITT, L. C.; BEST, T. M. e SISTON, R. A. Gluteus maximus and soleus compensate for simulated quadriceps atrophy and activation failure during walking. *J Biomech.*, v. 46, n. 13, p. 2165-2172, 2013.

TSAI, C.; CHANG, W. e LEE, J. Effects of Short-term Treatment with Kinesiotaping for Plantar Fasciitis. *J Musculoskeletal Pain.*, v. 18, n. 1, p. 71-80, 2010.

TUBACH, F.; RAVAUD, P.; BARON, G.; FALISSARD, B.; LOGEART, I.; BELLAMY, N.; BOMBARDIER, C.; FELSON, D.; HOCHBERG, M.; VAN DER HEIJDE, D. e DOUGADOS, M. Evaluation of clinically relevant changes in patient reported outcomes in knee and hip osteoarthritis: the minimal clinically important improvement. *Ann.Rheum.Dis.*, v. 64, n. 1, p. 29-33, 2005.

VANCE, C. G.; RAKEL, B. A.; BLODGETT, N. P.; DESANTANA, J. M.; AMENDOLA, A.; ZIMMERMAN, M. B.; WALSH, D. M. e SLUKA, K. A. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on pain, pain sensitivity, and function in people with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Phys.Ther.*, v. 92, n. 7, p. 898-910, 2012.

VERCELLI, S.; SARTORIO, F.; FOTI, C.; COLLETTI, L.; VIRTON, D.; RONCONI, G. e FERRIERO, G. Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: A single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clin.J.Sport Med.*, v. 22, n. 4, p. 319-326, 2012.

VERHAGEN, E. A.; MECHELEN, W. e VENTE, W. The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clin.J.Sport Med.*, v. 10, n. 4, p. 291-296, 2000.

VITHOULKA, L.; BENEKA, A.; MALLIOU, P.; AGGELOUSIS, N.; KARATSOLIS, K. e DIAMANTOPOULOS, K. The effects of Kinesio Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non-athlete women. *Isok Exerc Sci.*, v. 18, n. 1, p. 1-6, 2010.

WAGNER, H. e BLICKHAN, R. Stabilizing function of antagonistic neuromusculoskeletal systems: an analytical investigation. *Biol.Cybern.*, v. 89, n. 1, p. 71-79, 2003.

WHITE, D. K.; FELSON, D. T.; NIU, J.; NEVITT, M. C.; LEWIS, C. E.; TORNER, J. C. e NEOGI, T. Reasons for functional decline despite reductions in knee pain: the Multicenter Osteoarthritis Study. *Phys.Ther.*, v. 91, n. 12, p. 1849-1856, 2011.

WILLIAMS, S.; WHATMAN, C.; HUME, P. A. e SHEERIN, K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.*, v. 42, n. 2, p. 153-164, 2012.

WILSON, D. R.; MCWALTER, E. J. e JOHNSTON, J. D. The measurement of joint mechanics and their role in osteoarthritis genesis and progression. *Med.Clin.North Am.*, v. 93, n. 1, p. 67-82, 2009.

APÊNDICE 1**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Nº _____**

Investigadoras: Prof^a Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

Jennifer Granja Peixoto, M.Sc., Doutoranda do programa de Ciências da Reabilitação

TÍTULO DO PROJETO:

Efeito das bandagens elásticas em variáveis biomecânicas da marcha, sobre o desempenho muscular, na dor e na função física de pessoas com osteoartrite de joelhos

INFORMAÇÕES

Prezada participante, o objetivo desta pesquisa é o de analisar o efeito das bandagens elásticas sobre variáveis mecânicas obtidas durante a marcha, em testes de força, na dor e na auto-percepção funcional quando a pessoa possui osteoartrite (artrose) nos joelhos. Para tanto, serão recrutadas voluntárias com esta doença articular.

Para realizar esta pesquisa, nós precisamos que você dê o seu consentimento, concordando em participar do estudo. Após a obtenção do seu consentimento, você será encaminhada aos laboratórios do Departamento de Fisioterapia, situados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais para ser avaliada.

Inicialmente você responderá, com o auxílio do avaliador, a dois questionários para avaliar a sua capacidade de compreender os testes que serão realizados e para avaliar a gravidade da sua artrose. Também será avaliado qual dos seus joelhos dói mais, a quantidade de dor que você tem neste joelho e se ele tem água no seu interior, ou seja, se está inflamado. Você será perguntada sobre a utilização de remédios no dia da avaliação. Mediremos o seu peso e altura, além do comprimento e a grossura da sua coxa e da sua perna e, para isso, usaremos uma fita métrica. Em seguida, com

o goniômetro, avaliaremos os movimentos do seu quadril e do seu joelho. Você será, então, solicitada a usar uma roupa limpa e confortável, que nós te emprestaremos para realizar o teste de força em um aparelho. Dependendo do grupo de tratamento que você for alocada, você fará o teste para avaliar a força que a sua perna tem para esticar ou fará, além deste, mais um teste para medir a força que o seu quadril tem para rodar para fora. Uma semana depois de ter feito este teste de força você voltará ao laboratório e bolinhas de isopor serão fixadas com fita dupla face nos seus ombros, costas, pelve, coxa, perna e nos seus pés. Estes marcadores são necessários para que possamos avaliar o seu movimento e, para isso, você será solicitada a andar na frente de algumas câmeras com o sapato que você usa normalmente e com as roupas que te emprestaremos em duas velocidades: aquela que você gosta de andar e o mais rapidamente que você conseguir.

Depois disso, todas as bolinhas serão retiradas e você responderá, com a ajuda do pesquisador, a um questionário para avaliar a dor na junta com artrose, a dureza desta junta, ou seja, a dificuldade que você tem para movê-la e a percepção da habilidade funcional que você tem em função de ter essa artrose. Em seguida, você deitará confortavelmente sobre uma maca e com total privacidade e sem nenhum constrangimento, você será solicitada a deixar desnuda a parte do seu corpo sobre a qual será colada a bandagem na sua perna em que o joelho dói mais. Assim, a bandagem pode ser colada só sobre a sua coxa, ou também, sobre um músculo da região do quadril, dependendo do seu grupo. No entanto, depois que os dados deste estudo forem analisados, se ficar comprovado que aplicar em dois músculos é melhor do que aplicar em um músculo, você será convidada para receber gratuitamente esta intervenção.

Para a aplicação da bandagem a sua pele será limpa com um algodão embebido em álcool e, para diminuir as chances de você ter uma reação alérgica com a fita, também passaremos leite de magnésia no local da aplicação. Assim, você deverá ficar dois dias com uma fita preta colada na pele e, se apresentar algum desconforto com a mesma ou se a fita descolar total ou parcialmente, você deverá entrar em contato com a equipe de pesquisadores para que as medidas necessárias sejam tomadas. Depois destes dois dias você será convidada a retornar ao laboratório para repetir os testes que foram realizados antes da colocação da fita e, ao final dos testes, a fita poderá ser retirada se esta for a sua vontade. Se, por ventura, você não deseje mais participar deste estudo por qualquer motivo e/ou em qualquer tempo, você

terá total liberdade para fazê-lo sem que sobre você recaia qualquer tipo de penalização. Os riscos e desconfortos provenientes da sua participação neste estudo são mínimos e estão relacionados com fadiga e/ou dor muscular após o teste de força e alergia, coceira e vermelhidão no local de aplicação da fita. Todos estes desconfortos tendem a desaparecer com o tempo. Se, no entanto, houver algum prejuízo à sua saúde comprovadamente causado pelos procedimentos aos quais você será submetida neste estudo, você será encaminhada a tratamento adequado.

Ressaltamos que a sua participação neste projeto é inteiramente voluntária e você não receberá compensação financeira ou terá qualquer tipo de despesa participando do estudo. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche durante as avaliações. No entanto, quaisquer outros gastos adicionais serão absorvidos pela pesquisa e são de responsabilidade dos pesquisadores. Após o término da avaliação, você poderá discutir com os pesquisadores os resultados obtidos e a sua avaliação poderá servir para o seu encaminhamento, após o término deste estudo, a um tratamento fisioterápico individualizado conforme as suas necessidades e interesse. Além disso, as informações geradas com a realização deste estudo poderão ajudar aos fisioterapeutas a entender melhor como as bandagens funcionam para indicar adequadamente o seu uso, principalmente, em pessoas que tem artrose nos joelhos.

Se você leu e entendeu todas as informações aqui contidas, você está apto a participar deste estudo. Contudo, cabe ressaltar que você está livre para questionar os pesquisadores com as dúvidas que lhe ocorrerem a qualquer momento e em qualquer fase da pesquisa e as mesmas serão prontamente esclarecidas pela equipe responsável. Os resultados desta pesquisa são confidenciais e as informações obtidas durante as avaliações serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua expressa autorização por escrito. Além disso, essas informações não serão utilizadas de forma individual, mas apenas para caracterizar um grupo de pessoas por meio de uma avaliação estatística dos resultados e poderão ser utilizadas em atividades de ensino e/ou pesquisa.

Jennifer Granja Peixoto: (31)2511-3969/ 9801-7038

Prof^a Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela: (31) 3409-7403

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG: (31) 3409-4592

Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, BH/MG

Campus – UFMG – Unidade Administrativa II – 2º andar

Caso você concorde de livre e espontânea vontade com a sua participação no estudo, por favor, assine no espaço indicado abaixo.

CONSENTIMENTO

Eu, _____, declaro que li e entendi as informações contidas acima e todas as minhas dúvidas foram esclarecidas. Concordo com a minha participação neste estudo e recebi uma cópia deste formulário de consentimento.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 201 ____.

Assinatura da voluntária

Assinatura do Investigador

Data

Assinatura do orientador

Data

APÊNDICE 2

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM

Eu, _____
autorizo a veiculação de minha imagem sem identificação facial através de fotos ou vídeos na tese de doutorado intitulada **Efeito das bandagens elásticas em variáveis biomecânicas da marcha, sobre o desempenho muscular e na dor e função física de pessoas com osteoartrite de joelhos**, da fisioterapeuta Jennifer Granja Peixoto, sob orientação da professora Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, bem como em apresentações e publicações de natureza técnico-científicas.

Assinando este termo de consentimento, eu estou indicando que eu concordo com a divulgação da minha imagem.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 201 ____.

Assinatura da voluntária

Responsáveis:

Jennifer Granja Peixoto

Prof. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

APÊNDICE 3

FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL

COD: _____

1. DADOS DEMOGRÁFICOS

Nome: _____ Telefone: () _____
 Endereço: _____ Bairro: _____ CEP: _____ Data
 de Nascimento: _____ / _____ / _____ Idade (anos): _____
 Escolaridade: _____ Ocupação: _____

2. DADOS CLÍNICOS GERAIS

Massa: _____ Estatura: _____ IMC: _____
 Comprimento dos membros inferiores: D: _____ E: _____
 Coxa D: _____ Coxa E: _____ Perna D: _____ Perna E: _____
 Perimetria Coxa D: _____ Perimetria Coxa E: _____
 Perimetria Perna D: _____ Perimetria Perna E: _____
 Membro inferior dominante: () **D** () **E** Atividade física: SIM NÃO
 Deformidade angular: **D** () VALGO () VARO () TORÇÃO
E () VALGO () VARO () TORÇÃO
 ADMP joelho D: _____ ADMP joelho E: _____
 ADMA joelho D: _____ ADMA joelho E: _____
 ADMP quadril D: _____ ADMP quadril E: _____
 ADMA quadril D: _____ ADMA quadril E: _____

3. DADOS CLÍNICOS PARA OSTEOARTRITE

Joelho mais sintomático: () **D** () **E**

Sinovite: **D** () PRESENTE () AUSENTE; **E** () PRESENTE () AUSENTE

a) **MEDICAÇÃO:** () SIM _____ () NÃO

Faz tratamento Fisioterápico: SIM NÃO

b) DOR JOELHO MAIS SINTOMÁTICO

ESCALA DE DOR:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sem dor					Dor insuportável					

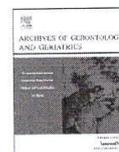
ANEXO I – Artigo publicado

Archives of Gerontology and Geriatrics 53 (2011) e253–e257



Contents lists available at ScienceDirect

Archives of Gerontology and Geriatrics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/archger

Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis

Jennifer Granja Peixoto^{a,*}, João Marcos Domingues Dias^b, Rosângela Corrêa Dias^b, Sérgio Teixeira da Fonseca^b, Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela^b

^a Graduate Program in Rehabilitation Sciences of the Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

^b Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 16 April 2011
Received in revised form 5 May 2011
Accepted 6 May 2011
Available online 14 June 2011

Keywords:

Elderly
Knee OA
Muscular strength
Proprioception

ABSTRACT

Introduction: OA is a multifactorial condition, which predisposes elderly individuals to disabilities. Therefore, aging, especially in women, is considered to be a risk factor for the development and progression of this disease. The aging process and the presence of degenerative diseases lead to losses of strength and proprioceptive acuity. However, studies have reported conflicting results regarding the relationships between these variables. Moreover, it is unclear whether age remains an aggravating factor of these variables in individuals with knee OA. **Objectives:** To analyze the relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and age in community-dwelling elderly women with knee OA. **Methods:** This cross-sectional study involved 35 elderly women aged 65 years and over, who had a clinical diagnosis of unilateral or bilateral knee OA and were able to walk independently. The volunteers were tested for proprioceptive acuity (joint position sense and kinesthesia) and isokinetic muscular performance of the quadriceps and hamstrings on the isokinetic dynamometer Biodex System 3 Pro®. Descriptive statistics were carried out for all outcome variables and correlation coefficients were calculated with a significance level of $\alpha < 0.05$. **Results:** No significant correlations were found between the measures of muscular performance and proprioceptive acuity. Furthermore, no significant correlations were found between age and measures of strength and proprioception. **Conclusions:** The results suggested no significant relationships between measures of proprioceptive acuity and muscular performance of the quadriceps and hamstring muscles and, especially, no influences of age on these variables in elderly women with knee OA.

© 2011 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

OA is the most common cause of disabilities in the elderly population. Although OA is a multifactorial condition, the pathological changes observed in osteoarthritic joints have common features regardless of the causes of the disease (Loeser, 2010). Age is a major risk factor for the increasing prevalence and incidence of OA, which is probably a consequence of cumulative exposure to multiple risk factors and biological changes. Women are not only more affected than men, but also have more severe symptoms (Zhang and Jordan, 2010). As people age, their nervous and musculoskeletal systems undergo changes, which result in decreased strength and coordination, as well as proprioceptive

changes. These changes may be helpful to explain the reported associations between aging and OA (Brandt et al., 2009).

Although many studies have reported relationships between muscular strength and proprioception in individuals with knee OA, the results are conflicting. Individuals with and without OA within the same age ranges have similar abilities to generate force, and also there were no relationships between measures of quadriceps and hamstring strength and proprioception, nor between proprioception and aging (Bayramoglu et al., 2007). In addition, no differences were found in the perceptions of joint position senses between elderly patients with OA compared with asymptomatic elderly subjects (Camargos et al., 2004). Nevertheless, gains of muscular strength in individuals with knee OA did not result in proprioceptive acuity improvements and, thus, no relationships were observed between measures of strength and proprioceptive acuity (Shakoor et al., 2008). Other studies demonstrated low-to-moderate positive relationships between strength and proprioceptive measures in similar populations, so that with greater proprioceptive errors, there was lower strength (Pai et al., 1997; Van der Esch et al., 2007). Decreased strength and proprioceptive

* Corresponding author at: Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Avenida Antônio Carlos, 6627 Campus Pampulha, Belo Horizonte 31270-901, Minas Gerais, Brazil. Tel.: +55 31 3409 4783; fax: +55 31 3409 4783.

E-mail address: jenniferpeixoto@uol.com.br (J.G. Peixoto).

acuity associated with the aging process have already been demonstrated, which are even greater in the presence of degenerative diseases (Barrett et al., 1991). Whether aging remains crucial in the deterioration of proprioceptive acuity in elderly people with knee OA is still unclear.

Thus, given the high prevalence of OA in elderly individuals and the conflicting results demonstrated in previous studies, this study aimed to analyze the relationships between measures of proprioceptive acuity and muscular strength in elderly women with knee OA, and to investigate the influences of aging upon these variables.

2. Materials and methods

Thirty-five women with clinical diagnoses of knee OA, made by orthopedic or rheumatologist physicians, were recruited from the general community in health care and physical therapy out-patient clinics in the city of Belo Horizonte, Brazil, based upon the following criteria: existence of unilateral or bilateral clinical and radiographic diagnoses of OA of the knee, independent gait, sufficient understanding to perform the tests, and no associated comorbidities, such as neurological diseases, diabetes, malnutrition, and other inflammatory and/or infectious diseases. Furthermore, the subjects had not undergone surgery for partial or total knee arthroplasty in one or both knees or hips. Individuals who had a range of motion lower than 90° of knee flexion and 10° of extension, with less than 90° of hip flexion were excluded, due to difficulties in performing the tests.

2.1. Procedures

Initially, the participants were informed about the objectives of the study and invited to sign a consent form, which was approved by the ethical review board of the Universidade Federal de Minas Gerais, Brazil (#045). Clinical, demographic and anthropometric data were, then, collected for characterization purposes and to confirm the subjects' eligibility. Finally, the outcome measures of proprioceptive acuity (joint position sense and kinesthesia) and muscular performance (mean peak torques of the quadriceps and hamstring muscles) were obtained. Both measures were collected using the isokinetic dynamometer Biodex® System 3 Pro (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA). The subjects were seated on the dynamometric chair with their trunk supported and tilted at 85°, the pelvis and the thighs stabilized, and with their legs hanging. The distance between the edge of the chair and the popliteal fossa was 5 cm. The subjects were positioned with 90° of knee flexion and 85° of hip flexion. The rotational axis of the device was aligned with the lateral femoral epicondyle and the lever arm was positioned above the lateral malleolus.

2.1.1. Proprioceptive acuity assessments

Before starting the test, each subject performed a standardized warm-up protocol consisting of 3 min on a non-loaded ergometric bicycle (Ergo-fit 167, Berlin, Germany) with passive stretching of the quadriceps and hamstring muscles. This warm-up was aimed to improve the accuracy of the assessments of the joint positions (Bartlett and Warren, 2002).

The protocols for assessing the joint position senses consisted of passive knee joint positioning, followed by active repositioning at a pre-determined angle, i.e., the passive-active test. The target angles established for these tests were 20° and 40° for knee flexion (Bennell et al., 2003; Camargos et al., 2004; Fonseca et al., 2005). The order of the tests was randomly selected for each subject. During this test, the participants were blindfolded, so that visual cues were eliminated (Ribeiro and Oliveira, 2010) (Fig. 1). An inflatable apparatus was used above the malleolus to eliminate sensory skin cues, which could result from the interface between

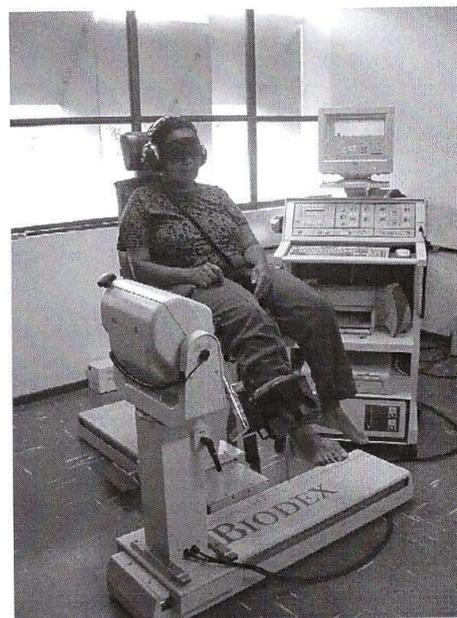


Fig. 1. Positioning of the participant on the isokinetic dynamometer for the proprioceptive acuity tests.

the subjects' distal leg and the fixation cushion of the device (Camargos et al., 2004; Fonseca et al., 2005). Subjects also used a headset to avoid distractions and to reduce possible auditory cues from the isokinetic dynamometer. The tests were conducted in a quiet room, by the same researcher, who always employed standardized verbal commands. Moreover, prior to data collection and the test was performed once without the blindfold for familiarization purposes (Marks, 1994).

Thus, from the initial position of 90° of knee flexion, the resistance arm of the dynamometer passively extended the subjects' leg at an angular velocity of 10° s⁻¹, until reaching the target angle and then, was maintained for 5 s. The participants were instructed to remain relaxed and to focus on this position. Then, the assessed limb was returned to the starting position and the dynamometer was changed from the passive mode to allow active repositioning. Immediately afterwards, the subjects actively extended their knees by pushing the dynamometer lever arm and, when they believed to have reached the target angle, they activated the device's lock button (Fig. 1). The angle reproduced by the participants was registered by a positional sensor of the dynamometer and the absolute errors (differences between the target and the measured angles). Three repetitions were carried out for each target angle and the mean values at each angle were considered for analyses.

For the kinesthetic evaluations, the initial angle was set at 45° of knee flexion and the knee was moved to extension with a displacement velocity of 2° s⁻¹, which is the minimum speed of displacement produced by the dynamometer (Camargos et al., 2004). The subjects were instructed to press the dynamometer lock button, as soon as they perceived any movement of the knee joint. The knee angles were recorded when the movements were interrupted by the subjects. Three repetitions were obtained and the mean values of the three final position measurements, subtracted from the initial angle of 45°, were recorded for analyses.

The proprioceptive acuity tests were performed before the muscular performance measures to avoid fatigue, which could have affected the subjects' performance during the joint position sense and the kinesthetic tests (Hiemstra et al., 2001). Pain symptoms and the presence of intra-articular effusion were not controlled, since they were shown not to affect measures of proprioceptive acuity (McNair et al., 1995; Bennell et al., 2003; Bennell and Hinman, 2005). The most involved limb was considered for evaluations in both tests. The measures were not collected on both sides, since the proprioceptive changes were bilateral, even in individuals with unilateral knee OA (Pai et al., 1997).

2.1.2. Muscular performance assessments

Measures of muscular performance were obtained according to previously established protocols (Dvir, 2002). The average peak torque values, normalized by body weight, a reliable measure of the actual forces exerted during the isokinetic test, were collected at the angular velocities of 60 and 180° s⁻¹ for the quadriceps and hamstring muscles. Five concentric–concentric mode repetitions were obtained. Eccentric tests were not performed due to difficulties for the subjects to generate torque (Segal et al., 2009a,b), which was also shown in a pilot study.

Previously, a warm-up period was performed consisting of 5 min on an unloaded bicycle at a moderate speed, followed by passive stretching (three repetitions of 30 s each) for the quadriceps and hamstring muscles of both lower limbs. Then, for familiarization purposes, three submaximal repetitions were performed at both speeds. Throughout the tests, the subjects received verbal encouragements to perform the tests as fast and as forcefully, as possible.

2.2. Evaluators

The assessments of the proprioceptive acuity and muscular performance were conducted by two previously trained independent evaluators. Two test sessions were conducted with 10 healthy subjects, with a one-week interval between tests to assess the intra-rater reliability of these measures. For the proprioceptive acuity tests, there were found intra-class correlation coefficients (ICC_{3,3}) of 0.89 and 0.84 for the joint position senses at 20° and 40°, respectively, and 0.94 for the kinesthetic measures. For the muscular performance tests, ICC_{3,3} values of 0.99 were found for all angular velocities for both flexion and extension, except for the measurement of flexion at 180° s⁻¹, which was 0.96. These values were considered to be excellent.

2.3. Statistical analyses

To reduce the occurrence of type II errors prior to data collection, sample size calculations were performed based upon a moderate effect of 0.5 reported between ages and proprioceptive acuity (Pai et al., 1997). Using the software G-Power (Faul et al., 2007), with a level of significance of 0.05 and a power of 0.80, the sample should have been composed at least of 26 subjects. Given the specificity of this study regarding the participants' gender, the number of subjects was increased by 35%.

Initially, descriptive statistics were used for characterization purposes for all outcome variables (proprioceptive acuity and muscular performance). Tests for normality (Shapiro–Wilk) were also performed. Since the variables of proprioceptive acuity, kinesthesia ($p < 0.0001$) and joint position sense at 20° ($p = 0.003$) did not show normal distributions, Spearman rank correlation coefficients were calculated to verify the relationships between measures of strength and proprioception, as well as between proprioception and age. For the remaining variables, Pearson

Table 1

Descriptive characteristics (means ± standard deviations, and ranges [min–max]) of the demographic, anthropometric and clinical variables ($n = 35$).

Variable	Mean ± SD	Range: min–max
Age (years)	73.26 ± 5.45	65–83
BMI (kg/m ²)	28.95 ± 4.35	20.72–38.55
Knee flexion ROM (degrees)	124.20 ± 11.53	96–143
Kinesthesia (degrees)	6.70 ± 7.24	0.66–32.33
Joint position sense (degrees)		
20°	6.00 ± 4.79	1.00–24.33
40°	9.58 ± 5.39	1.33–21.00
Peak flexor torque (Nm)		
60°/s	39.52 ± 12.82	17.24–67.92
180°/s	21.50 ± 13.70	0.50–46.86
Peak extensor torque (Nm)		
60°/s	86.94 ± 23.81	28.02–133.18
180°/s	54.30 ± 15.89	15.84–91.11

SD = Standard deviation; BMI = Body Mass Index; kg/m² = kilogram per square meter; ROM = Range of motion; Nm = Newton meters.

correlation coefficients were calculated. All statistical analyses were carried out with SPSS (version 15.0) with a significance level of $\alpha < 0.05$.

3. Results

Of the 35 participants, 30 had clinical and radiographic diagnoses of bilateral OA and 32 reported the right lower limb to be dominant. In addition, 26 participants reported that the dominant limb was the most symptomatic. The descriptive characteristics are shown in Table 1.

Age only had weak and negative correlations with the knee extension peak torques at 180° s⁻¹ ($r = -0.335$; $p = 0.049$), but showed no significant associations with proprioceptive acuity measures. In addition, no significant associations were found between the three measures of proprioceptive acuity and the four related to muscular performance (Table 2).

4. Discussion

This study examined the associations between measures of proprioceptive acuity and muscular strength in elderly women with knee OA and also investigated the influences of age on the same variables. Although the muscle spindles could be responsible for proprioceptive acuity (Koradtsen and Ravn, 1993), the results of the present study did not demonstrate significant correlations between muscular performance of the quadriceps, hamstring muscles and proprioceptive acuity measures, joint position senses and kinesthesia. In addition, although age may influence strength measures, the same did not occur with the proprioceptive measures.

Previous studies have shown strong significant relationships between measures of knee extensor strength and joint position sense in healthy young adults, indicating that those individuals

Table 2

Correlation coefficients (p values) between measures of muscular performance and proprioceptive acuity ($n = 35$).

Variable	Kinesthesia	Joint position sense	
		20°	40°
Peak flexor torque (Nm)			
60°/s	-0.16 (0.36)	0.06 (0.75)	-0.14 (0.43)
180°/s	-0.08 (0.65)	0.05 (0.76)	-0.02 (0.92)
Peak extensor torque (Nm)			
60°/s	-0.21 (0.23)	0.13 (0.47)	-0.24 (0.16)
180°/s	-0.19 (0.26)	0.08 (0.63)	-0.10 (0.58)

Nm = Newton meters.

with higher abilities to generate quadriceps strength had fewer positioning errors (Goodman and Marks, 1998; Karkouti and Marks, 1999). Furthermore, moderate exercises have shown to improve joint position senses for healthy, young individuals (Bouet and Gahery, 2000). In young individuals with patellofemoral syndrome, strengthening exercises led to increased strength and improved joint position senses, in such a way that when strength was matched to that of healthy young adults, the proprioceptive acuity also became similar (Hazneci et al., 2005). In addition, evidence was reported that proprioception could be improved as the result of regular endurance training in elderly women without symptoms. However, although strength improved during training with and without external resistance, the gains of proprioceptive acuity did not show similar behaviors (Thompson et al., 2003). These findings suggested that there was a limit for gains to occur and the decreases or increases in strength measures did not appear to generate negative nor positive changes in proprioceptive acuity.

Trans et al. (2009) observed in patients with knee OA, that some activities can produce positive effects on muscular strength measures, but not for proprioceptive acuity, while others had the ability to improve kinesthesia, rather than muscular strength. However, in none of these cases, were there transfers of these gains to self-reported functions (Trans et al., 2009). Since it is likely that there are no relationships between the severity of OA and proprioceptive deficits (Pai et al., 1997), it is possible that in OA individuals with poor joint stability, improvements in the measures of muscular performance do not directly guarantee improvements in proprioception. This may suggest that proprioceptive acuity, in these cases, is an attribute which is independent of the individual's functional level, as seem to occur in young athletes (Fonseca et al., 2005).

Exercises which generated fatigue increased the joint position sense errors and the magnitude of the errors was related to decreases in strength, i.e., greater decreases in strength were associated with greater errors (Givoni et al., 2007). However, a moderate fatigue protocol was not able to change proprioceptive acuity in age-matched subjects with and without OA (Bayramoglu et al., 2007). This finding may indicate that partial loss of strength does not interfere with proprioceptive acuity. Moreover, reduction in peak torque measures does not always interfere with proprioception (Miura et al., 2004), but gains of maximum voluntary contractions and muscular strength do not guarantee short-term improvements in joint position sense.

However, gains in functional levels and proprioception were observed after a six month follow-up (Bearne et al., 2002). According to these results, the direct effects of proprioception on functional ability were minimal and the associations between performance measures and proprioception did not significantly contribute to the variance of functional ability. Based upon these findings, they hypothesized that poor proprioception could be compensated for by adequate muscular strength, and that increases in strength could result in greater improvements in functional abilities in patients with proprioception deficits, than those with adequate proprioceptive acuity (Van der Esch et al., 2007).

It should be noted that due to the reported strongest relationships between strength and functional ability measures than between strength and proprioception, it could be expected that individuals with poor proprioception were also those with poor muscular performance. Consequently, it could be expected that these individuals would obtain more substantial gains in functional ability measures after strength training programs, than those who had lower strength deficits and, therefore, had fewer proprioceptive deficits. In individuals with knee OA, stretching exercises have shown the same effects of improvement in measures of muscular performance, proprioception and functional

levels, when compared to those generated by kinesthetic training associated with balance exercises (Diracoglu et al., 2005). This confirms that improvements in proprioception are associated with muscular strength improvements. Muscular strength is likely to impact function more directly than proprioception. Supporting this hypothesis, Fonseca et al. (2005) demonstrated that subjects with anterior cruciate ligament injuries and with acceptable functional levels did not show any proprioception deficits.

Since healthy and highly trained individuals demonstrate more proprioceptive acuity than non-trained ones (Euzet and Gahery, 1995), it is possible that muscular performance influences proprioceptive acuity only for individuals with adequate tissue stiffness to support the perceptual processes (Turvey and Fonseca, 2009). Nevertheless, the increased ability to generate force after knee arthroplasty was found, but the strength gains were not sufficient to reach similar strength values of healthy individuals and there were no differences in proprioceptive acuity (Wada et al., 2002). Thus, it seems appropriate to assume that lower muscular performance values do not directly influence proprioceptive acuity. This hypothesis could explain the lack of relationships between age and proprioception found in the present study. Although the evidence indicated that there were declines in proprioceptive acuity with aging (Pai et al., 1997), this study showed that this assumption did not occur in elderly women with established knee OA.

It is possible that the relationships between strength and proprioception are conditioned. When certain levels of muscular performance deficits are reached, proprioceptive acuity eventually might stabilize or demonstrate an expected downward and non-linear variability. In the most comprehensive study, which analyzed these comparisons (Pai et al., 1997), the results from a cross-sectional design suggested the need for longitudinal studies to verify the hypothesis that proprioceptive deficits could be considered etiological factors for the development of OA. The results of a cohort study indicated that concentric strength of the thigh muscles did not appear to reduce the risks of development of frequent symptoms of the knees (Segal et al., 2009a,b), which theoretically would strengthen this hypothesis. However, no strong associations between proprioceptive acuity and the development of adverse outcomes in individuals with knee OA were observed in a longitudinal study (Felson et al., 2009).

Thus, this hypothesis of a conditional correlation between strength and proprioception may also explain the findings of Ribeiro and Oliveira (2010) those youths who practice regular physical exercise have better joint position sense than those that do not have this practice. Moreover, they noted that the elderly who exercise regularly do not have joint position sense different from sedentary youths; however, sedentary elderly tend to have the worse joint position sense (Ribeiro and Oliveira, 2010).

Muscular performance could be a variable which may influence the ability to adjust joint stiffness. Proprioceptive acuity, therefore, may have a secondary importance in joint stability under dynamic conditions (Wagner and Blickhan, 2003). In fact, for joints with many degrees of freedom, in which capsule and ligament restraints are not high, the dynamic muscular contributions within multiple motion planes may be crucial to ensure functional stability (An, 2002). Also, the perception of limb orientation is affected by the manipulation of the center of mass, resulting in more precise perceptions of extrinsic coordinates than the intrinsic ones, such as the joint angles (Carello et al., 2008). Apparently, humans are sensitive to changes in both magnitude and direction of the inertia moments of the body segments or of the location of the segment centers of mass (Van de Langenberg et al., 2007). Thus, it is necessary that the concepts and the roles of proprioception are reviewed to better guide rehabilitation interventions to attend to the real

needs of the musculoskeletal apparatus of individuals with functional deficits.

Another justification for the non-compliance of these findings with those from other studies is the high methodological variability between the studies, which assessed proprioception (Fonseca et al., 2003). Reports of proprioceptive functions in healthy and pathological joints are variable, and this may be due to different methods for proprioceptive acuity assessments (Grob et al., 2002). Moreover, as proprioception has different attributes, proprioceptive abilities cannot be inferred by isolated tests of kinesthesia nor of joint position senses (Grob et al., 2002). Therefore, caution is required when combining the results of studies which employed tests with different methods or by means of only one of the attributes related to proprioceptive acuity.

5. Conclusions

The present findings suggested no significant relationships between measures of proprioceptive acuity, joint position senses and kinesthesia, and muscular performance in elderly women with knee OA, and especially, that age did not influence the values obtained by these measures.

Conflict of interest statement

None.

Acknowledgments

The authors would like to thank to the Brazilian Government funding agencies (CAPES, CNPq, and FAPEMIG) for their financial support.

References

- An, K.N., 2002. Muscle force and its role in joint dynamic stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 403 (Suppl.), S37–S42.
- Barrett, D.S., Cobb, A.G., Bentley, G., 1991. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J. Bone Joint Surg. Br.* 73, 53–56.
- Bartlett, M.J., Warren, P.J., 2002. Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *Br. J. Sports Med.* 36, 132–134.
- Bayramoglu, M., Toprak, R., Sozay, S., 2007. Effects of osteoarthritis and fatigue on proprioception of the knee joint. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88, 346–350.
- Bearne, L.M., Scott, D.L., Hurley, M.V., 2002. Exercise can reverse quadriceps sensorimotor dysfunction that is associated with rheumatoid arthritis without exacerbating disease activity. *Rheumatology (Oxford)* 41, 157–166.
- Bennell, K.L., Hinman, R.S., 2005. Effect of experimentally induced knee pain on standing balance in healthy older individuals. *Rheumatology (Oxford)* 44, 378–381.
- Bennell, K.L., Hinman, R.S., Metcalf, B.R., Crossley, K.M., Buchbinder, R., Smith, M., McColl, G., 2003. Relationship of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *J. Orthop. Res.* 21, 792–797.
- Bouet, V., Gahery, Y., 2000. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci. Lett.* 289, 143–146.
- Brandt, K.D., Dieppe, P., Radin, E., 2009. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Med. Clin. North Am.* 93, 1–24.
- Camargos, F.F.O., Lana, D.M., Dias, R.C., Dias, J.M.D., 2004. Estudo da propriocepção e desempenho funcional em idosos com OA de joelhos. *Rev. Bras. Fisioter.* 8, 13–19.
- Carello, C.C., Silva, P.L., Kinsella-Shaw, J.M., Turvey, M.T., 2008. Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. *Rev. Bras. Fisioter.* 12, 339–350.
- Diracoglu, D., Aydin, R., Baskent, A., Celik, A., 2005. Effects of kinesthesia and balance exercises in knee osteoarthritis. *J. Clin. Rheumatol.* 11, 303–310.
- Dvir, Z., 2002. *Isocinética-Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas*. 1ª ed. Barueri.
- Euzet, J.P., Gahery, Y., 1995. Relationship between position sense and physical practice. *J. Hum. Mov. Stud.* 28, 149–173.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.G., Buchner, A., 2007. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods* 39, 175–191.
- Felson, D.T., Gross, K.D., Nevitt, M.C., Yang, M., Lane, N.E., Torner, J.C., et al., 2009. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 61, 1070–1076.
- Fonseca, S.T., et al., 2003. Análise da propriocepção e sua relação com o desempenho funcional de indivíduos com deficiência do ligamento cruzado anterior. *Rev. Bras. Fisioter.* 7, 253–259.
- Fonseca, S.T., Ocarino, J.M., Silva, P.L., Guimaraes, R.B., Oliveira, M.C., Lage, C.A., 2005. Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Res. Sports Med.* 13, 47–61.
- Givoni, N.J., Pham, T., Allen, T.J., Proskye, U., 2007. The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. *J. Physiol.* 584 (Pt 1), 111–119.
- Goodman, M.E., Marks, R., 1998. The association between knee proprioception and isotonic quadriceps femoris strength. *Phys. Can.* 53, 57.
- Grob, K.R., Kuster, M.S., Higgins, S.A., Lloyd, D.G., Yata, H., 2002. Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J. Bone Joint Surg. Br.* 84, 614–618.
- Hazneci, B., Yildiz, Y., Sekir, U., Aydin, T., Kalyon, T.A., 2005. Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 84, 521–527.
- Hiemstra, L.A., Lo, I.K., Fowler, P.J., 2001. Effect of fatigue on knee proprioception: Implications for dynamic stabilization. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 31, 598–605.
- Karkouti, E., Marks, R., 1999. Proprioceptive acuity of the normal knee under different sensory conditions. *Phys. Can.* 16–21.
- Koradson, L., Ravn, J., 1993. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J. Bone Joint Surg.* 75, 433–436.
- Loeser, R.F., 2010. Age-related changes in the musculoskeletal system and the development of osteoarthritis. *Clin. Geriatr. Med.* 26, 371–386.
- Marks, R., 1994. An investigation of the influence of age, clinical status, pain and position sense on stair walking in women with osteoarthritis. *Int. J. Rehabil. Res.* 17, 151–158.
- McNair, P.J., Marshall, R.N., Maguire, K., Brown, C., 1995. Knee joint effusion and proprioception. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 76, 566–568.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Toh, S., 2004. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy* 20, 414–418.
- Pai, Y.C., Rymer, W.Z., Chang, R.W., Sharma, L., 1997. Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis Rheum.* 40, 2260–2265.
- Ribeiro, F., Oliveira, J., 2010. Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Arch. Gerontol. Geriatr.* 51, 64–67.
- Segal, N.A., Torner, J.C., Felson, D.T., Niu, J., Sharma, L., Lewis, C.E., et al., 2009a. Knee extensor strength does not protect against incident knee symptoms at 30 months in the multicenter knee osteoarthritis (MOST) cohort. *Phys. Med. Rehabil.* 1, 459–465.
- Segal, N.A., Yack, H.J., Brubaker, M., Torner, J.C., Wallace, R., 2009b. Association of dynamic joint power with functional limitations in older adults with symptomatic knee osteoarthritis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 1821–1828.
- Shakoor, N., Furmanov, S., Nelson, D.E., Li, Y., Block, J.A., 2008. Pain and its relationship with muscle strength and proprioception in knee OA: results of an 8-week home exercise pilot study. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 8, 35–42.
- Thompson, K.R., Mikesky, A.E., Bahamonde, R.E., Burr, D.B., 2003. Effects of physical training on proprioception in older women. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 3, 223–231.
- Trans, T., Aaboe, J., Henriksen, M., Christensen, R., Bliddal, H., Lund, H., 2009. Effect of whole body vibration exercise on muscle strength and proprioception in females with knee osteoarthritis. *Knee* 16, 256–261.
- Turvey, M.T., Fonseca, S., 2009. Nature of motor control: Perspectives and issues. *Adv. Exp. Med. Biol.* 629, 93–123.
- Van de Langenberg, R., Kingma, I., Beek, P.J., 2007. Perception of limb orientation in the vertical plane depends on center of mass rather than inertial eigenvectors. *Exp. Brain Res.* 180, 595–607.
- Van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Knol, D., Lems, W., Dekker, J., 2007. Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 57, 787–793.
- Wada, M., Kawahara, H., Shimada, S., Miyazaki, T., Baba, H., 2002. Joint proprioception before and after total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 403, 161–167.
- Wagner, H., Blickhan, R., 2003. Stabilizing function of antagonistic neuromusculoskeletal systems: an analytical investigation. *Biol. Cybern.* 89, 71–79.
- Zhang, Y., Jordan, J.M., 2010. Epidemiology of osteoarthritis. *Clin. Geriatr. Med.* 26, 355–369.

ANEXO II – Artigo publicado

Topics in Geriatric Rehabilitation • Volume 29, Number 2, 135–141 • Copyright © 2013 Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins
DOI: 10.1097/TGR.0b013e31827ea7e4

Greater Q-Angle Measures Are Not Associated With Pain and Muscular or Functional Performance in Elderly Women With Knee Osteoarthritis

Jennifer Granja Peixoto, MSc; João Marcos Domingues Dias, PhD; Rosângela Corrêa Dias, PhD; Camila Leite Bernardes de Oliveira, PT; Jaqueline Miranda Barbosa, PT; Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, PhD

Objectives: To compare and investigate the relationships between Q-angle values and measures of pain, muscular, and functional performances. **Methods:** Measures of Q-angles, pain, and muscular and functional performances were obtained in 30 elderly women with bilateral knee osteoarthritis. Pearson correlation coefficients were employed to evaluate relationships between the assessed variables ($P < .05$). **Results:** Lower Q-angle values were found in the most symptomatic knee, but no statistically significant correlations were found between the Q-angle and the other evaluated measures. **Conclusions:** Lower Q-angle values were found on the most symptomatic knee and they were not associated with pain, muscular, or functional performance.

Key words: elderly, functional performance, gait, muscular strength, osteoarthritis, pain, Q-angle

Osteoarthritis (OA) is a chronic disease, which affects mainly the elderly¹ and is one of the most common causes of disability in advanced ages.² The increased prevalence and incidence of OA with aging is probably a consequence of the cumulative exposure to several risk factors and to biological changes associated with the aging process.¹ The prevalence of the knee OA, which gradually increases with age in women, but not in men,³ reaches 12.1% in adults older than 60 years.⁴ Thus, the prevalence of knee OA is more common in women

(11%) than in men (7%),³ who usually have greater severity of the disease,⁵ which lead to decreases in quality of life.⁶

Individuals with knee OA demonstrate pain, stiffness, and decreases of joint mobility⁷ and gait speed.⁸ The capacity to generate quadriceps and hamstring strength is significantly lower in individuals with knee OA.⁹ In addition, nonsymptomatic individuals, who have radiographical patellofemoral and tibiofemoral OA, show quadriceps weakness, compared with those who do not have OA.¹⁰ Since the capacity to generate strength may be influenced by pain,¹¹ functional deficits may occur. These functional deficits can be assessed by objective measures, such as gait speed analyses,⁷ or by subjective measures, such as the application of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) questionnaire, recommended by the American College of Rheumatology.¹²

It has been reported that decreased quadriceps angle (Q-angle) measures were associated with increases in knee extensor peak torque and work in young, nonsymptomatic women.¹³ Increases in the Q-angle are usually observed in women, and it is well documented that these changes lead to patellofemoral dysfunctions.¹⁴ Furthermore, increases in the Q-angles could lead to lateral patellar tilt or increased lateral patellofemoral contact pressures. However, decreases in the Q-angle might not medially shift the patella, but could increase the contact pressures over the medial tibiofemoral compartment, by increasing the varus orientations. These findings demonstrate that manipulations of the Q-angles could have the potential to influence the tibiofemoral and patellofemoral kinematics.¹⁵

Generally, for research purposes, radiographs and/or magnetic nuclear resonance are used to evaluate patellar alignment.¹⁶ However, within clinical contexts, the most widely used measure to assess alignment and positioning of the patella is the Q-angle.¹⁷ However, although some studies with patients with knee OA have defined the disease of the tibiofemoral compartment, it is known that OA is not limited only to this compartment and it may occur separately or simultaneously in the patellofemoral compartment.¹⁰ Besides, OA of

Author Affiliations: Graduate Program in Rehabilitation Sciences (Ms Peixoto) and Department of Physical Therapy (Drs J. M. D. Dias, R. C. Dias, and Teixeira-Salmela, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil; and Department of Physical Therapy (Mss Oliveira and Barbosa), Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brazil.

Financial support was received from the Brazilian Government funding agencies (CAPES, CNPq, and FAPEMIG).

The authors declare that there are no conflicts of interest.

Correspondence: Jennifer Granja Peixoto, MSc, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Avenida Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha, 31270-901 Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil (jenniferpeixoto@uol.com.br).

the patellofemoral compartment is, often, associated with tibiofemoral misalignment^{16,18} and it seems to be a marker for the future development of tibiofemoral OA.¹⁹ This suggests that the onset of knee OA first occurs on the patellofemoral, followed by the tibiofemoral joint. Nevertheless, the biomechanical risk factors are, frequently, the strongest predictors of structural progression of the knee OA and are usually crucial for the onset of the disease in susceptible individuals. Joint misalignment is recognized as one of the most important local biomechanical factors.²⁰

The Q-angle depends upon the relationships between the location of the patella and the insertion of the patellar tendon and is affected by the depth of the femoral intercondylar groove, the individual characteristics of the patellar retinaculæ, the femorotibial alignment in the frontal plane, and the rotation between the femur and the tibia.²¹ However, it is necessary to develop a theoretical basis to support the physical therapy assessments and the important outcomes to be adopted in the prognostic of patients with knee OA, since most of the studies associated Q-angle measurements with anterior knee pain only with the patellofemoral pain syndrome. Thus, the main objectives of this study were to compare the Q-angle measures between the lower limbs and to investigate the relationships between these measures with those related to pain and functional and muscular performances in elderly women with OA of both patellofemoral and tibiofemoral joints. We hypothesized that the Q-angle measures would be related to pain and physical function, but not to measures of muscular performance. As secondary outcomes, the influences of pain and muscular strength on functional performance were also evaluated.

MATERIALS AND METHODS

Subjects

Thirty women with clinical and radiographical diagnoses of OA of both patellofemoral and tibiofemoral joints, made by the rheumatologist, were recruited from the general community in health care centers and physical therapy outpatient clinics in the city of Belo Horizonte, Brazil, on the basis of the following criteria: had clinical and radiographical diagnoses of bilateral knee OA, according to the criteria of the American College of Rheumatology,²² independent gait, sufficient understanding to perform the tests, and absence of associated comorbidities, such as neurological diseases, diabetes, malnutrition, and other inflammatory and/or infectious diseases. In addition, the women had not undergone surgery for total or partial knee arthroplasty in 1 or both knees or hips. The volunteers were also excluded if they had a knee range of motion lower than 90° of flexion and 10° of extension and/or less than 90° of hip flexion, which could prevent the isokinetic tests.

Procedures

Initially, the participants were informed about the objectives of the study and invited to provide consent, which was approved by the University ethical review board (#045). Then, clinical, demographic, and anthropometric data were collected for characterization purposes and to confirm the participants' eligibility. Finally, the following outcomes measures were obtained: Q-angle in the standing position,²³ physical function, and muscular performance.

Measures

Q-angle evaluation

For the measurement of the Q-angle, the volunteers were requested to assume their usual and comfortable standing position and to load their weight on both lower limbs. One measure was performed on both the most-symptomatic and contralateral limb, using a universal goniometer. The central axis of the goniometer was positioned in the center of the patella, the fixed arm was aligned toward the anterior superior iliac spine, and the movable arm aligned in the direction of the tibial tuberosity.²³ Q-angle was measured as the angle between a line from the tibial tuberosity through the midpoint of the patella and a line from the anterior superior iliac spine through the midpoint of the patella.

Muscular performance evaluation

Measures of muscular performance were obtained with the Biodex System 3 Pro isokinetic dynamometer Biodex (Biodex Medical Systems Inc, Shirley, NY), following previously established protocols.²⁴ Initially, a standardized warm-up was performed, which consisted of 5 minutes on an unloaded stationary bicycle at a moderate speed, followed by passive stretching (3 repetitions of 30 seconds each) of the quadriceps and hamstring muscles of both lower limbs. Then, for familiarization purposes, 3 submaximal repetitions were performed prior to the tests. Five concentric-concentric mode repetitions were obtained with 4-minute rest intervals between the lower limb tests to avoid lactate accumulation, which would lead to fatigue.²⁵ The total work normalized by the body weight, a more comprehensive measure of muscular performance, was collected at the angular velocity of 60°/s for the quadriceps and hamstring muscles.²⁵ Throughout the tests, the subjects received verbal encouragement to perform the tests as quickly and as forcefully, as possible. Eccentric tests were not performed because of difficulties of the subjects to generate torque,²⁶ which was also evidenced in a pilot study.

Functional performance evaluation

The WOMAC is a valid and reliable disease-specific tool, which was developed to be used as a valid and reliable outcome measure in research regarding interventions

in patients with hip and knee OA.¹² It contains 24 self-reported questions divided into 3 subscales: pain (5 items), joint stiffness (2 items), and physical function (17 items). The responses were recorded on a 5-point Likert scale, distributed as follows: none = 0, mild = 25, moderate = 50, severe = 75, and extreme = 100. The means are separately calculated for each domain and, in this study, only the information regarding the pain and physical function subscales was used. The higher the scores obtained on each subscale, the greater was the severity of the disease.^{12,27} The volunteers were asked to answer the questions considering the pain and functional difficulties that they experienced over the last 72 hours. Although the WOMAC has been developed to be self-administered, in this study, it was administered by interviews, due to possible educational heterogeneity.

Measures of free gait speed (m/s) were collected in a 24-m hallway. The MultiSprint photoelectric cells (Inserra Mechanical Industry LTDA, Belo Horizonte, MG, Brazil) were positioned on the second and the 20th m of the hallway and provided, through this software, the gait speed values in m/s. Before starting the tests, the volunteers were instructed to wear their comfortable usual shoes and to walk at their usual fast speeds. Verbal encouragements were provided during all tests. The means of 3 repetitions were stored for analyses.

Test-retest reliability

Clinical assessments and measures of Q-angle and functional performance were carried out by a trained and independent examiner, who performed the tests with 10 volunteers with knee OA twice within 1-week intervals. The test-retest intraclass correlation coefficient ($ICC_{2,1}$) values ranged between 0.80 for the Q-angles and 0.95 for the functional tests. For the Q-angles, the mean and standard deviation of the obtained values during the first and second assessments were $15.77^\circ \pm 6.89^\circ$ (range: 6° - 22°) and $17.77^\circ \pm 7.17^\circ$ (range: 8° - 29°).

The muscular performance evaluation was performed by another trained examiner, who was blind regarding the results of the functional tests. These tests were carried out with 10 healthy volunteers, who were also evaluated twice within 1-week intervals. The $ICC_{2,1}$ values were 0.97 for knee flexion and 0.95 for knee extension movement at the angular speed of $60^\circ/s$. For all measures, the ICC values were considered excellent.²⁸

Statistical analyses

Descriptive statistics and tests for normality (Shapiro-Wilk) were carried out for all outcome variables. Paired Student *t* tests were employed to investigate differences in the Q-angle measures between the most symptomatic and least symptomatic knees, whereas Pearson correlation coefficients were calculated to verify the relationships

between Q-angle measures with those related to pain and muscular and functional performances. All statistical analyses were carried out with the SPSS software (version 15.0), with a significance level of $\alpha = .05$.

RESULTS

Of the 30 participants, 27 (90%) reported that the right lower limb was their dominant side and 19 (70.4%) reported that their right knee was the most symptomatic. All 3 volunteers, who had the left lower limb as dominant, reported that their left knee was the most symptomatic. Moreover, only 3 (10%) volunteers used medication on the day of evaluation, 2 (6.7%) used nonhormonal anti-inflammatories, and 1 (3.4%) used analgesics. Table 1 provides the descriptive information regarding the demographic, anthropometric, and clinical characteristics of the participants.

Since the methodology employed for gait speed analyses^{29,30} did not allow for corrections for the leg length, Pearson correlation coefficients were calculated to verify any associations between the height and gait speed measures to guarantee that speed was not influenced by the height of the participants ($r = -0.136$; $P = .475$). Furthermore, it should be noted that the sample was composed of volunteers, mostly, of low stature (Table 1).

Paired Student *t* tests showed statistically significant differences in the Q-angle measures ($t = 2.85$; $P = .008$) between the lower limbs, indicating that the most symptomatic knee had lower values than those observed for the least symptomatic one.

No significant correlations were found between the Q-angle measures of the most and least symptomatic knees with those related to muscular and functional performances. In addition, no significant correlations were observed between pain and Q-angle measures of the most symptomatic knee (Table 2).

However, pain was negatively associated with gait speed ($r = -0.464$; $P = .010$) and positively correlated with self-perceived physical function ($r = 0.917$; $P = .0001$), indicating that gait speeds and self-perceived functions were reduced in the presence of increased pain.

Furthermore, the influence of muscular performance on the WOMAC physical function was also evaluated. Significant negative associations were found between physical function scores and flexor work measures of the most symptomatic ($r = -0.464$; $P = .01$) and the least symptomatic knees ($r = -0.491$; $P = .006$), as well as with the extensor work measures of the most symptomatic ($r = -0.361$; $P = .05$) and the least symptomatic knees ($r = -0.420$; $P = .02$). Physical function was also negatively associated with gait speed ($r = -0.454$; $P = .012$). These negative correlations demonstrated that worst self-perceived functions were associated with decreases in strength and slower gait speeds.

TABLE 1 Descriptive Data (Means \pm Standard Deviations, and Range [Minimum-Maximum]) of the Demographic, Anthropometric, and Clinical Variables of the Participants (n = 30)

Variable	Mean \pm SD	Range (Minimum-Maximum)
Age (years)	73.13 \pm 5.34	65-83
Height (m)	1.54 \pm 0.06	1.42-1.70
BMI (kg/m ²) *	29.20 \pm 4.53	20.72-38.55
Most symptomatic knee flexion ROM (degrees)	123.00 \pm 11.84	96-143
Least symptomatic knee flexion ROM (degrees)	125.37 \pm 11.34	92-142
Q-angle of the most symptomatic lower limb (degrees)	13.83 \pm 7.05	5-32
Q-angle of the least symptomatic lower limb (degrees)	19.83 \pm 10.95	4-44
Gait speed (m/s)	1.54 \pm 0.39	0.39-2.13
WOMAC—physical function	47.25 \pm 24.73	2.94-100
WOMAC—pain	47.50 \pm 24.97	0-95
Total normalized knee flexor work at 60°/s (J/kg)		
Most symptomatic	42.20 \pm 15.36	20-82.40
Least symptomatic	43.53 \pm 17.50	15.60-87.20
Total normalized extensor work at 60°/s (J/kg)		
Most symptomatic	91.45 \pm 25.14	23.30-132.80
Least symptomatic	94.12 \pm 28.71	20-148.90

Abbreviations: BMI, body mass index; ROM, range of motion; WOMAC, Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index.

TABLE 2 Pearson Correlation Coefficients (*r*) and *P* Values Between the Q-Angles of the Most and Least Symptomatic knees and Measures of Pain, Function, and Muscular Performance (n = 30)

Variable	Q-Angle of the Most Symptomatic Knee	
	<i>r</i>	<i>P</i>
WOMAC—pain	0.16	0.41
WOMAC—physical function	0.08	0.68
Gait speed	-0.19	0.32
Total knee flexor work at 60°/s	-0.23	0.22
Total knee extensor work at 60°/s	-0.25	0.18
Variable	Q-angle of the least symptomatic knee	
	<i>r</i>	<i>P</i>
WOMAC—physical function	0.18	0.33
Gait speed	0.07	0.71
Total knee flexor work at 60°/s	-0.22	0.25
Total knee extensor work at 60°/s	0.01	0.96

Abbreviation: WOMAC, Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index.

On the contrary, gait speed was positively correlated with the flexor work measures of the most symptomatic ($r = 0.391$; $P = .032$) and the least symptomatic knees ($r = 0.420$; $P = .021$), as well as with the extensor work of the most symptomatic ($r = 0.499$; $P = .005$) and the least symptomatic knees ($r = 0.632$; $P = .0001$). These positive correlations indicated that faster speeds were associated with more work generated by the quadriceps and hamstring muscles.

DISCUSSION

The results of this study demonstrated differences in the Q-angle values between the lower limbs, such that the most symptomatic knee showed lower values than those obtained in the least symptomatic one. These findings are similar to previously reported study, which analyzed the relationships between the Q-angle measures with patellar displacements, and observed that the healthy volunteers had higher Q-angles than the group of subjects with recurrent patellar displacements.²¹ It is, therefore, possible that the presence of articular diseases generates motor adjustment patterns, in the standing position, which lead to reduced overloads on the involved joint and, consequently, are responsible for the lower than the expected Q-angle values. Moreover, the mean Q-angle values of the most and least symptomatic knees were lower than those that are

considered normal for women, that is, maximum of 20°.14 Thus, the magnitude of the Q-angle values appeared not to be directly associated with the clinical and performance outcomes in women with knee OA. Therefore, this measure did not appear to be a relevant outcome neither for the assessment of clinical severity, nor for its progression.

Studies that included Q-angle, muscular, and functional measures were not found. The results of a previous study indicated a possible clinical relevance of the greatest magnitude of the Q-angle values that, theoretically, could imply in a reduced capacity of generating strength of the knee.15 However, since this study evaluated healthy individuals, it was not possible to conclude that associations exist between Q-angle measures and decreased muscular strength in the presence of established diseases. In fact, in this study in which the sample was composed of elderly women with bilateral knee OA, no significant relationships were found between the Q-angle measures of both the most and least symptomatic knees with the studied variables. These findings are in agreement with those reported by Park and Stefanyshyn,31 which indicated that greater Q-angle values may not be risk factors for the development of patellofemoral pain syndrome, and suggested that the Q-angles in a static joint adjustment could not be expressive measures to influence variables of functional and/or muscular performances. In addition, the Q-angle did not appear to influence the painful symptoms in elderly women with bilateral knee OA.

A study with OA of the hands demonstrated that most of the individuals with unilateral OA in the interphalangeal joints had the dominant side affected.32 In this study, apparent relationships were also observed between the most symptomatic limb and dominance, since the knees of the dominant lower limbs were the most symptomatic in people with bilateral knee OA. Thus, it is possible that greater functional use and/or increased weight bearing on this lower limb could be potential factors to generate painful symptoms and/or progression of the disease in these individuals.

In addition, pain and functional performance evaluated in this study using the WOMAC were highly correlated. These findings corroborated other studies, in that pain was pointed out as one of the main determinants of disability in individuals with knee OA.33,34 Kauppila et al34 evaluated functionality using, in addition to the WOMAC self-perceived physical function, the 15-m walking and stair ascending and descending tests. They observed positive correlations between self-perceived function and walking, and stair management, besides the positive correlations with WOMAC pain scores. These results are consistent with those observed by Nebel et al35 and in this study in that greater pain and worse functions were associated with slower speeds. Thus, it seems that pain has a negative impact of the individuals' self-perceived function and both measures interfere with objective measures, such as gait speed.

Out of the studies that evaluated muscular strength of patients with OA, those which analyzed the quadriceps strength36 and evaluated both quadriceps and hamstring strength in women with knee OA37 stand out. Although both studies observed decreases in strength in subjects with OA, compared with controls, the analyses between the variables of muscular and functional performances were not carried out.

On the other hand, previous studies34,38 observed significant relationships between measures of muscular and functional performances. Among other previously mentioned relationships, negative correlations were found between self-reported functions and flexor and extensor peak torques of the affected and nonaffected lower limbs of subjects with OA. These results corroborated those obtained in this study and those of van der Esch et al,38 who also found significant relationships between muscular performance and quantitative functional measures, such as the "100-m walking test" and the "Timed Up and Go" test. Moreover, as verified in this study, no relationships were found between muscular performances and self-reported functions, so that the lower the strength, the lower were the individuals' self-perceived functions. It is worth noting that these authors also investigated the impact of proprioception and muscular strength on functional ability and they verified that the proprioceptive deficits had minor influences on functionality, but when muscular weakness was examined, the impact on the individual's functional performance was significantly higher. Since muscular performance was not related to proprioceptive acuity in the elderly with knee OA24 and that gait speed and self-perceived functions seemed to be influenced by the quadriceps and hamstring strength, decreases in muscular performance appeared to have direct impacts on the functionality of elderly women with bilateral knee OA. Thus, it would be justified to implement therapeutic interventions to improve muscular strength, as already proposed by Shakoor et al,11 who, after 8 weeks of strengthening exercises for the quadriceps muscles, observed significant decreases of pain and improvements of strength and proprioceptive acuity. However, the literature recommends a combination of strengthening, aerobic, and functional exercises, with special attention to adherence to the exercises to maximize long-term results.39

One limitation of this study was not to include the Q-angle assessments with the foot in the position of neutral alignment. It is well known that some patients with knee OA use compensatory strategies to reduce the loads on the knee joint,40,41 such as increases in the toe-out during the stance phase of gait. Thus, it is possible that the subjects used similar strategies in the standing position, and thus the Q-angle measures were underestimated, since increases in tibial external rotation reduce the Q-angle values.15 However, the objective of this study was to evaluate the Q-angle in a functional position.

Although it has been reported that static knee alignment might affect the progression and functional decline of patients with OA,⁴² the knee joint does not work in isolation from the lower limb kinematic chain during weight-bearing activities⁴³ and that static alignment, by itself, cannot predict the dynamic loads on the knee during walking.⁸ In addition, it is important to note that disagreements on the reliability and validity of the clinical Q-angle measurements have been reported and these may be due to the variability of the methodological procedures.⁴⁴ Within this perspective, the usefulness of this measure as a relevant outcome for the assessment and intervention planning needs to be reconsidered.

CONCLUSIONS

Q-angle values were lower in the most symptomatic knee and were not associated with measures of pain and functional and/or muscular performances. Therefore, it is probable that the motor strategies adopted during the standing position were not significant to generate negative impacts upon muscular and/or physical functions. Q-angles demonstrated to be nonfunctional measure to be used for diagnoses, prognoses, and in physical therapy evaluations of elderly women with bilateral knee OA.

References

- Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of osteoarthritis. *Clin Geriatr Med*. 2010;26(3):355-369.
- Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Ann Rheum Dis*. 2001;60(2):91-97.
- Felson DT. The epidemiology of knee osteoarthritis: results from the Framingham Osteoarthritis Study. *Semin Arthritis Rheum*. 1990;20(3 suppl 1):42-50.
- American Association of Orthopaedic Surgery. Arthritis and related conditions. *Burden of Musculoskeletal Diseases in the United States: Prevalence, Societal and Economic Cost*. 1st ed. Rosemont, IL: Amer Academy of Orthopaedic; 2008:71-96.
- Srikanth VK, Fryer JL, Zhai G, et al. A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2005;13(9):769-781.
- Kim I, Kim HA, Seo YI, et al. Tibiofemoral osteoarthritis affects quality of life and function in elderly Koreans, with women more adversely affected than men. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:129.
- Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, et al. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2001;34(7):907-915.
- Teixeira LF, Olney SJ. Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(3):126-134.
- Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee extension and flexion weakness in people with knee osteoarthritis: is antagonist cocontraction a factor? *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39(11):807-815.
- Baker KR, Xu L, Zhang Y, et al. Quadriceps weakness and its relationship to tibiofemoral and patellofemoral knee osteoarthritis in Chinese: the Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum*. 2004;50(6):1815-1821.
- Shakoor N, Furmanov S, Nelson DE, et al. Pain and its relationship with muscle strength and proprioception in knee OA: results of an 8-week home exercise pilot study. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2008;8(1):35-42.
- Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, et al. 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*. 1988;15(12):1833-1840.
- Binder D., Brown-Cross D, Shamus E, Davies G. Peak torque, total work and power values when comparing individuals with Q-angle differences. *Isokinetics Exer Sci*. 2001;9(1):27-30.
- Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther*. 1989;69(11):897-901.
- Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res*. 2001;19(5):834-840.
- Wilson DR, McWalter EJ, Johnston JD. The measurement of joint mechanics and their role in osteoarthritis genesis and progression. *Med Clin North Am*. 2009;93(1):67-82.
- Biedert RM, Warnke K. Correlation between the Q angle and the patella position: a clinical and axial computed tomography evaluation. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2001;121(6):346-349.
- Hinman RS, Crossley KM. Patellofemoral joint osteoarthritis: an important subgroup of knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*. 2007;46(7):1057-1062.
- Duncan R, Peat G, Thomas E, et al. Incidence, progression and sequence of development of radiographic knee osteoarthritis in a symptomatic population. *Ann Rheum Dis*. 2011;70(11):1944-1948.
- Englund M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010;24(1):39-46.
- Sanfridsson J, Arnbjornsson A, Friden T, et al. Femorotibial rotation and the Q-angle related to the dislocating patella. *Acta Radiol*. 2001;42(2):218-224.
- Altman RD. Criteria for the classification of osteoarthritis of the knee and hip. *Scand J Rheumatol Suppl*. 1987;65:31-39.
- Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik RE. Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(9):1313-1319.
- Peixoto JG, Dias JM, Dias RC, et al. Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis. *Arch Gerontol Geriatr*. 2011;53(2):253-257.
- Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications*. 2nd ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 2004.
- Segal NA, Torner JC, Felson DT, et al. Knee extensor strength does not protect against incident knee symptoms at 30 months in the multicenter knee osteoarthritis (MOST) cohort. *PM R*. 2009;1(5):459-465.
- Fernandes MI. *Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa [Dissertação de Mestrado]*. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2003.
- Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research—Applications to Practice*. 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Julie Levin Alexander; 2009.
- Stergiou N, Giakas G, Byrnes JB, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(8):615-617.
- 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.

31. Park SK, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011;26(4):392-396.
32. Wilder FV, Barrett JP, Farina EJ. Joint-specific prevalence of osteoarthritis of the hand. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006;14(9):953-957.
33. Creamer P, Lethbridge-Cejku M, Hochberg MC. Factors associated with functional impairment in symptomatic knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*. 2000;39(5):490-496.
34. Kauppila AM, Kyllonen E, Mikkonen P, et al. Disability in end-stage knee osteoarthritis. *Disabil Rehabil*. 2009;31(5):370-380.
35. Nebel MB, Sims EL, Keefe FJ, et al. The relationship of self-reported pain and functional impairment to gait mechanics in overweight and obese persons with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(11):1874-1879.
36. Watanabe H, Urabe K, Takahira N, et al. Quality of life, knee function, and physical activity in Japanese elderly women with early-stage knee osteoarthritis. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2010;18(1):31-34.
37. Diracoglu D, Baskent A, Yagci I, et al. Isokinetic strength measurements in early knee osteoarthritis. *Acta Reumatol Port*. 2009;34(1):72-77.
38. van der Esch M, Steultjens M, Harlaar J, et al. Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*. 2007;57(5):787-793.
39. Page CJ, Hinman RS, Bennell KL. Physiotherapy management of knee osteoarthritis. *Int J Rheum Dis*. 2011;14(2):145-151.
40. Chang A, Hurwitz D, Dunlop D, et al. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2007;66(10):1271-1275.
41. Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, et al. Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism. *J Biomech*. 2008;41(2):276-283.
42. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*. 2007;56(4):1204-1211.
43. Chang A, Hayes K, Dunlop D, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum*. 2005;52(11):3515-3519.
44. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008;16(12):1068-1079.

ANEXO III – Comprovante de envio de artigo para publicação

- [TM] Agradecimento pela submissão
- De: editor@mtprehabjournal.com
- Para: jenniferpeixoto@uol.com.br
- Cópia:
- Cópia oculta:
- Assunto: [TM] Agradecimento pela submissão
- Data: 23/01/2015 12:59

Sra. Jennifer Granja Peixoto,

Agradecemos a submissão do trabalho "Pode o kinesio taping alterar a inclinação pélvica de mulheres jovens saudáveis?" para a revista Terapia Manual.

Acompanhe o progresso da sua submissão por meio da interface de administração do sistema, disponível em:

URL da submissão:

<http://submission-mtprehabjournal.com/revista/author/submission/251>

Login: jenniferpeixoto

Em caso de dúvidas, entre em contato via e-mail.

Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de compartilhar seu trabalho.

Luis Vicente Franco Oliveira
Terapia Manual
Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal
editorial@mtprehabjournal.com
www.mtprehabjournal.com

ANEXO IV – Artigo enviado para publicação

Pode o kinesio taping alterar a inclinação pélvica de mulheres jovens saudáveis?

Can the kinesio taping change the pelvic tilt in healthy young women?

Effect of the kinesio taping on pelvic tilt

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais

Autores: Jennifer Granja Peixoto⁽¹⁾, Wyngrid Porfirio Borel⁽²⁾, Patrick Roberto Avelino⁽³⁾, Marina Ribeiro Silva⁽⁴⁾, Gerdeany Mendes da Rocha⁽⁴⁾, Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela⁽⁵⁾

¹Mestre, Doutoranda no Programa de Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte (MG), Brasil.

²Fisioterapeuta, especialista em fisioterapia traumato-ortopédica pela Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora (MG), Brasil.

³Mestrando do Programa de Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte (MG), Brasil

⁴Graduanda do Curso de Fisioterapia, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte (MG), Brasil.

⁵Ph.D., Professora Titular, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte (MG), Brasil.

Autor de Correspondência

Jennifer Granja Peixoto

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais

Avenida Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha

31270-901 Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

Phone/FAX: 55/31/3409-4783

Email: jenniferpeixoto@uol.com.br

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

Apoio financeiro: Agências de fomento governamentais (CAPES, CNPq e FAPEMIG).

Resumo

Introdução: A pelve é uma estrutura chave para um adequado alinhamento do corpo e o seu desalinhamento pode gerar dor. A fraqueza do músculo glúteo máximo (GM) pode aumentar o ângulo de inclinação pélvica (AIP). *Kinesio Taping* (KT) é um método empregado para estimular a ação muscular pela aplicação da bandagem com uma tensão longitudinal de 25 a 35%. **Objetivos:** Avaliar os efeitos imediatos da técnica estimulatória do KT no músculo GM sobre o AIP de mulheres saudáveis e verificar se a aplicação de uma tensão de 60% proporcionaria melhores resultados. **Método:** Participaram 26 mulheres saudáveis com média de idade de $23,3 \pm 2,8$ anos, nas quais o AIP foi mensurado bilateralmente pela fotogrametria computadorizada, antes e imediatamente após a aplicação do KT com 30 e 60% de tensão. ANOVA mista de medidas repetidas (2X2) foi utilizada para investigar os efeitos principais e de interação entre as tensões do KT e o tempo. Foi calculado, ainda, o erro padrão da medida (EPM), para avaliar o impacto clínico dos efeitos das técnicas. **Resultados:** A análise revelou que a aplicação do KT reduziu o AIP nas duas tensões empregadas. Contudo, apesar de não ter havido diferença estatisticamente significativa entre as tensões, o EPM da aplicação com 60% de tensão demonstrou ser esta a aplicação clinicamente mais efetiva. **Conclusão:** Ambas as tensões empregadas na aplicação do KT reduziram o AIP, em posição ortostática, de mulheres jovens saudáveis, mas a aplicação com 60% de tensão apresentou resultados clinicamente mais significativos.

Palavras-chave: kinesio taping, bandagem elástica, glúteo máximo, fotogrametria, inclinação pélvica

Abstract

Introduction: The pelvis is a key structure for the alignment of the body and its misalignment can cause pain. Weakness of the gluteus maximus (GM) muscle can increase the pelvic tilt angle (PTA). Kinesio Taping (KT) is a technique used to stimulate muscular action by applying a bandage over the muscle with a longitudinal tension of 25% to 35%. **Objectives:** To assess the immediate effects of the KT stimulating technique over the GM on the PTA of healthy women and verify if the 60% tension would lead to better results. **Methods:** Twenty-six healthy women with a mean age of 23.3 ± 2.8 years had their PTA bilaterally assessed by means of computerized photogrammetry before and immediately after received KT application with 30 and 60% tensions. Repeated measure ANOVA (2×2) was employed to assess the main and interaction effects between the applied tensions and time. The standard error of the measurement (SEM) was also calculated to evaluate the clinical impact of the techniques. **Results:** The analysis revealed that the both tensions of KT application reduced PTA. Although no significant differences were observed between the two employed tensions, the clinical effects were higher for the 60% tension. **Conclusion:** Both KT tensions reduced the PTA in the standing position with healthy young women, but the tension of 60% led to more clinically significant results

Key words: Kinesio taping, elastic tape, gluteus maximus, photogrammetry, pelvic tilt

INTRODUÇÃO

A pelve é uma estrutura chave para o alinhamento do corpo e o seu desalinhamento pode gerar alterações na distribuição do peso corporal, ocasionando dor na coluna, no quadril e no joelho.⁽¹⁾ O músculo glúteo máximo (GM) é importante na realização de muitas atividades de vida diária, como levantar, caminhar e correr e desempenha um importante papel na estabilidade pélvica.⁽²⁾

Visto que a rigidez passiva pode ser aumentada com o treinamento de força⁽³⁾ e que a porção extensora do músculo GM gera influência no ângulo de inclinação pélvica (AIP), para se diminuir uma anteversão pélvica excessiva, seria indicada a realização de um treino de força deste músculo.⁽⁴⁾ De fato, foi demonstrado que o GM de pacientes com dor lombar crônica é mais fraco e fadiga mais rapidamente do que o de pessoas saudáveis⁽⁵⁾ e, conseqüentemente, os músculos glúteos devem ser levados em consideração na reabilitação destes pacientes.

Contudo, apesar dos processos hipertróficos começarem no início do treinamento, o ganho de hipertrofia muscular ocorre somente após seis semanas.⁽⁶⁾ Além disso, foi sugerido que um treino de hipertrofia em indivíduos destreinados deve ser precedido de um treino de resistência e força, para evitar o excesso de lesão muscular e hipoglicemia observada após o treino de hipertrofia.⁽⁷⁾ Depreende-se, então, que um treino de hipertrofia, necessário para gerar modificações na posição articular, pode demandar um tempo demasiadamente longo para alcançar todos os resultados desejados. Além disso, na medida em que a força voluntária máxima média produzida é inversamente proporcional e correlacionada com a dor experimentada durante a contração máxima e com o medo do movimento em pacientes com dor crônica,⁽⁸⁾ sua implementação também pode ser dificultada pela presença de sintomatologia dolorosa e protocolos de fortalecimento mais conservadores teriam que ser adotados, retardando o processo de reabilitação.

O *Kinesio Taping* (KT) é uma técnica que envolve a aplicação de uma bandagem elástica e foi desenvolvida na década de 1970 pelo quiropata *Kenzo Kase* a qual é bastante empregada em lesões desportivas.⁽⁹⁾ A técnica de colocação da fita depende do objetivo pretendido. Há técnicas que possuem o intuito de estimular ou inibir a musculatura, reduzir

a dor e a ocorrência de lesões, promover a melhora da circulação e da cicatrização, entre outras.⁽¹⁰⁾ Segundo o criador da técnica, para estimular a musculatura, a aplicação da bandagem deve se dar no sentido da inserção proximal para a distal e a tensão longitudinal empregada sobre a fita deve estar entre 25 a 35%.⁽¹⁰⁾ No entanto, não foram encontradas evidências de que estes fundamentos da técnica são verdadeiros já que foi demonstrado que a direção da aplicação da bandagem não interfere no efeito da técnica⁽¹¹⁾ e que uma tensão longitudinal sobre a bandagem entre 50 e 100% gera aumento do poder explosivo do GM durante o salto em atletas.⁽¹²⁾

Foi observado que a aplicação do KT com distensão entre 30 e 40% do seu comprimento original sobre os músculos oblíquo externo e reto abdominal, e sobre a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) em direção da espinha ilíaca póstero-superior (EIPS), tracionando a pele posteriormente, induziu a uma correção mecânica, com redução da inclinação pélvica anterior em paciente com dor lombar crônica.⁽¹³⁾ Contudo, apesar do GM ser um importante extensor do quadril e de haver evidências do efeito do KT aplicada sobre este músculo no desempenho do salto,⁽¹²⁾ não foram encontrados estudos que avaliassem o efeito da aplicação do KT no GM sobre o AIP e/ou que comparassem o efeito desta bandagem elástica aplicada com a tensão longitudinal sugerida pela *Associação Internacional de Kinesio Taping* e com tensões superiores a esta.

Além disso, seria importante esclarecer se o estímulo gerado pelo KT sobre o músculo GM é suficiente para modificar a posição de equilíbrio da pelve, o que poderia auxiliar na introdução e evolução do tratamento cinesioterápico. Neste sentido, este estudo teve como objetivo avaliar o efeito imediato do KT com 30% de tensão longitudinal sobre a bandagem, aplicado sobre o músculo GM com técnica estimulatória, sobre o AIP em mulheres jovens e saudáveis e verificar se a aplicação da mesma técnica, com uma tensão de 60%, proporcionaria melhores resultados.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram 26 mulheres saudáveis, com idade entre 18 e 30 anos com índice de massa corporal (IMC) inferior a 30kg/m², que assinaram o termo de consentimento livre e

esclarecido de consentimento para utilização de imagem, aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da XXXX (ETIC:0368.0.203.000/2011). Os critérios de exclusão foram queixas de dor lombar e/ou nos membros inferiores (MMII), perda de aderência da bandagem e reações alérgicas.

Cálculo amostral

Para a realização do cálculo amostral, foi realizado um estudo piloto, com 10 voluntárias, no qual foi observado um tamanho de efeito de 0,27 e um índice de correlação estatisticamente significativa ($r=0,77$). Estes dados foram inseridos no programa *G*Power 3* e, para garantir ao estudo um poder estatístico de 0,80, considerando-se o uso de uma análise não-direcional e um nível de significância de 1%, foi constatada a necessidade de a amostra ser composta de, no mínimo, de 22 voluntárias. Considerando-se a possibilidade de 15% de perdas durante o curso do estudo, um total de 26 participantes foi estabelecido.

Instrumentação e procedimentos

Inicialmente, foram coletados dados demográficos e clínicos, incluindo idade, IMC e dominância dos MMII. A dominância dos MMII foi definida como o membro utilizado para chutar uma bola.

Medida da posição da pelve por fotogrametria computadorizada

A medida estática do AIP foi obtida por um avaliador treinado, que realizou teste-reteste com 10 participantes, que foram avaliadas duas vezes com um intervalo de uma semana. A confiabilidade foi adequada (CCI=0,99) e os valores de média e erro padrão da medida do teste e do reteste foram de $15,78^\circ \pm 0,17$ e $15,30^\circ \pm 0,16$, respectivamente.

A fotogrametria computadorizada, utilizada para a avaliação estática da inclinação pélvica,⁽¹⁴⁾ é um método que combina fotografia digitais com *softwares* que permitem a mensuração de ângulos e distâncias horizontais e verticais para avaliar a postura. É um método não invasivo, acessível e sem contraindicações para sua utilização na prática clínica. O *Software* de Avaliação Postural (SAPo) é de livre acesso, além de ser um método de avaliação confiável.⁽¹⁴⁾

Para a realização dos registros fotográficos, as voluntárias foram solicitadas a manterem-se em posição ortostática, com os antebraços fletidos a 90° . Para tanto,

trajaram uma vestimenta que permitia a visualização da espinha ílica anterossuperior (EIAS) e da espinha ílica posterossuperior (EIPS), que foram localizadas por palpação e marcadas com lápis dermatográfico. Sobre estas, foram colocados marcadores esféricos de isopor de 20mm de diâmetro, colados em uma base de feltro e afixados com fita adesiva dupla-face.

Os registros fotográficos foram obtidos com uma câmera digital Kodak® de 10.2 megapixels de resolução e as imagens foram analisadas pelo *software* SAPO. Para o registro fotográfico em vista lateral, a câmera foi posicionada sobre um tripé a uma distância de três metros. Além disso, os pés das voluntárias foram alinhados em relação aos acrômios. Foi utilizado, ainda, um fio de prumo como referência para o alinhamento vertical da imagem.

O AIP foi calculado utilizando a opção de “medição de ângulos livres” do *software*. Após a calibração da imagem, a posição das EIAS e EIPS (Figura 1) foi identificada e a angulação, entre estes dois pontos e uma linha horizontal criada a partir da EIPS, foi obtida três vezes e, para fins de análise, foi calculada a média aritmética.

Intervenção

A intervenção foi aplicada por uma fisioterapeuta treinada e experiente na aplicação da técnica, formada pela *Associação Internacional de Kinesio Taping*. A tensão aplicada sobre o KT foi randomizada por sorteio. Assim, metade das voluntárias recebeu 30% de tensão no lado dominante e 60% no lado contralateral e, as demais, o procedimento inverso. Tanto as voluntárias quanto o avaliador foram cegados em relação à tensão aplicada.

Para fins de padronização, inicialmente a intervenção foi aplicada no lado dominante. Como não são conhecidos os efeitos de retenção do KT e, na medida em que intervenções no GM em um antímero pode modificar o AIP contralateral,⁽⁴⁾ após um período não inferior a 4 horas foi realizada a intervenção no lado contralateral. Tendo em vista que as diferentes marcas de bandagens disponíveis no mercado não apresentam o mesmo comportamento mecânico e que as diferentes cores disponíveis, em uma mesma marca,

apresentam grandes diferenças nos esforços máximos de tração prévios à ruptura,⁽¹⁵⁾ optou-se por utilizar a bandagem Kinesio® Tex Gold™ na cor preta.

Sabe-se que os efeitos da bandagem podem variar com o estiramento⁽¹⁵⁾ e o KT tem como propriedade física uma distensão do seu comprimento de 50%, quando sobre ela é submetida uma tensão longitudinal de 100%. Portanto, 30% de tensão gera 15% de distensão, enquanto 60% de tensão gera 30%. Assim, foi desenvolvida, para este estudo, uma técnica de aplicação mais precisa e prática: como para gerar 30% de tensão a bandagem deveria ser alongada em 15% do seu comprimento original, calculou-se o comprimento de cada fita pela mensuração, com o uso de uma fita métrica, do comprimento das três porções do músculo alongado, considerando seus pontos aproximados de origem e inserção, a ser coberto pela bandagem e, deste valor, subtraiu-se 15%, multiplicando-se o valor encontrado na mensuração feita em cada voluntária por 0,85. Para a aplicação da bandagem com 60% de tensão, do comprimento das três porções do GM subtraiu-se 30%, e, conseqüentemente, o valor encontrado foi multiplicado por 0,70. Como nas âncoras proximais e distais de aplicação da bandagem não pode ser empregada nenhuma tensão, calculou-se que cada âncora, proximal e distal, teria cinco centímetros de comprimento e, adicionou-se a este valor àquele obtido após a multiplicação do valor mensurado pelo valor correspondente à tensão a ser empregada.

Após a definição da tensão, a bandagem foi cortada, as bordas foram arredondadas e o KT foi aplicado sobre a pele no sentido da inserção proximal para a distal do músculo GM com a voluntária posicionada em decúbito lateral e com a articulação coxofemoral mantida em flexão, adução e rotação interna, com o joelho semifletido.⁽¹²⁾

Assim, três fitas com um corte em "I" foram aplicadas de tal forma que as três âncoras distais fossem posicionadas, parcialmente sobrepostas, sobre e imediatamente abaixo do trocânter maior do fêmur (Figura 1). Por fim, a fita foi estimulada com a mão do terapeuta, a fim de gerar aumento de aderência. Em seguida, os marcadores foram recolocados, sendo novamente realizada a fotogrametria.

Análise estatística

Estatísticas descritivas e testes de normalidade (Shapiro-Wilk) foram calculados pelo SPSS (versão 15.0). ANOVA mista com medidas repetidas (2X2), seguida de contrastes pré-planejados foi utilizada para avaliar os efeitos principais e de interação entre as tensões aplicadas (30 e 60%) e o tempo (pré e pós aplicação) com um nível de significância de 5%. O erro padrão da medida (EPM) foi calculado para as tensões empregadas nos MMII dominante e contralateral. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

RESULTADOS

Caracterização da amostra

Vinte e cinco das 26 voluntárias tinham o MI direito dominante. Os dados descritivos estão descritos na Tabela 1.

Resultados Inferenciais

ANOVA revelou que o KT reduziu o AIP para ambas as tensões aplicadas ($F=26,35$; $gl=1$; $p<0,0001$), com um poder de 0,999. Não houve efeito de interação ($F=2,11$; $gl=1$; $p<0,152$) entre as tensões aplicadas, indicando que as duas tensões resultaram em reduções similares do AIP (Figura 2). Os dados referentes aos valores do AIP antes e após a aplicação do KT estão na tabela 2. O EPM foi de 1,27 e 1,40 para as tensões de 30% e 60%, respectivamente. Na medida em que a aplicação do KT com 30% de tensão gerou uma redução média de 0,94° no AIP e a tensão de 60% gerou uma redução média de 1,68°, ou seja, a magnitude da mudança de 60% de tensão foi maior do que o EPM, depreende-se que a aplicação com 60% demonstrou resultados clinicamente mais significativos.

DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo evidenciaram que o KT aplicado com técnica estimulatória sobre o músculo glúteo máximo reduziu a inclinação pélvica anterior de jovens saudáveis. Embora não tenha havido diferença significativa na redução da inclinação pélvica entre as duas tensões aplicadas, a tensão de 60% resultou em ganhos clinicamente mais significativos.

O criador da técnica declara que o KT estimula os mecanorreceptores cutâneos, levando à melhora da propriocepção e, conseqüentemente, a uma melhora da função muscular. Não obstante, não foi observada melhora no senso de posição articular do joelho em mulheres com síndrome de dor patelofemoral após aplicação do KT, comparativamente com uma aplicação placebo.⁽¹⁶⁾ Em indivíduos saudáveis, de ambos os sexos, também não foi encontrada melhora no senso de posição do tornozelo imediatamente após a aplicação do KT com técnica corretiva.⁽¹⁷⁾ Neste sentido, pode-se questionar a melhora da propriocepção e/ou o aumento da condução dos nervos como justificativas para os efeitos produzidos por esta bandagem.

Foi sugerido que a aplicação do KT poderia corrigir a função muscular pelo fortalecimento dos músculos fracos.⁽¹⁰⁾ Algumas evidências indicam, no entanto, que não há efeito imediato do KT sobre o desempenho muscular em atletas saudáveis^(18;19) e em homens e mulheres engajados em atividades recreacionais,^(20;21) embora a sua utilização pareça induzir uma melhora na percepção do senso de força.⁽¹⁸⁾ No entanto, a aplicação do KT mostrou resultados positivos sobre o desempenho muscular nos estudos que recrutaram amostras de indivíduos não treinados⁽²²⁾ ou com alguma condição musculoesquelética.^(16;23;24) Além disso, também foram reportados resultados positivos sobre o desempenho muscular de atletas jovens quando se utilizou uma maior tensão longitudinal sobre a bandagem.⁽¹²⁾ Estes resultados que, a princípio, parecem inconsistentes em relação ao efeito do KT sobre o desempenho muscular, podem indicar que o impacto desta bandagem sobre esta variável pode estar vinculado, entre outros fatores, à tensão longitudinal empregada sobre a bandagem e/ou o desempenho muscular prévio dos indivíduos. Assim, é possível que indivíduos muito treinados respondam menos à aplicação da bandagem, enquanto aqueles não muito treinados tenham resultados mais expressivos. Além disso, é provável que, quanto melhor o desempenho muscular de um indivíduo, maior tenha que ser a tensão empregada na aplicação da bandagem para se gerar os efeitos desejados.

No presente estudo, a amostra foi composta de mulheres jovens saudáveis não sedentárias, o que pode explicar um efeito clinicamente mais positivo na melhora da

inclinação pélvica quando uma tensão maior foi empregada. Seria interessante, desta forma, que futuros estudos avaliassem o efeito do KT com tensões diferentes de aplicação em determinada condição de saúde ou doença, utilizando o desempenho muscular como variável de controle com o intuito de verificar se o resultado obtido após a aplicação da técnica seria influenciado pelo grau de força muscular prévia e ou pela tensão exercida sobre a bandagem.

Além do acréscimo na força muscular em músculos previamente fracos, o efeito do KT também foi atribuído à aplicação de tensão sobre a bandagem. Esta tensão gera uma força de tração, que provoca uma alteração na carga do estiramento, da pressão e da força de cisalhamento e, conseqüentemente, estimulação dos mecanorreceptores dos tecidos moles subdérmicos e da fáscia. Assim, o sistema nervoso central integraria a entrada sensorial e modularia o movimento, via fuso-gama que, por sua vez, levaria ao aumento do tônus muscular.⁽¹²⁾ No entanto, o efeito no aumento do recrutamento das unidades motoras, avaliado por eletromiografia de superfície, só foi verificado após 24 horas de aplicação da bandagem, não tendo sido observado nenhum efeito após 10 minutos da aplicação.⁽²⁵⁾ Como os resultados do presente estudo evidenciaram um efeito imediato e clinicamente mais significativo quando uma tensão maior foi empregada sobre a bandagem, depreende-se que, provavelmente, uma tensão mais baixa não gere um recrutamento de unidades motoras e um estímulo motor reflexo na magnitude esperada ou suficiente para justificar os efeitos encontrados neste estudo.

Foi demonstrado que a aplicação do KT da EIAS à EIPS, com tensões suficientes para produzir distensões de 30 a 40% do comprimento original da bandagem, geraria uma tensão sobre a posição final de inclinação pélvica anterior e, com isso, auxiliaria a inclinação pélvica posterior.⁽¹³⁾ Visto que foi demonstrado que as articulações são estruturas pré-estressadas e, portanto, que as estruturas elásticas antagônicas são co-tensionadas,⁽²⁶⁾ esta pré-tensão gerada pela bandagem no final da amplitude de movimento⁽¹⁰⁾ talvez seja um agente mecânico que se adiciona à rigidez tecidual previamente existente e, desta maneira, também poderia explicar os resultados obtidos neste estudo. Neste contexto, é adequado supor que, quando este elástico é aplicado sobre a pele com determinada tensão

longitudinal, ele funcione como uma mola adicional, que traciona a pele e a fáscia, facilitando a geração e transmissão de energia e, como consequência, gere um aumento da rigidez tecidual e/ou modifique a posição de repouso articular. Este pressuposto encontra respaldo em um estudo que observou um aumento na rigidez do tornozelo imediatamente e 24 horas após a aplicação de KT.⁽²⁷⁾

Foi demonstrado, ainda, que a aplicação do KT sobre o trapézio inferior com mínima tensão em atletas amadores de beisebol com síndrome do impacto subacromial gerou alteração na cinemática escapular com um aumento da inclinação escapular posterior durante a elevação do braço.⁽²⁸⁾ Além disso, a aplicação de KT sobre os músculos eretores da espinha e oblíquo interno resultou em aumento da inclinação anterior da pelve mesmo após os voluntários permanecerem 30 minutos na posição sentada.⁽²⁹⁾ No entanto, a aplicação do KT com 10% de tensão sobre o músculo tibial posterior em indivíduos com pé plano gerou, após 24 horas, uma redução no quadro álgico sem, contudo, reduzir a pronação do retropé em postura ortostática.⁽³⁰⁾ Isto pode significar que o efeito do KT na posição de equilíbrio pode depender, além da tensão empregada sobre a bandagem, da sobrecarga exercida sobre a articulação em questão e que as modificações estáticas geradas podem não ser mantidas em condições dinâmicas.

As principais limitações deste estudo são a inexistência de um grupo placebo, que impossibilita maiores assertivas a respeito dos mecanismos de ação do KT, a não exclusão da amostra de voluntárias que apresentassem retração da musculatura flexora do quadril, a qual poderia inibir o efeito do KT e, neste sentido, também deveriam ter sido excluídas aquelas que apresentassem inclinação pélvica posterior. Na medida em que, em postura ortostática, o vetor da força exercida pelo peso corporal produz um momento extensor da articulação do quadril e, como consequência, favorece a inclinação pélvica posterior, outra limitação deste estudo foi não ter realizado as mensurações do AIP em condições dinâmicas, nas quais sabidamente o GM apresenta um importante papel, como por exemplo, ao se levantar de uma cadeira.

Este estudo oferece, no entanto, resultados promissores em relação a um favorecimento da ação muscular do glúteo sobre a posição de equilíbrio da pelve em

ortostatismo quando tensões maiores são empregadas. Se esta condição de redução do AIP também se mantiver em situações dinâmicas, é possível que haja um favorecimento da cinesioterapia, quando esta for empregada em associação ao KT, tornando esta técnica um coadjuvante no processo de reabilitação. Isto pode ser evidenciado em indivíduos com síndrome do impacto subacromial que responderam de maneira mais efetiva à cinesioterapia quando a esta foi adicionada o KT do que a mesma cinesioterapia com adição de placebo.⁽²³⁾

Não obstante, apesar de o KT ter o uso clínico difundido mundialmente, não foram encontradas, até o presente momento, pesquisas que possam elucidar os efeitos que são postulados pela técnica em diferentes populações e, como consequência, não estão claros os mecanismos pelos quais os efeitos atribuídos à técnica ocorrem.

CONCLUSÕES

O KT aplicado com técnica estimulatória, 30% de tensão, e com técnica corretiva, 60%, sobre o músculo glúteo máximo reduziu similarmente o AIP em posição ortostática de mulheres jovens e saudáveis. Contudo, a técnica corretiva demonstrou resultados clínicos mais significativos.

Referências

- 1 Faria C.D.C.M., Lima F.F.P., Teixeira-Salmela LF. Estudo da relação entre o comprimento da banda iliotibial e o desalinhamento pélvico. Rev Bras Fisioter 2006;10(4):373-9.<http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v10n4/02.pdf>
- 2 Wilson J, Ferris E, Heckler A, Maitland L, Taylor C. A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. NZ J Physiother 2005;33(3):95-100.<http://physiotherapy.org.nz/assets/Professional-dev/Journal/2005-November/Nov05roberts1.pdf>
- 3 Ocarino JM, Fonseca ST, Silva PL, Mancini MC, Goncalves GG. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. Man Ther 2008 Oct;13(5):411-8.
- 4 Alvim FC, Peixoto JG, Vicente EJ, Chagas PS, Fonseca DS. Influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt before and after the performance of a fatigue protocol. Rev Bras Fisioter 2010 May;14(3):206-13.http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v14n3/en_02.pdf
- 5 Kankaanpaa M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. Arch Phys Med

- Rehabil 1998 Apr;79(4):412-7.http://www.folsomphysicaltherapy.com/back_and_hip_extensor_fatigability_in_chronic_low_back_pain.pdf
- 6 Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med* 2007;37(2):145-68.http://www.fmh.utl.pt/agon/cpfmh/docs/documentos/recursos/110/11_The%20adaptations%20to%20strength%20training_%20morphological_neurological%20contributions%20increased_strength.pdf
 - 7 Asano RY, Levada-Pires AC, Moraes JFVN, Sales MM, Coelho JM, Neto WB, *et al.* American College Sports Medicine Strength Training and Responses in Beginners. *J Exerc Physiol* 2012;15(5):1-9.http://scholar.google.com.br/scholar?q=American+College+Sports+Medicine+Strength+Training+and+Responses+in+Beginners.&btnG=&hl=pt-BR&as_sdt=0%2C5
 - 8 Lindstroem R, Graven-Nielsen T, Falla D. Current pain and fear of pain contribute to reduced maximum voluntary contraction of neck muscles in patients with chronic neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2012 Nov;93(11):2042-8.[http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(12\)00287-0/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(12)00287-0/pdf)
 - 9 Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med* 2012 Feb 1;42(2):153-64.http://performance.nd.edu/assets/114735/kt_review_article.pdf
 - 10 Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. Tokyo: Ken Ikai Co Ltda; 2003.
 - 11 Alexander CM, Stynes S, Thomas A, Lewis J, Harrison PJ. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Man Ther* 2003 Feb;8(1):37-41.
http://www.researchgate.net/publication/10899684_Does_tape_facilitate_or_inhibit_the_lower_fibres_of_trapezius/file/3deec52a03d949fbab.pdf
 - 12 Mostert-Wentzel K, Swart JJ, Masenyetse LJ, Sihlali BH, Cilliers R, Clarke L, *et al.* Effect of kinesio taping on explosive muscle power of gluteus maximus of male athletes. *SAJSM* 2012;24(3):75-80.
http://www.kinesiotaping.no/omoss/forskning/frontpage/glut_max_styrke.pdf
 - 13 Lee JH, Yoo WG. Application of posterior pelvic tilt taping for the treatment of chronic low back pain with sacroiliac joint dysfunction and increased sacral horizontal angle. *Phys Ther Sport* 2012 Nov;13(4):279-85.
 - 14 Iunes D.H., Castro F., Salgado H., Moura I., Oliveira A., Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliacao postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter* 2005;9(3):327-34.
http://www.crefito3.com.br/revista/rbf/rbfv9n3/pdf/327_334_fotogrametria.pdf

- 15 Rodríguez JMF, Durán LMA, Vicén JA, Cobo RC, Jódar XA. Vendaje neuromuscular: tiene todas las vendas las mismas propiedades mecánicas? *Apunts Med Esport* 2010;45(166):61-7.
<http://tapingbase.com/sites/default/files/Vendajeneuromusculartienentodaslasvendaslasmismas.pdf>
- 16 Aytar A, Ozunlu N, Surenkok O, Baltaci G, Oztop P, Karatas M. Initial effects of kinesio taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinet Exerc Sci* 2011;19:135-42.
http://www.kinesiotaping.no/omoss/forskning/frontpage/aytar_2011.pdf
- 17 Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of kinesio taping on proprioception at the ankle. *J Sport Sci Med* 2004;3:1-7.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3896108/pdf/jssm-03-1.pdf>
- 18 Chang HY, Chou KY, Lin JJ, Lin CF, Wang CH. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Phys Ther Sport* 2010 ;11(4):122-7.
http://performance.nd.edu/assets/114728/kinesio_and_hand_grip_strength.pdf
- 19 Hoyo M, Alvarez-Mesa A, Sanudo B, Carrasco L, Dominguez S. Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *J Sport Rehabil* 2013 Feb;22(1):53-8.
http://www.kinesiotaping.no/omoss/forskning/frontpage/de_hoyo_2013_08_de_hoyo_jsr_20120006_ej_53-58.pdf
- 20 Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, *et al.* Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: A single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clin J Sport Med* 2012;22(4):319-26.
- 21 Lins CAA, Neto FL, Amorim ABC, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther* 2013;18:41-5.
- 22 Fratocchi G, Di Mattia F, Rossi R, Mangone M, Santilli V, Paoloni M. Influence of kinesio taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population young healthy subjects. *J Sci Med Sport* 2013;16:245-9.
http://www.kinesiotaping.no/omoss/forskning/frontpage/fratocchi_2013.pdf
- 23 Simsek HH, Balki S, Keklik SS, Öztürk H, Elden H. Does Kinesio Taping in addition to exercise therapy improve the outcomes in subacromial impingement syndrome? A randomized, double-blind, controlled clinical trial. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2013;47(2):104-10.
<http://www.aott.org.tr/article/download/5000011084/5000011282>
- 24 Anandkumar S, Sudarshan S, Nagpal P. Efficacy of kinesio taping on isokinetic quadriceps torque in knee osteoarthritis: a double blinded randomized controlled study. *Physiother Theory Pract* 2014;30(6):375-83.

- 25 Slupik A, Dwornik M, Bialoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil* 2007;9(6):644-51. <http://www.ortopedia.com.pl/fulltxt.php?ICID=729506>
- 26 Souza TR, Fonseca ST, Goncalves GG, Ocarino JM, Mancini MC. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. *J Biomech* 2009;42(14):2374-80. <http://www.ufjf.br/especializacaofisioto/files/2013/06/Prestress-revealed-by-passive-co-tension-at-the-ankle-joint1.pdf>
- 27 Fayson SD, Needle AR, Kaminski TW. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Res Sports Med* 2013;21(3):204-16.
- 28 Hsu Y-H, Chen W-Y, Lin H-C, Wang WTJ, Shih Y-F. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr kinesiol* 2009;19:1092-9. http://www.researchgate.net/publication/23791331_The_effects_of_taping_on_scapular_kinematics_and_muscle_performance_in_baseball_players_with_shoulders_impingement_syndrome/file/e0b49525f802f1e0fd.pdf
- 29 Lee JH, Yoo WG. The mechanical effect of anterior pelvic tilt taping on slump sitting by seated workers. *Ind Health* 2011;49(4):403-9. https://www.jstage.jst.go.jp/article/indhealth/49/4/49_MS1230/pdf
- 30 Román MF, Méndez AC, Cabello MA. Efectos del tratamiento con kinesio tape en el pie plano. *Fisioter* 2012;34(1):11-5. http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?f=10&pident_articulo=90092850&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=146&ty=132&accion=L&origen=zonadelectura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=146v34n01a90092850pdf001.pdf

Tabela 1: Dados descritivos (média±desvio padrão) e variação (mínimo-máximo) das variáveis idade, índice de massa corporal e ângulo de inclinação pélvica ($n=26$).

Variável	Média±DP	Variação (mínimo-máximo)
Idade (anos)	23,27±2,84	18-29
Índice de massa corporal (Kg/m ²)	22,45±3,07	17,46-28,96
Ângulo de inclinação pélvica (graus)	MI dominante 10,22±3,13 MI não dominante 10,45±2,74	4,6-14,3 5,5-16,3

MI=Membro inferior

Tabela 2: Valores do ângulo de inclinação pélvica (média±desvio padrão) e intervalos de confiança de 95% [mínimo-máximo] antes e após a aplicação do *Kinesio Taping* em cada tensão empregada ($n=26$).

Tensão	Pré	Pós	IC 95%
30%	9,99±2,89	9,05±3,07	0,23-1,64
60%	10,68±2,95	9,00±3,17	0,90-2,45

IC= intervalos de confiança

FIGURAS



Figura 1: Análise de fotogrametria computadorizada de voluntária que recebeu a aplicação do KT com 30% de tensão no lado dominante, direito, e 60% de tensão no lado contralateral.

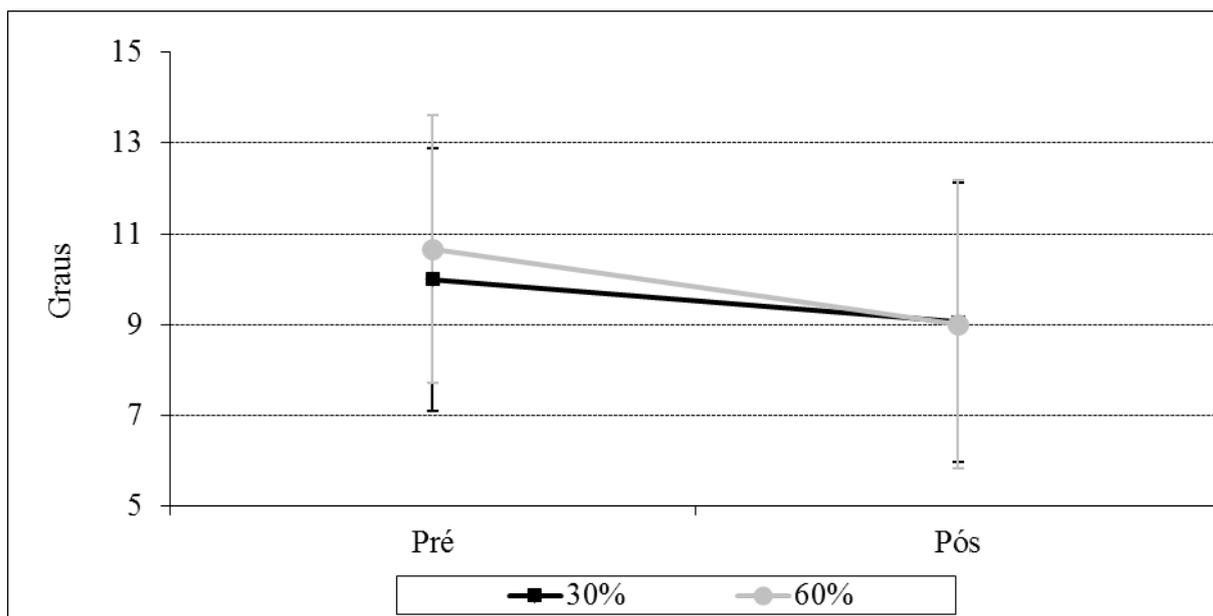


Figura 2: Ângulo de inclinação pélvica antes e depois da aplicação de Kinesio Taping com tensão de 30 e 60% ($n=26$).

ANEXO V – Normas para publicação na Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal



Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal

formerly REVISTA TERAPIA MANUAL

i. Diretrizes para Autores

Revista Terapia Manual - Posturologia ISSN 1677-5937 / ISSNe 22365435 é um periódico Open Access especializado que utiliza o sistema peer review (revisão externa cega por pares). É publicado trimestralmente, divulgando contribuições científicas originais nacionais e internacionais sobre temas relevantes para a área da terapia manual, fisioterapia, posturologia, ciências da saúde e reabilitação.

As publicações podem ser artigos originais, revisões, atualizações, comunicações breves, relatos de caso e cartas ao editor.

APRESENTAÇÃO E SUBMISSÃO DOS MANUSCRITOS

Esta revista segue as normas propostas pelo International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE), disponível em www.icmje.org e cuja tradução encontra-se disponível integralmente em Ter Man 2009;7(33):323-344. Os artigos poderão ser submetidos em português, inglês, espanhol, italiano ou francês. Os manuscritos deverão ser encaminhados via eletrônica, no formato Microsoft Word®, obrigatoriamente através do e-mail editorial@revistaterapiamanual.com.br ou do site <http://www.revistatm.com.br>.

Com o intuito de facilitar o processo de revisão, o texto deverá ser digitado na fonte Verdana, tamanho 10, espaço duplo em todas as partes do manuscrito, alinhamento justificado, mantendo as margens esquerda e superior de 3cm; direita e inferior de 2cm e numeração no canto superior direito desde a primeira página.

O manuscrito deve ser estruturado na seguinte ordem, cada item em uma página:

1. Página de título: Deve conter as seguintes informações, consecutivamente, em uma mesma página: 1.a. Título do artigo em português, máximo de 120 caracteres com espaço, sua versão em inglês (em itálico) e uma versão abreviada com até 40 caracteres (running head) a ser descrito na legenda das páginas impressas do manuscrito. Somente a primeira letra da sentença deve estar com letra maiúscula, com exceção de siglas ou nomes próprios. 1.b. Nome do departamento e/ou instituição a qual o trabalho deve ser atribuído. 1.c. Nome completo e por extenso dos autores, consecutivamente e separados por vírgulas, com números arábicos sobrescritos e entre parênteses. 1.d. Legenda para os autores, contendo apenas a titulação máxima e as instituições as quais cada autor é afiliado - por extenso, seguido da sigla, cidade, estado e país (exemplo: 1 discente e bolsista de iniciação científica do CNPq, Universidade Nove de Julho (UNINOVE), São Paulo (SP), Brasil); MSc ou PhD, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte (MG), Brasil. 1.e. Endereço completo do autor correspondente, contendo nome, endereço, números de fax, telefone e endereço eletrônico, a ser publicado caso o manuscrito seja aceito. 1.f. Declaração de conflito de interesses e/ou fontes de suporte.

É de responsabilidade do autor correspondente manter contato com todos os outros autores para atualizá-los sobre o processo de submissão e para intercambiar possíveis solicitações como, por exemplo, envio e recebimento de documentos, entre outros.

2. Resumo: Deve apresentar o contexto do trabalho, contendo uma breve introdução, os objetivos, os procedimentos básicos, principais resultados e conclusão, sendo estruturado da seguinte forma: Introdução / Objetivo / Método / Resultados / Conclusão, num mesmo parágrafo contendo entre 250 e 300 palavras. As palavras-chave em português devem ser baseadas no DeCS (Descritores em Ciências da Saúde), publicados pela BIREME e disponíveis em <http://decs.bvs.br>.

Abstract: Deve ser estruturado como mesmo conteúdo da versão em português: Introduction / Objective / Method / Results / Conclusion. As palavras-chave em inglês (keywords) devem ser baseadas no MeSH (Medical Subject Headings) do Index Medicus, disponível em <http://www.nlm.nih.gov/mesh/mbrowser.html>.

3. Manuscrito: Os artigos originais deverão conter as seguintes sessões: Introdução, Materiais e Métodos, Resultados, Discussão e Conclusões.

Introdução: Conter somente a natureza do problema e a sua significância clínica, hipóteses se houver e finalizar com os objetivos da pesquisa.

Método: Deve conter somente as informações sobre o protocolo utilizado, seleção e descrição dos participantes, informações técnicas e estatísticas. Toda pesquisa relacionada a seres humanos deve mencionar o número do protocolo de aprovação por um Comitê de Ética em Pesquisa, segundo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa envolvendo Seres Humanos, constantes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96 e Declaração de Helsinky de 1975, revisada em 2000. Para os experimentos realizados com animais, mencionar o número do protocolo de aceite, considerando as diretrizes internacionais Pain, publicadas em: PAIN, 16:109-110, 1983 e a Lei nº 11.794, de 08/10/2008, da Constituição Federal Brasileira, que estabelece procedimentos para o uso científico de animais e cria o Conselho Nacional de Controle e Experimentação Animal (CONCEA) e as Comissões de Ética no Uso de Animais (CEUAs).

Resultados: Devem ser apresentados numa sequência lógica, com números referentes às tabelas/figuras em ordem de citação no texto, entre parênteses e em números arábicos. Limitar o número de tabelas e/ou figuras a 5 (cinco).

Discussão: Deve enfatizar os aspectos mais novos e importantes do estudo, comparando-o a estudos prévios e explorando novas hipóteses para pesquisas futuras. Ao longo do texto, evitar a menção a nomes de autores, dando sempre preferência às citações numéricas.

Conclusão: Apresentar de forma sucinta apenas as conclusões baseadas nos achados da pesquisa.

Referências: É preconizada a citação de 20 a 30 referências, sendo somente artigos originais atualizados, evitando utilizar teses e monografias, trabalhos não publicados ou comunicação pessoal como referência. No texto, devem estar sobrescritas, entre parênteses e em números arábicos, aparecendo depois da pontuação. Nas referências, devem ser numeradas consecutivamente conforme são mencionadas no texto. Os títulos dos periódicos devem estar abreviados de acordo com o redigido no documento do ICMJE (citado acima).

Exemplo de citação: "(...) o que explicaria a maior incidência de DPOC entre os homens.(19,23,30)"

"(...) pelos efeitos da gravidade.(2-4)"

Exemplo de formatação: Liposcki DB, Neto FR. Prevalência de artrose, quedas e a relação com o equilíbrio dos idosos. Ter Man. 2008;6(26):235-8.

Agradecimentos: Colocar apenas as contribuições consideráveis, colaboradores, agências de fomento e serviços técnicos. É responsabilidade do(s) autor(es) possuir(em) a autorização das instituições ou pessoas para citação nos agradecimentos.

Anexos: As tabelas e figuras devem estar no mesmo documento, mas separadas da redação, cada uma em uma página, seguindo as respectivas chamadas no texto, contendo um breve título escrito com fonte menor (8), em espaço duplo – no caso das tabelas, o título deve aparecer acima da tabela, no caso das figuras, o título deve aparecer abaixo. Gráficos e ilustrações devem ser chamados de figuras. Em relação às tabelas, não utilizar linhas horizontais e verticais internas; em relação às ilustrações, devem estar em formato JPEG, com alta qualidade e, se houver pessoas, estas não devem ser identificadas. Além disso, todas as abreviaturas e siglas empregadas nas figuras e tabelas devem ser definidas por extenso em nota abaixo do mesmo. Todas as figuras, tabelas e gráficos devem ser enviados em preto e branco.

A não observância das instruções editoriais implicará na devolução do manuscrito pelo Editorial da revista para que os autores façam as correções pertinentes antes de submetê-lo aos revisores. A revista reserva o direito de efetuar adaptações gramaticais e de estilo. Os manuscritos encaminhados à revista Terapia Manual Posturologia que atenderem às normas para publicação de artigos serão enviados a dois revisores científicos de reconhecimento da competência na temática abordada, os quais julgarão de forma cega o valor científico da contribuição. O anonimato ocorre durante todo o processo de julgamento

(peer review). Os artigos que não apresentarem mérito científico, que tenham erros significativos de metodologia e que não coadunem com a política editorial da revista serão rejeitados diretamente pelo conselho editorial, não cabendo recurso. Os artigos recusados serão devolvidos aos autores e os que forem aceitos serão encaminhados à publicação, após o preenchimento e envio do formulário de autoria da revista Terapia Manual e a concordância de pagamento da taxa de publicação (Business Model) por todos os autores para o e-mail: editorial@revistaterapiamanual.com.br.

Situações não contempladas pelas Instruções aos Autores deverão seguir as recomendações contidas no documento supracitado – ICMJE, e informações detalhadas no site: www.revistatm.com.br (Instruções aos autores).

Os autores são inteiramente responsáveis por eventuais prejuízos a pessoas ou propriedades ligadas à confiabilidade de métodos, produtos, resultados ou ideais expostas no material publicado.

ii. Condições para submissão

Como parte do processo de submissão, os autores são obrigados a verificar a conformidade da submissão em relação a todos os itens listados a seguir. As submissões que não estiverem de acordo com as normas serão devolvidas aos autores.

1. A contribuição é original e inédita, e não está sendo avaliada para publicação por outra revista; caso contrário, deve-se justificar em "Comentários ao editor".
2. O arquivo da submissão está em formato Microsoft Word.
3. URLs para as referências foram informadas quando possível.
4. O texto está em espaço duplo; usa uma fonte de 10-pontos; emprega itálico em vez de sublinhado (exceto em endereços URL); as figuras e tabelas estão inseridas no texto, não no final do documento na forma de anexos.
5. O texto segue os padrões de estilo e requisitos bibliográficos descritos em Diretrizes para Autores, na página Sobre a Revista.
6. Em caso de submissão a uma seção com avaliação pelos pares (ex.: artigos), as instruções disponíveis em Assegurando a avaliação pelos pares cega foram seguidas.

iii. Declaração de Direito Autoral

Copyright Transfer Agreement

By submitting the manuscript "Clique aqui para digitar texto." with illustrations and tables, the authors agree with the automatic and free transfer of copyright to the **Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal** allowing the publication and distribution of the material presented in all available forms and fields of exploration, with unlimited territory or language, from the time that the material has been accepted for publication.

At the same time, authors agree to accept that the complete manuscript (text and graphics or tables) submitted will not be published elsewhere in any language without the written permission of the journal.

iv. Política de Privacidade

Os nomes e endereços informados nesta revista serão usados exclusivamente para os serviços prestados por esta publicação, não sendo disponibilizados para outras finalidades ou a terceiros.

Revista Terapia Manual

ISSN versão impressa: 1677-5937

ISSN versão eletrônica: 2236-5435

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 0368.0.203.000-11

Interessado(a): Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP analisou e aprovou, no dia 19 de dezembro de 2012, o relatório parcial do projeto de pesquisa intitulado "Efeito das bandagens elásticas em variáveis biomecânicas da marcha, sobre o desempenho muscular e na dor e função física das pessoas com osteoartrite de joelhos".


Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO B – Registro do Ensaio Clínico no ReBEC

Message sent by the site:

Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos (Produção)

<http://www.ensaiosclinicos.gov.br>

Message: Prezado Registrante,

Temos o prazer de informar que seu estudo foi publicado no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos (ReBEC).

Agradecemos por seu registro e colaboração e, desde já, nos colocamos à disposição para esclarecer quaisquer dúvidas que possam surgir, seja em caso de atualização do registro ou, até mesmo, uma nova submissão.

Por favor, não hesite em contactar-nos.

Cordialmente,

Equipe Técnica - ReBEC/ICICT/LIS

Av. Brasil 4365, Pav. Haity Moussatché - Sala 217

Rio de Janeiro RJ CEP: 21040-360

Tel: +55(21)3865-3293

www.ensaiosclinicos.gov.br

ANEXO C - Mini-Exame do Estado Mental

NOME: _____ COD: _____

Agora vou lhe fazer algumas perguntas que exigem atenção e um pouco da sua memória. Por favor, tente se concentrar para respondê-las.

1. Que dia é hoje?		(1) Certo (0) Errado	1. <input type="text"/>
2. Em que mês estamos?		(1) Certo (0) Errado	2. <input type="text"/>
3. Em que ano estamos?		(1) Certo (0) Errado	3. <input type="text"/>
4. Em que dia da semana estamos?		(1) Certo (0) Errado	4. <input type="text"/>
5. Que horas são agora aproximadamente? (considere correta a variação de mais ou menos uma hora)		(1) Certo (0) Errado	5. <input type="text"/>
6. Em que local nós estamos? (dormitório, sala, apontando para o chão)		(1) Certo (0) Errado	6. <input type="text"/>
7. Que local é este aqui? (apontando ao redor num sentido mais amplo para a casa)		(1) Certo (0) Errado	7. <input type="text"/>
8. Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?		(1) Certo (0) Errado	8. <input type="text"/>
9. Em que cidade nós estamos?		(1) Certo (0) Errado	9. <input type="text"/>
10. Em que estado nós estamos?		(1) Certo (0) Errado	10. <input type="text"/>
11. Vou dizer 3 palavras e o(a) senhor(a) irá repeti-las a seguir: CARRO – VASO – TIJOLO (Falar as 3 palavras em seqüência. Caso o idoso não consiga, repetir no máximo 3 vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa)	11.a. CARRO	(1) Certo (0) Errado	11.a. <input type="text"/>
	11.b. VASO	(1) Certo (0) Errado	11.b. <input type="text"/>
	11.c. TIJOLO	(1) Certo (0) Errado	11.c. <input type="text"/>
12. Gostaria que o(a) senhor(a) me dissesse quanto é: (se houver erro, corrija e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se corrigir)	12.a. 100 – 7 _____	(1) Certo (0) Errado	12.a. <input type="text"/>
	12.b. 93 – 7 _____	(1) Certo (0) Errado	12.b. <input type="text"/>
	12.c. 86 – 7 _____	(1) Certo (0) Errado	12.c. <input type="text"/>
	12.d. 79 – 7 _____	(1) Certo (0) Errado	12.d. <input type="text"/>
	12.e. 72 – 7 _____	(1) Certo (0) Errado	12.e. <input type="text"/>
13. O(a) senhor(a) consegue se lembrar das 3 palavras que lhe pedi que repetisse agora há pouco?	13.a. CARRO	(1) Certo	13.a. <input type="text"/>

	13.b. VASO 13.c. TIJOLO	(0) Errado <hr/> (1) Certo (0) Errado <hr/> (1) Certo (0) Errado	13.b. <input type="text"/> 13.c. <input type="text"/>
14. Mostre um relógio e peça ao entrevistado que diga o nome.		(1) Certo (0) Errado	14. <input type="text"/>
15. Mostre uma caneta e peça ao entrevistado que diga o nome.		(1) Certo (0) Errado	15. <input type="text"/>
16. Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que repita depois de mim: NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ. (Considere somente se a repetição for perfeita)		(1) Certo (0) Errado	16. <input type="text"/>

17. Agora pegue este papel com a mão direita. Dobre-o ao meio e coloque-o no chão. (Falar todos os comandos de uma vez só)	17.a. Pega a folha com a mão correta 17.b. Dobra corretamente 17.c. Coloca no chão	(1) Certo (0) Errado <hr/> (1) Certo (0) Errado <hr/> (1) Certo (0) Errado	17.a. <input type="text"/> 17.b. <input type="text"/> 17.c. <input type="text"/>
18. Vou lhe mostrar uma folha onde está escrito uma frase. Gostaria que fizesse o que está escrito: FECHE OS OLHOS		(1) Certo (0) Errado	18. <input type="text"/>
19. Gostaria que o(a) senhor(a) escrevesse uma frase de sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande.		(1) Certo (0) Errado	19. <input type="text"/>
20. Vou lhe mostrar um desenho e gostaria que o(a) senhor(a) copiasse, tentando fazer o melhor possível. Desenhar no verso da folha. (Considere apenas se houver 2 pentágonos interseccionados, 10 ângulos, formando uma figura com 4 lados ou com 2 ângulos)		(1) Certo (0) Errado	20. <input type="text"/>
<p style="text-align: center;">Escore Total:</p>	<input type="text"/> <input type="text"/>		

ANEXO D – Questionário Algofuncional de Lequesne

QUESTIONÁRIO ALGOFUNCIONAL DE LEQUESNE (APLICAR SEPARADAMENTE PARA JOELHO E QUADRIL)

Dor ou desconforto		
• Durante o descanso noturno:		
- nenhum ou insignificante		0
- somente em movimento ou em certas posições		1
- mesmo sem movimento		2
• rigidez matinal ou dor que diminui após se levantar		
- 1 minuto ou menos		0
- mais de 1 minuto porém menos de 15 minutos		1
- mais 15 minutos		2
• depois de andar por 30 minutos		0 - 1
• enquanto anda		
- nenhuma		0
- somente depois de andar alguma distância		1
- logo depois de começar a andar e aumenta se continuar a andar		2
- depois de começar a andar, não aumentando		1
• ao ficar sentado por muito tempo (2 horas)	(somente se quadril)	0 - 1
• enquanto se levanta da cadeira, sem ajuda dos braços	(somente se joelho)	0 - 1
Máxima distância caminhada/andada (pode caminhar com dor):		
- sem limite		0
- mais de 1 km, porém com alguma dificuldade		1
- aproximadamente 1 km (em + ou - 15 minutos)		2
- de 500 a 900 metros (aproximadamente 8 a 15 minutos)		3
- de 300 a 500 metros		4
- de 100 a 300 metros		5
- menos de 100 metros		6
- com uma bengala ou muleta		1
- com 2 muletas ou 2 bengalas		2
Atividades do dia-a-dia/vida diária (Aplicar somente para quadril)*		
- colocar as meias inclinando-se para frente		0 - 2*
- pegar um objeto no chão		0 - 2*
- subir ou descer um andar de escadas		0 - 2*
- pode entrar e sair de um carro		0 - 2*
Atividades do dia-a-dia/vida diária (aplicar somente para joelho)*		
- consegue subir um andar de escadas		0 - 2*
- consegue descer um andar de escadas		0 - 2*
- agachar-se ou ajoelhar-se		0 - 2*
- consegue andar em chão irregular / esburacado		0 - 2*
*Sem dificuldade: 0	Soma da pontuação	
Com pouca dificuldade: 0,5	Extremamente grave (igual ou maior que 14 pontos)	
Com dificuldade: 1	Muito grave (11 a 13 pontos)	
Com muita dificuldade: 1,5	Grave (8 a 10 pontos)	
Incapaz: 2	Moderada (5 a 7 pontos)	
	Pouco acometimento (1 a 4 pontos)	

ANEXO E – Questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* para osteoartrite de joelhos

ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTROSE

ANONIMATO E CONFIDENCIALIDADE

Toda informação que você fornecer será considerada estritamente confidencial e será apresentada apenas como estatística do grupo de indivíduos. Nenhum dado que identifique um indivíduo com uma resposta específica ou genérica será apresentado.

Se você tem alguma pergunta ou comentários sobre esta pesquisa, por favor, sinta-se a vontade para escrever ou telefonar : _____.

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

Nas seções A, B e C as perguntas serão feitas da seguinte forma e você deverá respondê-las colocando um "X" em um dos quadrados.

NOTA:

1. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema esquerda, ou seja:

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Então você está indicando que você não tem dor.

2. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema direita, ex.:

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Então você está indicando que sua dor é muito intensa.

3. Por favor observe:

- a. Que quanto mais à direita você colocar o "X", maior a dor que você está sentindo.
- b. Que quanto mais à esquerda você colocar o "X", menor a dor que você está sentindo.
- c. Favor não coloque o "X" fora dos quadrados.

Você será solicitado a indicar neste tipo de escala a intensidade de dor, rigidez ou incapacidade que você está sentindo. Por favor lembre que quanto mais à direita você colocar o "X", você está indicando que está sentindo maior dor, rigidez ou incapacidade.

SEÇÃO A

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a intensidade da dor que você está atualmente sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?

1-Caminhando em um lugar plano.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Subindo ou descendo escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3- A noite deitado na cama.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4-Sentando-se ou deitando-se.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5. Ficando em pé.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO B

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a intensidade de rigidez nas junta (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

1. Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2. Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO C

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a sua atividade física. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo(a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido à artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

Pergunta: Qual o grau de dificuldade que você tem ao:

1 - Descer escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Subir escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3- Levantar-se estando sentada.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4- Ficar em pé.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5- Abaixar-se para pegar algo.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

6- Andar no plano.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

7- Entrar e sair do carro.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

8- Ir fazer compras.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

9- Colocar meias.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

10- Levantar-se da cama.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

11- Tirar as meias.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

12- Ficar deitado na cama.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

13- Entrar e sair do banho.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

14 - Se sentar.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

15- Sentar e levantar do vaso sanitário.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

16- Fazer tarefas domésticas pesadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

17- Fazer tarefas domésticas leves.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO

MINI CURRICULUM VITAE

Nome: JENNIFER GRANJA PEIXOTO
Nascimento: 13/03/1972 – Porto Velho/RO - Brasil
CPF 037.081.146-12
Link para Lattes: <http://lattes.cnpq.br/8044435684923657>
Endereço: Rua Oscavo Gonzaga Prata número 380, apartamento 205. Bairro Teixeiras, Juiz de Fora – MG. CEP: 36033-220

Formação Acadêmica: 2009 - atual

Doutorado em andamento em Ciências da Reabilitação
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.
Título: EFEITO DO KINESIO TAPING SOBRE A DOR, FUNÇÃO FÍSICA, MOBILIDADE, MARCHA E DESEMPENHO MUSCULAR DE MULHERES COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS: Um ensaio clínico aleatorizado
Orientador: Luci Fuscaldi Teixeira Salmela.
Bolsista do(a): Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais.

2002 - 2004

Mestrado em Ciências da Reabilitação.
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.
Título: Impacto dos parâmetros de desempenho muscular e acuidade proprioceptiva no nível funcional de idosos com osteoartrite de joelhos, Ano de Obtenção: 2004.
Orientador: João Marcos Domingues Dias.

2000 – 2000

Especialização em Docência do Ensino Superior.
Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, Brasil.
Título: A formação dos docentes do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Juiz de Fora e a qualidade do ensino por eles desenvolvido.
Orientador: Maria Christina Zentgraf.

1993 – 1998

Graduação em Fisioterapia. Universidade Federal de Juiz de Fora, UFJF, Brasil.

Experiência Profissional 2000 – Atual**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA**

Professor efetivo, adjunto (progressão horizontal), Carga horária: 40,
Regime: Dedicção exclusiva.
Responsável pela disciplina de Fisioterapia Reumatológica; Estágio Supervisionado em Fisioterapia Traumato-ortopédica e reumatológica e Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) I e II.

Orientação de monografia de conclusão de curso de especialização.

1. CAMILLA CORRÊA ASSAD. O efeito do nível de atividade física e do alinhamento articular sobre a sintomatologia dolorosa de pacientes com bursite trocantérica. 2013. Especialização em Fisioterapia Traumato-ortopédica - Universidade Federal de Juiz de Fora.
2. WYNGRID PORFIRIO BOREL. Diferentes referências anatômicas geram medidas distintas de inclinação pélvica obtidas pela fotogrametria computadorizada. 2011. Especialização em Fisioterapia Traumato-ortopédica - Universidade Federal de Juiz de Fora.
3. CAROLINA GABRIELA SILVA DE PAULA e ESTEFÂNIA GOMES LUNA. O efeito da bandagem rígida de McConnell no tratamento da síndrome de dor patelo femoral. 2011. Especialização em Fisioterapia Traumato-ortopédica - Universidade Federal de Juiz de Fora.
4. CAMILA LEITE BERNARDES e JAQUELINE MIRANDA BARBOSA. Relação entre o ângulo-q e medidas de dor, desempenho muscular e funcional em idosas com osteoartrite de joelho. 2011. Especialização em Fisioterapia Traumato-ortopédica - Universidade Federal de Juiz de Fora.
5. DANIELLE ZACARON SANTOS. Protocolo de acupuntura versus acupuntura individual no decréscimo do impacto da fibromialgia na qualidade de vida. 2009. Especialização em Acupuntura - Instituto Superior de Ciências da Saúde.

Produção bibliográfica**Artigos completos publicados em periódicos**

1. PEIXOTO, J. G.; DIAS, J.M.D.; DIAS, R. C.; OLIVEIRA, C. L. B.; BARBOSA, J.M.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Greater Q-Angle Measures Are Not Associated With Pain and Muscular or Functional Performance in Elderly Women With Knee Osteoarthritis. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, v. 29, p. 135-141, 2013.
2. PEIXOTO, J.G.; DIAS, J.M.D.; DIAS, R.C.; F., S.T.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v. 53, p. e253-e257, 2011.

Trabalhos publicados em anais de eventos (resumo)

1. ORTIS, M. D. C.; CHAGAS, P.S.C.; Alves, J.W.F.; PEIXOTO, J. G.; DEFILIPO, E.C. Relação entre o comprimento muscular dos isquiossurais, função motora grossa e marcha em crianças com paralisia cerebral. In: VI Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2012, São Paulo. Brazilian Journal of Motor Behavior, 2012. v. 7. p. 106-106.
2. SILVA, M.R.; ROCHA, G.M.; COSTA, M.V.P.; AVELINO, P.R.; PEIXOTO, J.G. TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Efeito do Kinesio Taping n dor, mobilidade e capacidade funcional de mulheres com osteoartrite de joelhos. XXI Semana de Iniciação Científica da Universidade Federal de Minas Gerais. 2012.
3. ROCHA, G.M.; SILVA, M.R.; COSTA, M.V.P; AVELINO, P.R.; PEIXOTO, J.G.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. A aplicação de Kinesio Taping resultou em redução da dor, mas não em alteração do desempenho muscular em mulheres com osteoartrite de joelhos. XXI Semana de Iniciação Científica da Universidade Federal de Minas Gerais. 2012.
4. DIAS, J. M. D.; PEIXOTO, J. G.; DIAS, R.C.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; FONSECA, S.T. Relação entre o desempenho muscular, acuidade proprioceptiva e idade em idosos com osteoartrite de joelhos. In: XVII Congresso Brasileiro de Geriatria e Gerontologia (CBGG), 2010. Brazilian Geriatrics & Gerontology. São Paulo: Segmento Farma, 2010. v. 4. p. 561-561.