

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES NEUROMECÂNICAS E  
MORFOLÓGICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS  
SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO  
JOELHO**

**KLAUBER DALCERO POMPEO**

**PORTO ALEGRE – RS**

**2015**

**INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES NEUROMECÂNICAS E  
MORFOLÓGICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS  
SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO  
JOELHO**

**KLAUBER DALCERO POMPEO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador:** Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

**PORTO ALEGRE**

**2015**

**KLAUBER DALCERO POMPEO**

**INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES NEUROMECÂNICAS E  
MORFOLÓGICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS  
SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO  
JOELHO**

**Comissão de Avaliação:**

**Prof. Dr. Bruno Manfredini Baroni – UFCSPA**

**Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão - UFSCAR**

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Graciele Sbruzzi – UFRGS**

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais que me ensinaram que a vida não seria fácil, mas ao mesmo tempo, que nada é impossível!

A todos meus amigos que compreenderam a minha ausência nesse período.

A minha noiva, Daine Jansen, pela paciência, companhia e compreensão durante toda essa etapa.

A todos os colegas do GPBIC (Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia), pelo auxílio, ensinamentos, companhia diária e cafés na sala 212 do Lapex.

Aos colegas, Jeam Geremia, Fábio Lanferdini e Marcos Franken (Boi), meu muito obrigado pela companhia, conversas, sugestões e ensinamentos nas manhãs da sala 212.

A Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Mônica de Oliveira Melo, pela acolhida<sup>2</sup>, cobranças<sup>2</sup>, oportunidades<sup>2</sup> e ensinamentos<sup>2</sup> nos primeiros passos e durante toda a minha jornada na UFRGS.

Ao Prof. Marcelo La Torre pelo auxílio na análise dos dados e rotinas matemáticas.

A equipe de professores e treinadores de natação e atletas (Master e Federados) do Clube Caixeiros Viajantes, pela parceria e apoio nesses últimos nove anos.

Aos funcionários do LAPEX/UFRGS, pelo auxílio, paciência e disponibilidade de todos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, pela oportunidade de ingressar no programa de pós-graduação, exigência (100%), cobranças (100%), conselhos (100%), ensinamentos (100%) e dedicação (100%) nessa etapa da minha vida profissional e acadêmica.

A Prof.<sup>a</sup> MSc. Viviane Frasson, pelo auxílio e sugestões na elaboração e execução do projeto.

A Prof.<sup>a</sup> Dra. Cintia de La Rocha Freitas, meu eterno agradecimento pela orientação nos meus primeiros passos na vida acadêmica e profissional, por me mostrar um caminho a seguir e forma correta de encarar as dificuldades dessa escolha.

A banca examinadora, Prof. Bruno Baroni, Prof.<sup>a</sup> Gracieli Sbruzzi e Prof. Fábio Serrão, pela disponibilidade, críticas e sugestões construtivas, que sem dúvida vão contribuir para o crescimento desse trabalho.

Aos professores e funcionários do PPGCMH/UFRGS, meus agradecimentos pela dedicação de todos.

Em especial a minha equipe de coleta de dados, a bolsista “padrão ouro” Kelli Klein, pela companhia, dedicação e empenho despendido durante todo o projeto e a minha colega de mestrado, Anete Morales, pela parceria e auxílio na elaboração do projeto, assim como, durante todas as avaliações e conclusão do estudo. Para vocês vai meu agradecimento em dobro!

Resumindo, MUITO OBRIGADO!

**“1% de Inspiração e 99% de Transpiração”**

**Thomas Edison**

# **INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES NEUROMECÂNICAS E MORFOLÓGICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO JOELHO**

**KLAUBER DALCERO POMPEO**

## **RESUMO**

A Síndrome da Dor Anterior no Joelho (SDAJ) caracteriza-se por uma dor difusa retropatelar e peripatelar na articulação do joelho, exacerbada por atividades de sobrecarga sobre a articulação femoropatelar. Muitos estudos têm sido realizados no sentido de compreender os mecanismos causadores da SDAJ e suas consequências. Entre os aspectos pesquisados encontram-se a ativação muscular, relação de ativação e de capacidade de geração de força entre os músculos vasto medial e vasto lateral, a força quadriciptal e dos músculos do quadril, e as alterações mecânicas do membro inferior. Segundo a literatura, um dos principais fatores de risco para o desenvolvimento dessa patologia é a fraqueza dos extensores do joelho. A fraqueza dos extensores do joelho pode estar associada à inibição muscular (IM) que o músculo quadríceps femoral sofre em função dos estímulos dolorosos. Esta alteração na geração de força e na capacidade de ativação muscular parecem alterar a morfologia do quadríceps e influenciar as alterações mecânicas ao nível da articulação femoropatelar. Para o melhor do nosso conhecimento, não foi encontrado na literatura nenhum estudo sistemático que investigasse simultaneamente os diversos aspectos da SDAJ, tentando assim estabelecer uma relação entre os aspectos morfológicos, mecânicos e elétricos dos extensores do joelho com a SDAJ. O presente estudo tem por objetivo comparar as propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho entre sujeitos acometidos pela SDAJ e um grupo controle saudável (GC). Nossa hipótese era de que os pacientes com SDAJ apresentarão uma redução nas propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho em decorrência da inibição muscular (IM) crônica produzida pela síndrome. Além disso, o estudo também tem por objetivo avaliar se existe diferença na metodologia de aplicação da técnica de interpolação de abalo para avaliação da IM do quadríceps a partir da comparação do uso de estímulos elétricos supramáximos sobre o nervo femoral (padrão ouro) com a estimulação sobre o ponto motor (nova metodologia) em sujeitos saudáveis e indivíduos com SDAJ. Nossa hipótese era de que a estimulação sobre o ponto motor será menos desconfortável que sobre o nervo femoral e os resultados de IM serão menos variáveis (com uma menor dispersão) em função desse menor desconforto. No Capítulo I, foi realizado um levantamento da literatura sobre as variáveis que foram avaliadas no decorrer do estudo, buscando informar ao leitor o que já foi feito na área, as lacunas e contradições acerca da SDAJ. No Capítulo II, foi realizado um estudo transversal sobre a avaliação da IM do quadríceps femoral, a partir da Técnica de Interpolação de Abalo (ITT), com a aplicação do abalo sobre o nervo femoral (NF) e sobre o ponto motor (PM). Vinte e nove sujeitos do sexo feminino, com idade entre 20 e 40 anos, sintomáticas (SDAJ, n=16) e assintomáticas (GC, n=13) para SDAJ, foram submetidas a avaliação da IM sobre o PM e NF no ângulo de 60° de flexão do joelho (0°=extensão máxima). Os resultados demonstraram que, para o grupo SDAJ, o PM apresenta resultados inferiores de IM comparado ao NF; já para o GC, os resultados foram semelhantes entre os dois pontos de estimulação. No Capítulo III

foram realizadas avaliações da capacidade funcional, da IM e das propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho. Trinta e duas mulheres, com idade entre 20 e 40 anos, sintomáticas (SDAJ, n=16) e assintomáticas (GC, n=16) para SDAJ, foram avaliadas. Os resultados apontam para uma maior IM e reduções na capacidade funcional, no torque isométrico, na espessura da cartilagem femoropatelar e na arquitetura muscular do grupo SDAJ em relação ao GC. A revisão de literatura realizada no Capítulo I demonstrou que a literatura apresenta divergências sobre as alterações neuromecânicas decorrentes da SDAJ em mulheres. Os resultados do Capítulo II indicam que a avaliação da IM por meio da ITT é melhor tolerada por mulheres jovens sintomáticas para SDAJ quando avaliada no NF em comparação ao PM. Já no Capítulo III foram observados maiores valores de IM e reduções na capacidade funcional, torque isométrico, espessura da cartilagem femoropatelar e arquitetura muscular nos sujeitos com SDAJ em comparação ao GC saudável.

**PALAVRAS CHAVE:** Síndrome da dor anterior no joelho, inibição muscular, extensores do joelho, mulheres, avaliação neuromuscular, capacidade funcional, dor.

# **KNEE EXTENSORS MUSCLE INHIBITION AND NEUROMECHANICAL AND MORPHOLOGICAL PROPERTIES IN YOUNG WOMEN SYMPTOMATIC AND ASSYMPTOMATIC FOR ANTERIOR KNEE PAIN SYNDROME**

**KLAUBER DALCERO POMPEO**

## **ABSTRACT**

The Anterior Knee Pain (AKP) syndrome is characterized by retropatellar and peripatellar diffuse pain in the knee joint, exacerbated by overloading activities on the patellofemoral joint. Many studies have been carried out to understand the causal mechanisms of AKP and its consequences. Among the researched aspects are muscle activation, relationship of activation and capacity of strength generation between the vastus medialis and the vastus lateralis muscles, the strength of quadriceps and hip muscles, and mechanical changes of the lower limb. According to the literature, one of the main risk factors for the development of this pathology is the knee extensors weakness. This knee extensors weakness might be associated with the muscle inhibition (MI) that the femoral quadriceps muscle suffers as a result of painful stimuli. These changes in strength generation and muscle activation capacity appear to change the quadriceps morphology and influence mechanical changes at the patellofemoral joint level. To the best of our knowledge, there is no systematic study in the literature that simultaneously investigated the various aspects of AKP, trying to establish a relationship between the morphological, mechanical and electrical aspects of the knee extensors in subjects with AKP. This study aimed to compare the knee extensors mechanical, morphological and myoelectric properties between subjects affected by AKP and a control group (CG). Our hypothesis was that patients with AKP should present a reduction in the knee extensors mechanical, morphological and myoelectric properties due to chronic muscle inhibition (MI) produced by the syndrome. In addition, the study also aimed to evaluate whether there are differences in methodology for application of the interpolated twitch technique for evaluation of the quadriceps MI by comparing the use of supramaximal electrical stimulation on the femoral nerve (gold standard) with stimulation on the motor point (new methodology) in healthy subjects and subjects affected by AKP. Our hypothesis was that the stimulation on the motor point should be less uncomfortable than on the femoral nerve and MI results should be less variable (with lower dispersion) due to such lower discomfort. In Chapter I, a literature review on the variables that were evaluated throughout the study was carried out, seeking to inform the reader on what has already been done in the area, on gaps and contradictions regarding AKP. Chapter II presents a transversal study on the assessment of the quadriceps MI with the use of the Interpolated Twitch Technique (ITT), with application of twitch on the femoral nerve (FN) and on the motor point (MP). Twenty-nine women, aged between 20 and 40 years, symptomatic (AKP, n=16) and asymptomatic (CG, n=13) for AKP, were subjected to evaluation of MI on the MP and FN at an angle of 60° of knee flexion (0°=fully extended). Results showed that, for the AKP group, MP has inferior results of MI when compared to FN; results are similar between the two stimulation points for the CG. In Chapter III, evaluations of functional capacity, MI and knee extensors mechanical, morphological and myoelectric properties were carried out. Thirty-two women, aged between 20 and 40 years, symptomatic (AKP, n =16) and asymptomatic (CG, n =16) for AKP were evaluated. Results indicated greater MI and reductions in functional capacity, in isometric torque, in patellofemoral cartilage thickness and in muscle architecture in the AKP

group compared to CG. Results from literature review conducted in Chapter I showed disagreement about neuromechanics changes resulting from SDAJ in women. Chapter II results indicated that the evaluation of IM through ITT is better tolerated by young women symptomatic for SDAJ when evaluated in the NF compared to the PM. Chapter III showed higher MI values and reductions in functional capacity, isometric torque, patellofemoral cartilage thickness and muscle architecture in subjects with SDAJ compared to a healthy GC.

**KEYWORDS:** anterior knee pain (AKP), muscle inhibition, knee extensors, women, neuromuscular evaluation, functional capacity, pain

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1.** Eletroestimulador EGF 4030 Carci (à esquerda), utilizado para a localização do PM e caneta de identificação de ponto motor (à direita).....39
- FIGURA 2.** Imagem ilustrativa da região inguinal de um sujeito representativo da amostra (à esquerda), obtida através da ultrassonografia para identificação do NF e posicionamento da sonda de US (à direita). VF: Veia femoral; AF: Artéria femoral; NF: Nervo femoral.....40
- FIGURA 3.** Ecógrafo Aloka SSD 4000 e sonda de arranjo linear utilizados para avaliação da ECA sobre o ponto motor e sobre o nervo femoral e da arquitetura muscular.....40
- FIGURA 4.** Dinamômetro Isocinético Biodex 3 System Pro utilizado para a avaliação do torque extensor do joelho durante o protocolo de IM.....41
- FIGURA 5.** Estimulador elétrico Grass S88 (à esquerda), unidade de isolamento SIU8T (centro) e eletrodos condutivos de silicone (à direita), para uso com seres humanos..42
- FIGURA 6.** Equipamento de amplificação acoplado ao dinamômetro isocinético para avaliar a magnitude do torque com a estimulação elétrica com aumento de até 30 vezes..... 42
- FIGURA 7.** Escala Visual Analógica de Dor (EVA) de 10 cm..... 43
- FIGURA 8.** Posicionamento dos eletrodos de estimulação para avaliação da IM sobre o PM (à esquerda) e sobre o NF (à direita). As flechas azuis indicam o eletrodo proximal (PM ou NF) e as flechas vermelhas indicam o eletrodo sobre a porção distal do quadríceps.....44
- FIGURA 9.** Esquema da metodologia usada na determinação da inibição muscular (linha superior) e sinais de torque amplificados (linha inferior). Adaptado de Suter e Herzog (2001)..... 45
- FIGURA 10.** Espessura da cama adiposa (ECA) sobre o PM, obtida através da US, de um sujeito representativo da amostra e posicionamento da sonda de US utilizada para avaliação ECA. RF- reto femoral, VL - vasto lateral e VI - vasto intermédio.....46
- FIGURA 11.** Espessura da camada adiposa (ECA) sobre o NF, obtida através da US, de um sujeito representativo da amostra. VF: Veia femoral; AF: Artéria femoral; NF: Nervo femoral.....47
- FIGURA 12.** Plotagem da diferença individual do torque em repouso obtido por meio do PM *versus* NF em função do valor médio de ambas as estimativas.....51
- FIGURA 13.** Plotagem da diferença individual da inibição muscular (IM) obtidas por meio do PM *versus* NF em função do valor médio de ambas as estimativas.....52

**FIGURA 14.** Valores de IM dos extensores do joelho mensurados no NF e PM no GC e SDAJ. Valores de MÉDIA±EP. #indica diferença significativa entre os grupos ( $p<0,05$ ). \* indica diferença significativa entre os locais de estimulação ( $p<0,05$ ).....53

**FIGURA 15.** Posição inicial (à esquerda) e final (à direita) do Teste de Agachamento Unipodal (CROSSLEY et al., 2011).....65

**FIGURA 16.** Imagem de um sujeito da amostra representativa da cartilagem femoropatelar (á esquerda), obtida através da US e utilizada para determinação da espessura da cartilagem femoropatelar (ECFP). Posicionamento da sonda de US para obtenção da imagem da ECFP. Os traços amarelos indicam os locais de mensuração.....68

**FIGURA 17.** Imagens de arquitetura muscular em repouso de um sujeito representativo da amostra, obtidas através da US para análise de: A – área de secção transversa anatômica do RF; B – espessura muscular do RF; C – espessura muscular do VL e D – espessura muscular do VM.....70

**FIGURA 18.** Imagem ilustrativa das medidas de arquitetura muscular realizadas no VL de um sujeito representativo da amostra, obtida através da US para análise de: EM – espessura muscular; AP – ângulo de penação e CF – comprimento de fascículo.....70

**FIGURA 19.** Dados de arquitetura muscular dos músculos RF, VM e VL. # indica diferença significativa na comparação entre os grupos ( $p<0,05$ ). Valores de média±EP.....79

**FIGURA 20.** Somatório das espessuras dos músculos RF, VM e VL, que representam a massa muscular do quadríceps. # indica diferença significativa. Valores de média±EP.....78

**FIGURA 21.** Dados de torque normalizados em Nm/Kg, dos extensores do joelho. # indica diferença significativa entre os grupos. Valores de média±EP.....80

**FIGURA 22.** Valores da EVA durante os testes de CVMI (15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho) e CVMD (60°/s), dos extensores do joelho. Valores de Média±EP. # indica diferença significativa entre os grupos ( $p<0,05$ ).....81

**FIGURA 23.** Dados de EMG dos músculos RF, VM e VL durante as CVMI de extensão do joelho. \* Indica os valores de normalização; # indica diferença significativa ( $p<0,05$ ). Valores de Média±EP.....82

**FIGURA 24.** Inibição muscular dos extensores do joelho nos grupo SDAJ e GC, nos diferentes ângulos de flexão do joelho. Valores de Média±EP. # indica diferença significativa entre os grupos ( $p<0,05$ ).....83

**FIGURA 25.** Inibição Muscular dos extensores do joelho no grupo SDAJ nos diferentes ângulos avaliados. Valores de Média±EP. # indica diferença significativa entre os ângulos analisados.....83

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1.</b> Características da amostra e dados clínicos dos grupos SDAJ e GC.....	49
<b>TABELA 2.</b> Comparação dos parâmetros de avaliação da metodologia da IM, nos grupos SDAJ e GC, com a aplicação do abalo supramáximo sobre o NF e PM em repouso.....	49
<b>TABELA 3.</b> Comparação dos parâmetros de avaliação da metodologia da IM sobre o Ponto Motor e Nervo femoral, com a aplicação do abalo supramáximo em repouso...50	
<b>TABELA 4.</b> Espessura da Camada Adiposa sobre o PM e NF nos grupos SDAJ e GC.....	50
<b>TABELA 5.</b> Espessura da Camada Adiposa sobre o PM e NF.....	50
<b>TABELA 6.</b> Critérios para Análise do Agachamento Unipodal propostos por Crossley et al. (2011).....	66
<b>TABELA 7.</b> Características antropométricas e clínicas dos grupos SDAJ e GC.....	74
<b>TABELA 8.</b> Amplitude de Movimento da articulação do joelho.....	75
<b>TABELA 9.</b> Percentual de sujeitos que não atingiram satisfatoriamente os critérios e itens propostos por Crossley et al. (2011) durante o Teste de Agachamento Unipodal.....	76
<b>TABELA 10.</b> Classificação percentual do desempenho no Teste de Agachamento Unipodal, proposto por Crossley et al. (2011).....	77
<b>TABELA 11.</b> Ângulo de valgo dinâmico do joelho durante o Teste de Agachamento Unipodal.....	77
<b>TABELA 12.</b> Espessura da cartilagem femoropatelar mensurada através da ultrassonografia.....	77
<b>TABELA 13.</b> Dados obtidos durante a CVMD a 60°/s de extensão do joelho dos grupos SDAJ e GC.....	80

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM - Amplitude de Movimento

AF - Artéria Femoral

ASTA - Área de Secção Transversa Anatômica

AVDs - Atividades de Vida Diárias

cm - Centímetros

CVM - Contração Voluntária Máxima

CVMD - Contração Voluntária Máxima Dinâmica

CVMI - Contração Voluntária Máxima Isométrica

ECA - Espessura da Camada Adiposa

ECFP - Espessura da Cartilagem Femoropatelar

EEN - Eletroestimulação Neuromuscular

EIAS – Espinha Ilíaca Ântero-Superior

EMG - Eletromiografia, Eletromiográfico

EP - Erro Padrão

ESEFID - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança

ΣEM - Somatório das Espessuras Musculares

EVA - Escala Visual Analógica

GC - Grupo Controle

ICC - Coeficiente de Correlação Intraclasse

IM - Inibição Muscular

IMC - Índice de Massa Corporal

ITT - Técnica de Interpolação de Abalo

Kg - Quilograma

LAPEX - Laboratório de Pesquisa do Exercício

m - Metro

NF - Nervo Femoral

Nm - Newton.metro

OA - Osteoartrite

PM - Ponto Motor

RM - Ressonância Magnética

RMS - *Root Mean Square*

s - Segundo

SDAJ - Síndrome da Dor Anterior no Joelho

SNC - Sistema Nervoso Central

TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UMs - Unidades Motoras

US - Ultrassonografia

VF - Veia Femoral

VLO - Vasto Lateral (porção oblíqua)

VMO - Vasto Medial (porção oblíqua)

## SUMÁRIO

RESUMO .....	7
ABSTRACT .....	9
LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	14
APRESENTAÇÃO.....	19
CAPÍTULO I.....	20
REVISÃO DE LITERATURA .....	20
1.1 Síndrome da Dor Anterior no Joelho .....	20
1.2 Eletromiografia (EMG) dos Extensores do Joelho.....	23
1.3 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho .....	25
1.4 Torque dos Extensores do Joelho.....	30
1.5 Arquitetura Muscular dos Extensores do Joelho .....	32
CAPÍTULO II.....	35
COMPARAÇÃO DA TÉCNICA DE INTERPOLAÇÃO DE ABALO SOBRE O NERVO FEMORAL VERSUS SOBRE O PONTO MOTOR PARA AVALIAÇÃO DA INIBIÇÃO MUSCULAR DOS EXTENSORES DO JOELHO EM SUJEITOS SINTOMÁTICOS E ASSINTOMÁTICOS PARA A SÍNDROME DA DOR ANTERIOR NO JOELHO.....	35
2.1 INTRODUÇÃO .....	35
2.2 MÉTODOS.....	37
2.2.1 Amostra .....	37
2.2.2 Desenho Experimental.....	38
2.2.3 Identificação dos pontos de EEN .....	39
2.2.4 Medidas da Espessura da Camada Adiposa .....	40
2.2.5 Medida do Torque Extensor do Joelho .....	41
2.2.6 Técnica de Interpolação de Abalo .....	42
2.2.7 Protocolo de Avaliação .....	43
2.2.8 Análise dos dados .....	46
2.2.8.1 Espessura da Camada Adiposa .....	46
2.2.8.2 Torque Extensor do Joelho.....	47
2.2.8.3 Inibição Muscular.....	47
2.2.9 Análise Estatística .....	47
2.3 RESULTADOS .....	48

2.3.1 Características da Amostra.....	48
2.4 DISCUSSÃO.....	53
2.5 CONCLUSÃO.....	56
CAPÍTULO III –.....	57
TESTES FUNCIONAIS, INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES MORFOLÓGICAS, MECÂNICAS E MIOELÉTRICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO JOELHO .....	57
3.1 INTRODUÇÃO .....	57
3.2 MÉTODOS.....	60
3.2.1 Amostra.....	60
3.2.2 Desenho Experimental.....	61
3.2.3 Protocolo de Avaliação .....	62
3.2.3.1 Sequência do Protocolo de Avaliação .....	62
3.2.4 Avaliação Antropométrica .....	63
3.2.5 Avaliação da Amplitude de Movimento (ADM) .....	63
3.2.6 Exames Clínicos .....	64
3.2.6.1 Teste de Agachamento Unipodal .....	64
3.2.6.2 Teste de Apreensão Patelar.....	66
3.2.6.3 Teste de Compressão Patelar ou Sinal de Clarke.....	67
3.2.7 Avaliação da Espessura da Cartilagem Femoropatelar .....	67
3.2.8 Avaliação da Arquitetura Muscular .....	68
3.2.9 Avaliação das Propriedades Mecânicas do Quadríceps.....	71
3.2.10 Avaliação das Propriedades Mioelétricas.....	72
3.2.11 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho.....	73
3.2.12 Análise Estatística .....	73
3.3 RESULTADOS .....	74
3.3.1 Característica da amostra .....	74
3.3.2 Amplitude de Movimento.....	75
3.3.3 Teste de Agachamento Unipodal.....	75
3.3.4 Espessura da Cartilagem Femoropatelar .....	77
3.3.5 Arquitetura Muscular .....	77
3.3.6 Torque dos Extensores do joelho .....	79
3.3.7 Eletromiografia dos Extensores do Joelho .....	81
3.3.8 Inibição Muscular dos Extensores do joelho.....	82
3.4 DISCUSSÃO.....	84
3.4.1 Amplitude de Movimento da Articulação do Joelho .....	84

3.4.2 Teste de Agachamento Unipodal.....	85
3.4.3 Capacidade Funcional .....	87
3.4.4 Espessura da Cartilagem Femoropatelar .....	89
3.4.5 Arquitetura Muscular .....	90
3.4.6 Torque dos Extensores do Joelho .....	92
3.4.7 Eletromiografia dos Extensores do Joelho .....	94
3.4.8 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho.....	96
3.5 CONCLUSÃO .....	98
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS DA DISSERTAÇÃO .....	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	100
ANEXOS .....	110

## APRESENTAÇÃO

A presente dissertação teve por objetivo (1) revisar os conceitos e mecanismos neuromusculares associados com a Síndrome da Dor Anterior no Joelho (SDAJ), (2) testar duas metodologias distintas para avaliar um dos fenômenos associados com a presença da SDAJ, a inibição muscular (IM), e (3) avaliar a relação entre a presença da SDAJ e as propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho em mulheres adultas jovens. Desta forma, o conteúdo da presente dissertação foi dividido em três capítulos.

O Capítulo I apresenta uma revisão de literatura a respeito da SDAJ, sendo contemplados nesse capítulo os conceitos relativos a essa síndrome e os principais mecanismos neuromusculares relacionados ao surgimento. A seção foi dividida em tópicos referentes à revisão literatura de cada uma das variáveis que foram analisadas na parte experimental do estudo, Capítulos II e III.

O Capítulo II descreve o experimento conduzido com o objetivo de avaliar uma mudança na metodologia de avaliação da IM, através da Técnica de Interpolação de Abalo (*Interpolated Twitch Technique* - ITT), proposta inicialmente por Merton (1954) e descrita posteriormente por Suter e Herzog (2001), com a alteração do sítio anatômico de aplicação do abalo supramáximo, utilizando-se o ponto motor (PM) ao invés do nervo femoral (NF).

O Capítulo III relata o experimento conduzido a fim de averiguar se existe relação entre a presença da SDAJ e mudanças nas propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho (reto femoral, vasto lateral e vasto medial). Para atingir esse objetivo, comparamos essas variáveis de sujeitos acometidos pela SDAJ com as de um grupo controle (GC) saudável.

Ao final, apresentamos uma análise crítica sobre os diferentes capítulos da dissertação, de forma a inter-relacionar os diferentes capítulos e conduzir o leitor à conclusão do trabalho.

# CAPÍTULO I

## REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo de revisão de literatura tem por objetivo principal descrever as principais características da Síndrome da Dor Anterior no Joelho (SDAJ) e os fatores de risco relacionados com o seu surgimento e progressão, assim como apresentar uma descrição e análise crítica da literatura das principais variáveis que serão analisadas nessa dissertação (inibição muscular - IM, eletromiografia - EMG, torque e arquitetura muscular). A revisão foi dividida em tópicos, permitindo ao leitor identificar (1) quais variáveis serão analisadas na presente dissertação, (2) a possível associação entre as variáveis e (3) sua relação com a patologia femoropatelar.

### 1.1 Síndrome da Dor Anterior no Joelho

A Síndrome da Dor Anterior no Joelho (SDAJ) é uma patologia de natureza multifatorial que se caracteriza por uma dor difusa retropatelar e peripatelar na articulação do joelho, exacerbada por atividades de sobrecarga sobre a articulação femoropatelar em flexão (FULKERSON, 2002). Essa presença de dor no joelho é a manifestação mais comum na medicina esportiva entre adolescentes e adultos jovens (WILLSON et al., 2008). As mulheres apresentam a maior tendência de desenvolvimento da patologia (WILLSON et al., 2008a), sendo a incidência 2,2 vezes maior que nos homens (BOLING et al., 2010).

Os sintomas resultantes da SDAJ acarretam redução na capacidade funcional do membro inferior (FULKERSON, 2002). Atividades de vida diária (AVDs) como subir e descer escadas, agachamento, caminhada, corrida ou sentar por longos períodos costumam ser de difícil execução para os sujeitos acometidos pela patologia (CLIFFORD et al., 2013). Recentemente, a SDAJ tem sido apontada na literatura como um dos fatores precursores do surgimento da osteoartrite (OA) na articulação femoropatelar (UTTING et al., 2005).

Na maioria das vezes, é de gênese idiopática (ou seja, seu surgimento é espontâneo ou de causa obscura ou desconhecida). Contudo, pode ser resultante de traumatismo, cirurgias prévias, reconstrução do ligamento cruzado anterior, ou resultante de imobilização prolongada para o tratamento de fratura ou afecções

sinoviais que afetam a superfície da cartilagem articular (WEINSTEIN e BUCKWALTER, 2000).

Além dos mecanismos sugeridos pelos autores no parágrafo anterior, vários fatores têm sido relacionados à SDAJ (DOMINGUES, 2008), entre eles: alterações na ativação eletromiográfica dos componentes do quadríceps, principalmente desequilíbrios funcionais entre os músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) (CHESTER, 2008; PATIL et al., 2011; DENNING, 2014); redução na amplitude da Onda-M (obtida através da aplicação de um estímulo elétrico sobre o músculo e que indica o número de unidades motoras despolarizadas durante uma contração muscular) (PALMIERI et al., 2003) e no Reflexo-H (obtido através da aplicação de um estímulo elétrico e indica a participação do “padrão central” de ativação muscular e grau de excitabilidade dos motoneurônios) (LEROUX, BÉLANGER e BOUCHER, 1995; DESEILLIGNY e HASVET, 2000; HOPKINS et al., 2001; MAKHOUS et al., 2004); fraqueza muscular (SLEMENDA et al., 1998; LEWEK et al., 2004; PALMIERI-SMITH et al., 2010; THOMAS et al., 2010); modificações na arquitetura do músculo quadríceps femoral (BERRY et al., 2008; LIN et al., 2008; JAN et al., 2009) e desalinhamento dinâmico do membro inferior (NAKAGAWA et al., 2012).

As alterações mecânicas do membro inferior têm sido relacionadas à SDAJ. Segundo Pappas e Wong-Tom (2012), a fraqueza dos extensores do joelho, o encurtamento de quadríceps e gastrocnêmio e o valgo excessivo na aterrissagem de um salto são fatores relacionados ao desenvolvimento da SDAJ. Uma redução na ativação ou enfraquecimento do glúteo médio também tem sido apontada como responsável pelo aumento no ângulo de valgo dinâmico do joelho, sobrecarregando a faceta lateral da patela e as demais estruturas articulares (NAKAGAWA et al., 2012).

Redução na capacidade funcional das estruturas neuromusculares que atuam sobre a articulação femoropatelar pode acarretar modificações no percurso da patela dentro do sulco troclear durante os movimentos de flexão e extensão do joelho, ou seja, alteração na mecânica articular da patela (ELIAS et al., 2004; LIPPERT, 2008). Por exemplo, o desequilíbrio entre as forças dos músculos VM e VL, com maior força do VL em relação ao VM, pode acarretar na lateralização e na inclinação lateral da patela durante a contração do quadríceps, modificando as áreas de contato entre as superfícies articulares dos ossos da articulação (EMAMI, 2007). Considerando que evidências científicas demonstram que o VM sofre mais com a imobilização do que as demais porções do quadríceps (LIEBER et al., 1988), o enfraquecimento do VM devido

à cirurgia da articulação do joelho em função de um avanço no processo degenerativo articular, imobilização do membro inferior ou redução de uso, decorrente da presença de dor articular no joelho, pode favorecer a lateralização e a inclinação lateral da patela ou “*tilt*” patelar (DOUCETTE e CHILD, 1996; SOUZA et al., 2010). Entretanto, essa ideia tem sido disputada por estudos em modelos animais que não encontraram a presença do desalinhamento patelar a partir da inibição do VM em coelhos (SAWATSKI et al., 2012).

Essas modificações na homeostase da mecânica articular podem acarretar um aumento na sobrecarga por unidade de área em áreas específicas da cartilagem patelar (DOUCETTE e CHILD, 1996; SALSICH e PERMAN, 2007; BESIÉRI et al., 2008). Um estresse mecânico excessivo sobre a cartilagem pode ultrapassar o seu limiar de resistência e conduzir a morte de condrócitos com um consequente desequilíbrio entre a síntese e a degradação da matriz cartilaginosa, resultando na falência da cartilagem saudável. Nessa situação, o limiar de resistência estrutural da cartilagem patelar pode ser ultrapassado nas regiões de aumento da pressão e dar início ao processo doloroso femoropatelar e possível avanço ao estágio crônico degenerativo articular (HERRINGTON, 2014).

Além dos fatores acima citados o uso excessivo da articulação do joelho durante a prática esportiva está relacionado à SDAJ, motivo pelo qual atletas jovens parecem ser mais afetados(as). A SDAJ é um dos problemas traumato-ortopédicos de diagnóstico mais comum em indivíduos jovens ativos, afetando praticamente 70% dos atletas entre 16 e 25 anos de idade (DEVEREAUX e LACHMANN, 1984; DeHAVEN e LINTNER, 1986).

Como citado anteriormente, um possível desequilíbrio entre as ações do VM e VL, estabilizadores ativos da patela, pode alterar o alinhamento dinâmico patelar e, conseqüentemente, o estresse articular durante os movimentos de flexão e extensão do joelho (CHESTER, 2008; PATIL et al., 2011; DENNING, 2014). Entretanto, a literatura tem sido bastante divergente em relação a desequilíbrios nas ativações EMG destes músculos.

## 1.2 Eletromiografia (EMG) dos Extensores do Joelho

A alteração na ativação neuromuscular dos componentes do quadríceps é considerada um dos mecanismos etiológicos da SDAJ (CHESTER, 2008; PATIL et al., 2011; DENNING, 2014). O desequilíbrio na atividade EMG dos músculos que atuam sobre a articulação femoropatelar também pode acarretar alterações no percurso da patela dentro do sulco troclear (MELLOR e HODGES, 2005; BOYER et al., 2008; GROSSI et al., 2008), ocasionando principalmente a lateralização da patela em função do desequilíbrio entre os estabilizadores articulares mediais (VM) e laterais (VL) (CERNY, 1995; CESARELLI et al., 1999; MELLOR e HODGES, 2005; DENNING et al., 2014).

Cerny (1995) comparou a intensidade da ativação dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e VL em exercícios isométricos e isocinéticos, de cadeia cinética aberta e fechada, entre sujeitos com SDAJ e um GC saudável. Em somente uma situação, exercício isométrico em 15° de flexão do joelho (0° = extensão máxima), os sujeitos com SDAJ apresentaram uma ativação do VMO significativamente maior em relação ao GC. O autor do estudo não apresenta justificativa para essa diferença na ativação do VMO entre os grupos.

Cesarelli et al (1999) avaliaram o pico de ativação EMG dos músculos RF, VM e VL durante o exercício de extensão isocinética do joelho em uma velocidade angular de 90°/s, entre um GC composto por homens saudáveis e outro de portadores de SDAJ. O GC apresentou o pico de ativação na primeira parte da extensão do joelho (posição angular não informada), com ativação similar entre os três músculos, sugerindo sinergia entre eles. Nos homens com SDAJ o pico de ativação ocorreu de forma menos específica, se estendendo até os últimos graus de extensão do joelho. Observando individualmente os resultados de cada músculo, não foram encontradas diferenças significativas nos picos de ativação do RF e VL entre os grupos. O VM foi o único que apresentou atraso no pico máximo de ativação, o qual ocorreu nos últimos graus de extensão, demonstrando uma ativação não simultânea dos componentes do quadríceps no grupo SDAJ.

Os autores do estudo anterior levantam a hipótese de uma IM seletiva nas diferentes porções do músculo quadríceps na presença da SDAJ, o que atrasaria a ativação EMG máxima do VM. Da mesma forma, apontam que o possível enfraquecimento do VM na SDAJ também poderia retardar o pico de ativação

muscular. Outra possibilidade seria uma alteração nas estratégias de controle motor do quadríceps a fim de reduzir as excessivas forças laterais de compressão sobre a patela nos últimos graus de extensão (CERNY, 1995; MELLOR e HODGES, 2005; CHESTER et al., 2008).

Powers et al. (1996) e Denning et al. (2014), ao avaliarem a influência da dor na articulação femoropatelar durante atividades funcionais, mais especificamente na corrida, encontraram uma redução de 5-10% na ativação EMG dos músculos VM e VL de pacientes com SDAJ em comparação a um GC saudável. Estes dados demonstram que a redução na ativação não é exclusiva do VM, mas também ocorre no VL nos sujeitos com SDAJ durante a prática da corrida.

Mellor e Hodges (2005) examinaram o sincronismo na ativação do VMO e VL de sujeitos com SDAJ em comparação a um GC saudável. Os resultados demonstraram um menor sincronismo nos sujeitos com SDAJ, mais especificamente um retardo no tempo de ativação do VMO, resultados semelhantes ao estudo de Cesarelli et al (1999). A modificação no controle dos vastos poderia explicar a alteração no deslizamento da patela dentro do sulco troclear existente nas patologias patelofemorais.

Grossi et al. (2008) avaliaram o tempo de resposta reflexa (mensuração do intervalo entre o “tempo zero” e o pico de atividade EMG gerada pelo toque do martelo de reflexos no tendão patelar), do VMO e do VL porção oblíqua (VLO) de mulheres com SDAJ e um grupo de mulheres assintomáticas. Os dados deste estudo não apontaram diferenças significativas entre os dois grupos. Uma possível explicação para os resultados semelhantes entre os grupos foi a metodologia aplicada para a seleção da amostra. Os sujeitos selecionados no grupo SDAJ deveriam estar assintomáticos por no mínimo 2 meses antes da avaliação, o que pode ter interferido nos resultados obtidos. Vários estudos têm apontado para uma relação entre a presença de dor e alterações no controle motor do músculo quadríceps na SDAJ (MELLOR e HODGES, 2005; RATHLEFF et al., 2013).

Patil et al. (2011), diferente do estudo de Mellor e Hodges (2005), não encontraram diferenças significativas entre os sujeitos com SDAJ e um GC saudável, em relação ao tempo de ativação do VMO e VL em contrações isométricas. Entretanto, a comparação entre os resultados fica prejudicada em função das diferentes metodologias aplicadas. No estudo de Mellor e Hodges (2005) os sujeitos foram avaliados a 30° de flexão do joelho (0° = extensão completa) sendo observado um

retardo na ativação do VMO, enquanto que no estudo de Patil et al. (2008) a avaliação ocorreu a 90° de flexão do joelho.

Rathleff et al. (2013) avaliaram o tempo de ativação do VM e VL na tarefa funcional de descer escadas. Semelhante ao estudo de Patil et al. (2011), não encontraram diferenças ao comparar os dados de sujeitos com SDAJ com os de um GC saudável. Entretanto, ao analisar separadamente a fase de apoio, foi possível identificar um aumento na ativação eletromiográfica do VM e VL nos sujeitos SDAJ, em comparação ao GC. Esse aumento na atividade neuromuscular do VM e VL na fase de apoio pode refletir uma necessidade de maior recrutamento de unidades motoras para execução da tarefa funcional de descer escadas. Esta hipótese apresenta suporte na menor capacidade de produção de força isométrica nas mulheres com SDAJ, o que provavelmente determina uma maior ativação neuromuscular nesse grupo em comparação ao GC saudável com o objetivo de tentar se contrapor a essa fraqueza muscular.

Tiggelen et al. (2009) foram os únicos a avaliar uma possível relação da ativação muscular do VM e VL com o surgimento da SDAJ em sujeitos pré e pós 6 semanas de treinamento físico militar. Os autores relatam que 80% dos sujeitos que permaneceram saudáveis ativavam o VM antes do VL. Em compensação, entre os que desenvolveram SDAJ, somente 42% exibiam o mesmo padrão de ativação. Os dados revelam uma possível relação entre o tempo de ativação do VM e o surgimento da SDAJ.

O estudo da ativação elétrica nos permite entender a relação entre a capacidade máxima de ativação voluntária dos extensores do joelho e a presença de SDAJ, mas essa ativação voluntária pode sofrer efeitos de variáveis intervenientes na capacidade de ativação voluntária máxima. Portanto, faz-se necessário avaliar também o grau de excitabilidade dos extensores do joelho independente da vontade do paciente com SDAJ, ou seja, avaliar o nível de inibição muscular do quadríceps.

### **1.3 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho**

A inibição muscular (IM) é definida como a inabilidade do sistema nervoso central de ativar completamente todas as unidades motoras de um músculo durante o esforço voluntário (SUTER e HERZOG, 1997; RICE e McNAIR, 2010; SEGAL et al., 2010). A IM tem sido apontada como fator precursor e de progressão da SDAJ,

podendo inclusive ocorrer antes da manifestação da dor (SEGAL et al., 2010; THOMAS et al., 2010; SEGAL e GLASS, 2011). A presença de fraqueza muscular associada à IM pode produzir mudanças na homeostase da biomecânica articular, constituindo-se, por sua vez, como um dos principais fatores de risco que predispõem o paciente ao desenvolvimento e à aceleração do processo degenerativo articular (MACHNER et al., 2002; BENNELL et al., 2008; CLIFFORD et al., 2013; HERRINGTON, 2014), sendo também um dos fatores limitantes na recuperação da força muscular na reabilitação (SUTER et al., 1998b).

O “padrão ouro” para estimar a IM no músculo quadríceps, por exemplo, é a aplicação de um pulso elétrico supramáximo (ou um *twitch*) sobre o nervo femoral durante uma contração voluntária isométrica máxima (Técnica de Interpolação de Abalo; SUTER e HERZOG, 1997; 2001). O abalo supramáximo tem por função recrutar simultaneamente todas as unidades motoras que porventura tenham sido inibidas pelo sistema nervoso central (SNC), o que gera um torque adicional durante uma contração voluntária máxima isométrica na presença de IM. Assume-se que uma redução na capacidade de produção de força máxima superior a 5% indicaria a presença de IM (SUTER et al., 1998a; SUTER e HERZOG, 2001; DROVER et al., 2004).

Suter et al. (1998a) avaliaram sujeitos com SDAJ e um GC saudável. Os resultados demonstram uma IM do quadríceps 20% maior no grupo com SDAJ em relação ao GC saudável. Os dados desse estudo demonstram a existência de uma relação entre a presença da patologia e a IM do quadríceps.

Em um estudo anterior, Suter e Herzog (1997) observaram que a IM do quadríceps é dependente do ângulo articular em que a mesma é avaliada. A IM aumentou de 15° até 60° de flexão do joelho, sendo que foi menor em 15° do que em todos os outros ângulos articulares. Os autores justificam esse aumento da IM em decorrência do aumento do torque com o aumento do ângulo de flexão do joelho, o qual seria responsável por um aumento das forças compressivas na articulação femoropatelar. Esse aumento da pressão intra-articular com o aumento do ângulo de flexão do joelho seria responsável por estimular receptores articulares tipo I. Esses receptores, que foram identificados nas regiões superficiais da articulação (SUTER e HERZOG, 1997), seriam ativados durante a flexão do joelho com o aumento do estresse, levando a uma IM do quadríceps. Se uma efusão estiver presente na articulação do joelho, o aumento na pressão com aumento da flexão do joelho é acelerado, e deformações anormais ocorrem nas superfícies articulares e tecidos

periarticulares nesses ângulos de maior compressão, o que justificaria o aumento da IM.

A posição para pressão intra-articular mínima foi encontrada para um ângulo de 30° de flexão do joelho (0°=extensão completa), o que sugere uma redução da IM nos menores ângulos de flexão do joelho. Além disso, aparentemente, o contato entre a superfície articular da patela e a superfície articular do fêmur desaparece em ângulos menores do que 15° (BESIER et al., 2005; SALSICH e PERMAN, 2013). Em outras palavras, a redução entre as áreas de contato das duas superfícies articulares, associado a um menor torque extensor do joelho, ocasionam uma redução da IM em ângulos reduzidos de flexão do joelho, enquanto ângulos intermediários de flexão (45°-60°) acarretam um aumento do estresse nas superfícies articulares em contato em função do aumento da força do quadríceps nesses ângulos e da pequena área de contato entre as superfícies articulares da patela e do fêmur. Esse maior estresse na cartilagem articular se constitui como um fator de risco para o aumento do processo degenerativo conforme mencionado anteriormente.

Suter e Herzog (1997) enfatizam o fato de que seus resultados indicam que o ângulo de joelho escolhido para testes funcionais do músculo quadríceps influencia de maneira significativa as medidas de IM. Isso implica que os ângulos do joelho para medidas de IM devem ser padronizados quando comparações entre diferentes populações forem realizadas. Portanto, para poder identificar o verdadeiro grau de IM máxima, medidas de IM em pacientes com SDAJ devem ser realizadas em ângulos intermediários de flexão do joelho ao invés de ângulos iguais ou maiores do que 90° (DROVER et al., 2004; THOMAS et al., 2010).

Outro aspecto importante é que os valores de IM observados por Suter e Herzog (1997) para sujeitos saudáveis provavelmente não são verdadeiros para pacientes com SDAJ em função dos estímulos dolorosos presentes e possível início de processo degenerativo das cartilagens articulares nesses pacientes. Para o melhor de nosso conhecimento, não foram encontrados estudos que tenham utilizado uma metodologia semelhante à de Suter e Herzog (1997) para avaliação da IM em pacientes do sexo feminino com SDAJ, ou seja, em toda a amplitude de movimento da articulação do joelho. Baseado na presença de dor articular e no aumento do estresse cartilágneo com o aumento do ângulo de flexão do joelho até 60° (0° = extensão máxima), nossa hipótese é a de que serão observados maiores valores de IM para ângulos intermediários de flexão do joelho (i.e. 45° e 60°) em pacientes com SDAJ em

comparação a sujeitos saudáveis em função de dois fatores: (1) aumento do estresse (aumento da força por unidade de área) na cartilagem com a redução do ângulo articular e (2) em função de a dor aumentar nessa amplitude de movimento articular nesses pacientes. Essa hipótese vai ao encontro dos resultados de Suter e Herzog (1998b), conforme descrito abaixo.

Em outro estudo dos mesmos autores (SUTER et al., 1998b), em que estes avaliaram sujeitos com SDAJ em duas posições articulares diferentes (30° e 60°), o maior nível de IM do quadríceps (37%) foi observado no ângulo de 60° de flexão do joelho e o menor valor (28%) a 30° (0° = extensão máxima). Esses resultados fornecem evidência de que os pacientes com SDAJ também apresentam uma relação ângulo-dependente para a IM. Segundo os autores, estes resultados poderiam ser explicados em função da maior compressão existente entre as superfícies do fêmur e da patela em posições de maior flexão do joelho, principalmente em função de o ângulo de 60° ser o de maior geração de torque durante a extensão do joelho (SUTER e HERZOG, 1998a; SUTER et al. 1998b), que poderia ocasionar sinais de dor ou desconforto nas estruturas articulares já lesionadas em função da maior força dos extensores do joelho. Um aumento na sobrecarga sobre as estruturas articulares já lesionadas poderia reduzir a capacidade de ativação do quadríceps por uma inibição artrogênica, conforme explicitado abaixo. Os resultados de Suter et al. (1998b), vão ao encontro das hipóteses do presente estudo.

A IM é reportada como um dos fatores que acompanha as doenças crônico-degenerativas, sendo associada inclusive com a gênese e a progressão dessas doenças (STOKES e YOUNG, 1984; SUTER et al., 1998a; SEGAL et al., 2010). A degeneração articular provoca uma alteração nos sinais aferentes oriundos dos mecanorreceptores articulares, influenciando negativamente a excitabilidade dos motoneurônios, que, por sua vez, diminuem a taxa de ativação das unidades motoras, efeito conhecido como IM artrogênica (RICE e McNAIR, 2010; SEGAL et al., 2010). Os mecanismos fisiológicos da IM ainda necessitam ser melhor esclarecidos; no entanto, mecanismos de ajuste neural e reflexo de proteção para evitar maiores danos aos tecidos moles são considerados como alguns desses possíveis mecanismos (BERTCH, 2002).

A fraqueza muscular dos extensores do joelho, observada nos sujeitos acometidos pela SDAJ, pode ser explicada de diferentes maneiras. Uma delas seria em função da presença da IM, que levaria a uma hipotrofia muscular por redução do uso e

incapacidade de ativação máxima dos extensores do joelho. Essa fraqueza quadriciptal pode ser um mecanismo de proteção contra a pressão excessiva produzida por esse músculo sobre a patela quando a mesma já apresenta um processo degenerativo e presença de estímulos dolorosos. Outra possibilidade é que a fraqueza quadriciptal atinge de forma diferente as diferentes porções do quadríceps, afetando mais o músculo VM do que o VL (LIEBER et al., 1988). Essa fraqueza seletiva do VM resultaria em um desalinhamento do movimento da patela, aumentando a pressão lateral da patela por produzir uma báscula lateral ou "tilt" patelar (LIN et al., 2008).

A IM também afeta diretamente a qualidade de vida dos sujeitos, existindo uma possível relação entre a dor na articulao e a presença de IM. Em estudos que avaliaram a relação entre IM e dor, observou-se uma maior incapacidade de ativao nos sujeitos com dor em comparao a uma populao saudável (O'REILLY et al., 1998; SUTER et al., 1998b; PARK e HOPKINS, 2013). Entretanto, não encontramos um estudo que tenha avaliado a dor em diferentes ângulos de flexão do joelho em pacientes com SDAJ, de modo que não temos como avaliar se também existe uma relação dor x ângulo dependente, a qual possibilitaria explicar melhor a IM.

Outro estudo de Suter et al. (1999) demonstrou a presença de IM não somente no membro afetado pela SDAJ, mas também no membro contralateral assintomático para dor no ângulo de 30° de flexão do joelho. O membro afetado apresentou 25,2% de IM, enquanto o membro contralateral 23,9%, demonstrando a similaridade entre os membros. Os dados apontam que a IM afeta ambos os membros inferiores, independente da patologia ser uni ou bilateral, e a utilizao do membro contralateral como membro saudável ou de referência não seria, portanto, o procedimento mais indicado (SUTER et al., 1988b; POMPEO et al., 2012).

Drover et al. (2004) avaliaram os dois membros inferiores de atletas com SDAJ unilateral. Os autores encontraram uma IM de 18,3% no membro afetado, enquanto no membro contralateral a IM foi de 19%. No entanto, os autores deste estudo não justificam os possíveis motivos da semelhança nos resultados de IM entre o membro contralateral e afetado. Apesar da semelhança com o artigo de Suter et al. (1999), as comparações entre os resultados ficam prejudicadas em decorrência das diferentes metodologias utilizadas. No estudo de Suter et al. (1999) os sujeitos foram avaliados a 30° de flexão do joelho, enquanto Drover et al. (2004) desenvolveram as análises a 90° de flexão do joelho. Outra diferença surge em relação à amostra utilizada. Drover et al. (2004) utilizaram atletas como sujeitos, e estes possivelmente apresentam menor IM

comparado aos sujeitos de Suter et al. (1999) que foram sedentários.

Poucos estudos experimentais foram encontrados na literatura sobre a temática IM do quadríceps e SDAJ, conforme relatado acima. Além disso, até o presente momento não encontramos nenhum estudo que tenha analisado exclusivamente mulheres com SDAJ e a influência do ângulo articular sobre a IM nessa população que é a que apresenta a maior incidência dessa síndrome. A identificação da IM em diferentes ângulos articulares apresenta o potencial de identificar se a funcionalidade muscular, ligada a capacidade de produção de força, está afetada ao longo da amplitude total de movimento, o que revelaria dificuldades na realização de diversas tarefas funcionais (ALROWAYEH e SABBABI, 2006). Além disso, a avaliação da IM em diferentes ângulos articulares talvez venha a se constituir em uma ferramenta diagnóstica que possibilitará identificar em quais ângulos se encontram as regiões com mais lesão de cartilagem e, ao mesmo tempo, maior fraqueza muscular do quadríceps. A identificação desses ângulos de maior IM também possibilitaria aos profissionais da saúde estabelecer programas de reabilitação específicos para reduzir os níveis de IM e conseqüentemente de fraqueza muscular nessa população.

#### **1.4 Torque dos Extensores do Joelho**

Em uma busca nas bases de dados Pubmed e Scopus, poucos estudos foram encontrados até o momento que tenham se proposto a comparar a capacidade de produção de força isométrica dos extensores do joelho de sujeitos com SDAJ em comparação a um GC saudável ou membro contralateral saudável (POWERS et al., 1997; BOLGLA et al., 2011; TUOMI et al., 2013).

Powers et al. (1997) compararam a capacidade de produção de força máxima isométrica entre mulheres acometidas com SDAJ e um GC saudável (sem histórico de lesão na articulação do joelho), no ângulo de 60° de flexão de joelho (0° = extensão máxima). O grupo portador de SDAJ, comparado ao GC, apresentou uma redução de 23% na contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Além disso, somente o grupo SDAJ apresentou dor, avaliada pela Escala Visual Análoga (EVA), durante a execução dos testes. Estudos já têm apontado uma relação entre a artralgia e a capacidade de produção de força (O'REILLY et al., 1998; SUTER et al., 1998b; THOMAS et al., 2010). A presença de dor durante a execução dos testes pode ser um fator limitante na capacidade de produção de força, fazendo com que os sujeitos acometidos por SDAJ não desenvolvam grandes contrações musculares a fim de evitar a dor na articulação.

Bolgia et al. (2011) avaliaram o torque máximo isométrico de extensão do joelho no ângulo de 60° de flexão (0° = extensão máxima) em mulheres com SDAJ e saudáveis. Diferentemente do estudo de Powers et al. (1996), não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos para a variável torque. Uma hipótese para justificar este contraste nos resultados entre os estudos é a presença ou não de dor articular durante a execução das CVMI. No estudo de Bolgia et al. (2011), os sujeitos analisados não apresentaram sintomas álgicos durante a realização dos testes isométricos máximos, possivelmente aumentando sua capacidade de produção de força, tornando-a similar à do grupo saudável. Thomas et al. (2010) apontam que similares níveis de dor podem ser um indicador de semelhantes níveis de força em grupos equivalentes.

Tuomi et al. (2013) analisaram a capacidade de produção de força isométrica máxima a 90° de flexão do joelho (0° = extensão máxima) em sujeitos com SDAJ unilateral e compararam com o membro contralateral saudável. Os autores encontraram que apenas 6 dos 32 sujeitos analisados apresentavam fraqueza muscular significativa no membro acometido pela patologia. Os dados apontam que a fraqueza muscular é um fator que não está presente em todos os sujeitos com SDAJ. No entanto, os resultados deste estudo devem ser avaliados com cuidado, pois os autores utilizaram como referência os dados obtidos no membro contralateral. Estudos (O'REILLY et al., 1998; GAPEYEVA et al., 2002; BERTH et al., 2007; POMPEO et al., 2012) já têm demonstrado que o membro contralateral também é afetado pela patologia, exibindo redução na capacidade de produção de força, principalmente em função da presença de IM.

A partir dos resultados nos estudos analisados foi possível identificar divergências na literatura sobre a presença ou não de fraqueza muscular em pacientes com SDAJ. Da mesma forma, alguns estudos (POWERS et al., 1997; THOMAS et al., 2010) apontam para uma possível relação entre os níveis de dor na articulação do joelho com a capacidade de produção de força isométrica dos extensores do joelho nesses pacientes, em que indivíduos que apresentaram maiores níveis de dor demonstraram menor capacidade de produção de força. Além da relação existente entre a capacidade de produção de força com a IM, como descrito anteriormente, outros fatores podem estar relacionados a presença de fraqueza muscular do quadríceps na SDAJ, como possíveis alterações na arquitetura dos músculos do quadríceps (LIN et al., 2008; JAN et al., 2009).

## 1.5 Arquitetura Muscular dos Extensores do Joelho

A técnica considerada “padrão-ouro” para avaliação da arquitetura muscular é a ressonância magnética (RM) (GILES et al., 2014). Entretanto, os altos custos financeiros do uso desta técnica e o uso sistemático deste tipo de equipamento para avaliação clínica de uma grande gama de problemas de saúde nos grandes centros clínicos tornam difícil a disponibilidade de utilização dessa técnica de imagem na avaliação das alterações morfológicas das estruturas musculoesqueléticas. Uma alternativa para a avaliação da estrutura muscular é a ultrassonografia (US), que, apesar de não apresentar a mesma precisão que a RM, apresenta duas vantagens: um custo de utilização inferior e possibilita avaliações estáticas e dinâmicas da arquitetura muscular com resultados em tempo real, tornando-a inclusive mais funcional que a RM (GILES et al., 2014; JAN et al., 2009; ENGELINA et al., 2014). Estudos que compararam as duas técnicas, RM e US bidimensional (GILES et al., 2013; GILES et al., 2014), encontraram boa correlação entre os resultados obtidos para espessura muscular e área de secção transversa anatômica (ASTA) dos músculos RF, VM e VL, demonstrando que a US bidimensional é uma técnica válida e confiável para avaliação destas variáveis de arquitetura muscular do quadríceps em sujeitos com SDAJ. Essa confiabilidade foi testada de forma significativa por Ema et al. (2013), que compararam medidas da US bidimensional com medidas diretas de ângulo de penação (AP) e comprimento de fascículo (CF) dos músculos do quadríceps em cadáver. Os resultados deste estudo apontam que a US apresenta resultados confiáveis para a avaliação destas variáveis de arquitetura muscular, e que a US bidimensional é uma técnica válida para avaliação da arquitetura muscular do quadríceps.

Berry et al. (2008) avaliaram a área de secção transversa anatômica (ASTA) distal dos músculos VM e VL (37,5mm superior a inserção do tendão do quadríceps na borda superior da patela) e a relação com o volume da cartilagem patelar por RM em mulheres assintomáticas para SDAJ. Neste estudo não foi encontrada associação significativa entre a ASTA do VM e VL e o volume da cartilagem patelar. Os autores encontraram, através de uma análise de regressão, que mulheres que apresentavam maior ASTA distal do VM tinham maior risco de defeitos na cartilagem patelar. Os autores concluíram que um aumento na ASTA do músculo VM está associado a um risco aumentado de defeitos na cartilagem patelar e a um aumento no volume ósseo da patela em mulheres saudáveis. Isto possivelmente ocorre em função de uma capacidade de transmissão de força anormal do músculo VM para a patela, gerando

adaptações no tecido ósseo e, segundo os autores, aumentando a propensão à degeneração da cartilagem. No entanto, cabe salientar que a amostra foi composta de indivíduos sem histórico anterior de lesão articular, de modo que seria importante repetir esse estudo com mulheres sintomáticas para SDAJ a fim de confirmar ou não se existe alguma relação entre a ASTA do músculo VM e a presença de SDAJ e de lesão na cartilagem patelar.

Nessa direção, Callaghan e Oldham (2004) não encontraram diferença significativa na ASTA (avaliada por US) do quadríceps entre o membro acometido por SDAJ e o membro contralateral saudável. Entretanto, encontraram valores inferiores no torque máximo do membro afetado em relação ao membro contralateral saudável. Isso sugere que a fraqueza muscular não parece ser explicada somente pela atrofia muscular, mas outros fatores podem estar associados com essa fraqueza. A infiltração de tecido adiposo no músculo, por exemplo, pode levar a uma manutenção da ASTA sem que isso revele uma possível atrofia do quadríceps. Além disso, ao analisar os resultados deste estudo, deve ser levado em consideração, como apontado por Pompeo et al. (2012), que o membro contralateral saudável não é o melhor parâmetro de comparação, pois também apresenta redução na sua capacidade de ativação máxima (IM), o que poderia induzir uma subsequente atrofia do músculo com redução em sua arquitetura muscular, o que explicaria os resultados de Callaghan e Oldham (2004).

Jan et al. (2009) avaliaram o volume da porção oblíqua do músculo VM e o ângulo de penação (AP), obtidos com US, entre um grupo de indivíduos acometidos pela SDAJ e um GC saudável. Foram encontradas reduções significativas tanto para o volume quanto para o AP do VMO no grupo SDAJ em relação ao GC. Para o volume muscular, o grupo SDAJ obteve um valor médio de  $1,8 \pm 1,5 \text{ cm}^3$ , enquanto que o GC apresentou valores de  $3,0 \pm 2,2 \text{ cm}^3$ . Já para o AP, o grupo SDAJ apresentou um valor médio de  $51,6^\circ \pm 9^\circ$ , contra  $56,7^\circ \pm 9^\circ$  do GC.

O AP apresenta um importante papel na capacidade de produção de tensão pelos fascículos musculares (BLAZEVIK et al., 2007; BARONI et al., 2013), e uma redução no AP sugere uma diminuição na quantidade de sarcômeros em paralelo, reduzindo a área de secção transversa fisiológica do músculo e, conseqüentemente, a sua capacidade de produção de força (BLAZEVIK et al., 2007). Um VM enfraquecido apresenta redução na sua capacidade de estabilização da patela, ou seja, de contrapor as forças de lateralização que agem sobre a articulação, oriundas principalmente do VL

e banda iliotibial (LIN et al., 2008; WILLSON et al., 2008; JAN, 2009; GILES et al., 2013).

Lin et al. (2008) avaliaram o volume do vasto medial oblíquo (VMO) através de imagens da ASTA obtidas por US e o ângulo de inclinação lateral da patela por radiografia, e encontraram uma correlação negativa entre as variáveis. Os sujeitos com SDAJ que apresentaram os menores volumes musculares demonstraram os maiores ângulos de inclinação patelar. Essa mudança no posicionamento da patela pode contribuir para modificações na mecânica de movimento articular do joelho, que pode alterar a distribuição das cargas no tecido cartilaginoso e ocasionar um aumento no estresse (força por unidade de área) em áreas específicas da cartilagem patelar. Uma distribuição anormal de estresse apresentou uma forte correlação com lesões patelares, tais como condromalácia e subsequente osteoartrite (HVID et al., 1981; HERRINGTON, 2014). Um estresse elevado pode ultrapassar o limiar de resistência estrutural da cartilagem patelar, determinando a morte de condrócitos e um consequente desequilíbrio entre a síntese e a degradação da matriz cartilagínea, conduzindo a falência da cartilagem.

A revisão da literatura existente sobre o tema arquitetura muscular e SDAJ nos permitiu identificar que, até o momento, não foram desenvolvidos estudos que se propuseram a avaliar o CF das diferentes porções do músculo quadríceps femoral. Além disso, pode-se observar que o foco dos estudos tem sido a avaliação da porção oblíqua do músculo VM (CALLAGHAM e OLDHAM, 2004; BERRY et al., 2008; LIN et al., 2008; JAN et al., 2009). Entretanto, acredita-se que a identificação de possíveis alterações na arquitetura muscular das demais porções do quadríceps, mais especificamente RF e VL, juntamente com o VM, seja fundamental para a compreensão de possíveis mecanismos etiológicos e progressão da patologia, uma vez que as forças aplicadas sobre a patela são provenientes de todas as porções do quadríceps.

## CAPÍTULO II

# COMPARAÇÃO DA TÉCNICA DE INTERPOLAÇÃO DE ABALO SOBRE O NERVO FEMORAL VERSUS SOBRE O PONTO MOTOR PARA AVALIAÇÃO DA INIBIÇÃO MUSCULAR DOS EXTENSORES DO JOELHO EM SUJEITOS SINTOMÁTICOS E ASSINTOMÁTICOS PARA A SÍNDROME DA DOR ANTERIOR NO JOELHO

### 2.1 INTRODUÇÃO

A SDAJ é uma patologia de natureza multifatorial que apresenta como um dos principais sintomas a diminuição na capacidade de produção de força máxima nos extensores do joelho. Essa fraqueza muscular pode ser justificada por fatores como ajustes neurais e/ou reflexo de proteção articular (BERTCH, 2002). Outro fator frequentemente relacionado à fraqueza muscular e a redução na capacidade produção de força é o fenômeno conhecido como Inibição Muscular (IM) (MACHNER et al., 2002; BENNELL et al., 2008; HERRINGTON, 2014). A IM é conceituada como a incapacidade do sistema nervoso central (SNC) de ativar completamente todas as unidades motoras (UMs) de um músculo durante o esforço voluntário máximo (SUTER e HERZOG, 1997; RICE e McNAIR, 2010; SEGAL et al., 2010).

O nível de ativação voluntária máxima pode ser avaliado através da Técnica de Interpolação de Abalo (*Interpolated Twitch Technique* - ITT), que consiste na superimposição de um ou mais estímulos elétricos supramáximos (*twitches*) durante um esforço voluntário máximo (PLACE et al., 2010). A função do abalo seria recrutar simultaneamente todas as UMs que tenham sido inibidas pelo SNC. A amplitude da resposta oriunda da aplicação do abalo supramáximo refletiria a incapacidade de ativação muscular voluntária (SHIELD e ZHOU, 2004). O “padrão ouro” de avaliação da ITT dos extensores do joelho é a aplicação do abalo supramáximo sobre o nervo femoral (NF) (SUTER e HERZOG, 1997; 2001). A estimulação do NF, teoricamente recrutaria de maneira simultânea todas as UMs do quadríceps, gerando uma resposta máxima muscular (SUTER et al., 1998).

No entanto, a aplicação do abalo supramáximo sobre o NF acarreta desconforto significativo nos sujeitos avaliados, o que poderia reduzir a sua capacidade de produção de força voluntária, ocasionando resultados de IM superestimados (PLACE et

al., 2010). Da mesma forma, os nervos motores nem sempre estão acessíveis, o que limitaria à avaliação de músculos com inervações mais superficiais.

Buscando outras regiões anatômicas para aplicação dos abalos, o estudo de Place et al (2010) teve como objetivo avaliar a IM e reduzir os efeitos do desconforto da utilização da ITT sobre o NF, a partir da aplicação do abalo sobre o ventre muscular dos extensores do joelho. Os autores encontraram resultados semelhantes de IM entre os dois sítios anatômicos, NF e ventre muscular, para abalos supramáximos, associado a uma redução do desconforto com a estimulação elétrica sobre o ventre muscular.

Entretanto, a comparação da IM entre os dois pontos anatômicos (ventre muscular e NF) com abalo fica prejudicada, em função dos diferentes padrões de recrutamento das UMs (PLACE et al, 2010; BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST et al., 2012). O NF, por possuir axônios de todos os motoneurônios alfa que inervam o quadríceps, quando ativado ocasionaria uma ativação sincronizada e completa da maior parte das UMs, tanto superficiais como profundas (padrão central de ativação). Em contraste, a estimulação do ventre muscular acarretaria uma ativação prioritária das UMs cujas fibras musculares estão localizadas abaixo dos eletrodos de estimulação elétrica (padrão periférico), possivelmente resultando em uma ativação incompleta e assíncrona do quadríceps, o que pode limitar a eficácia do abalo (PLACE et al., 2010). Além disso, a estimulação elétrica sobre o ventre muscular apresenta o problema de o músculo quadríceps apresentar quatro ventres musculares distintos, o que determinaria a necessidade de dois a três canais de estimulação elétrica a fim de atingir todos os ventres superficiais do músculo. Isso também exige o uso de estimuladores elétricos com mais de dois canais de estimulação elétrica, o que acarreta um problema metodológico, pois a maioria dos estimuladores elétricos apresentam dois canais de estimulação elétrica.

A partir dessas observações, surgiu a proposta de utilização do ponto motor (PM) do quadríceps para aplicação dos abalos supramáximos para avaliação da IM dos extensores do joelho. O PM é definido como a região anatômica em que os axônios motores penetram no ventre músculo (GOBBO et al., 2014). O PM caracteriza-se como a região anatômica na pele sobre o músculo em que o pulso elétrico aplicado desencadeia uma contração muscular com a menor corrente sobreposta (GOBBO et al., 2011). Também, pode ser definido como o local onde os axônios motores do nervo adentram no ventre muscular (GOBBO et al., 2014). A utilização do PM se baseia na ideia de que, por envolver principalmente os axônios motores do nervo, ele possui um

padrão de ativação das UMs do quadríceps semelhante ao que ocorre no NF (BERGQUIST et al., 2011; BERGQUIST et al., 2012). Da mesma forma, acreditamos que, ao estimular com abalos supramáximos o PM, o desconforto gerado pela Eletroestimulação Neuromuscular (EEN) será inferior ao da estimulação elétrica no NF (próximo da região inguinal), possibilitando a produção de torque superior ao gerado pela estimulação no NF.

Outra questão que deve ser levada em consideração na escolha do PM é que o posicionamento sobre o NF nem sempre está acessível ou é de fácil localização. Além disso, a proximidade com os tendões e ligamentos na região inguinal, durante a estimulação sobre o NF, pode modificar a localização do eletrodo de estimulação elétrica enquanto ocorre a contração muscular, fato que pode reduzir a ativação do quadríceps (PLACE et al., 2010). Por fim, é importante salientar que a EEN sobre o PM necessita de apenas um canal de eletroestimulação, semelhante aos procedimentos utilizados na estimulação do NF, o que reduz a necessidade de diversos canais de estimulação elétrica como ocorre no caso da estimulação elétrica sobre o ventre muscular.

Com base no exposto acima, o presente estudo teve por objetivo comparar a avaliação da IM do quadríceps com uso da ITT por meio da estimulação supramáxima aplicada sobre o PM do quadríceps em comparação com a estimulação supramáxima aplicada sobre o NF. Para caracterizar a efetividade dos métodos de determinação da presença de IM, dois grupos distintos foram avaliados, um grupo com a presença de sintomas clínicos de SDAJ e outros sem a presença de sintomas.

## **2.2 MÉTODOS**

### **2.2.1 Amostra**

A amostra foi composta por adultos do sexo feminino, com idade entre a terceira e quarta décadas de vida, com sintomas clínicos da SDAJ (Grupo SDAJ), baseado na anamnese e testes clínicos estabelecidos nos Critérios de Inclusão, e indivíduos saudáveis sem dor no joelho (Grupo Controle – GC). As sessões de coletas de dados foram desenvolvidas no período entre junho e outubro de 2015, no LAPEX da ESEFID da UFRGS.

O tamanho da amostra foi determinado com base na variabilidade encontrada no estudo de Suter et al. (1998a), em que sujeitos com SDAJ foram submetidos a

procedimentos de avaliação da IM sobre o NF. O procedimento adotado no presente estudo foi semelhante aos de Suter et al. (1998a). Considerando a IM do quadríceps como a variável primária do estudo e estimando uma diferença mínima igual 15% ao desvio padrão de  $\pm 5\%$  com um  $\alpha = 0.05$ , um tamanho amostral de 16 sujeitos por grupo atingiu um poder calculado de 0.80 (Software GPower 3.1). Com base nos dados expostos anteriormente, e buscando manter a igualdade entre os grupos analisados, foram selecionados 16 sujeitos para compor o grupo SDAJ e 16 sujeitos saudáveis para o GC, totalizando 32 sujeitos avaliados.

Os sujeitos foram incluídos com base nos seguintes critérios de inclusão: Grupo SDAJ – (1) voluntárias do sexo feminino com idade entre 20 e 40 anos; (2) Testes clínicos: Resultado positivo no Teste de Compressão e negativo no Teste de Apreensão, além de auto-referirem dor peripatelar ou retropatelar em pelo menos duas das seguintes situações: agachamento, corrida, ajoelhar, saltar, subir ou descer escadas, sentado por tempo prolongado, sentado com os joelhos flexionados (JAN et al., 2009); (3) Pontuação inferior a 85 no questionário Kujala (KUJALA et al., 1993) (ANEXO 1) versão traduzida para o português (CUNHA et al., 2013) (ANEXO 2); (4) Praticantes de atividades físicas de nível moderado ou superior, definido pelo Questionário Internacional de Atividade Física - Forma Curta – IPAQ (ANEXO 3) e (5) Índice de massa corporal (IMC)  $< 30$ . O GC foi composto por sujeitos com características semelhantes (massa corporal, estatura, idade, sexo) aos do grupo SDAJ, entretanto, sem sintomas de dor na articulação do joelho ou histórico de lesão nessa região anatômica.

Os sujeitos foram prioritariamente recrutados junto a Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), entre os meses de fevereiro e julho de 2015, através de cartazes afixados em diferentes locais da ESEFID e publicações nas redes sociais.

### **2.2.2 Desenho Experimental**

O presente estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Parecer nº 1.032.452) e é caracterizado como um estudo transversal.

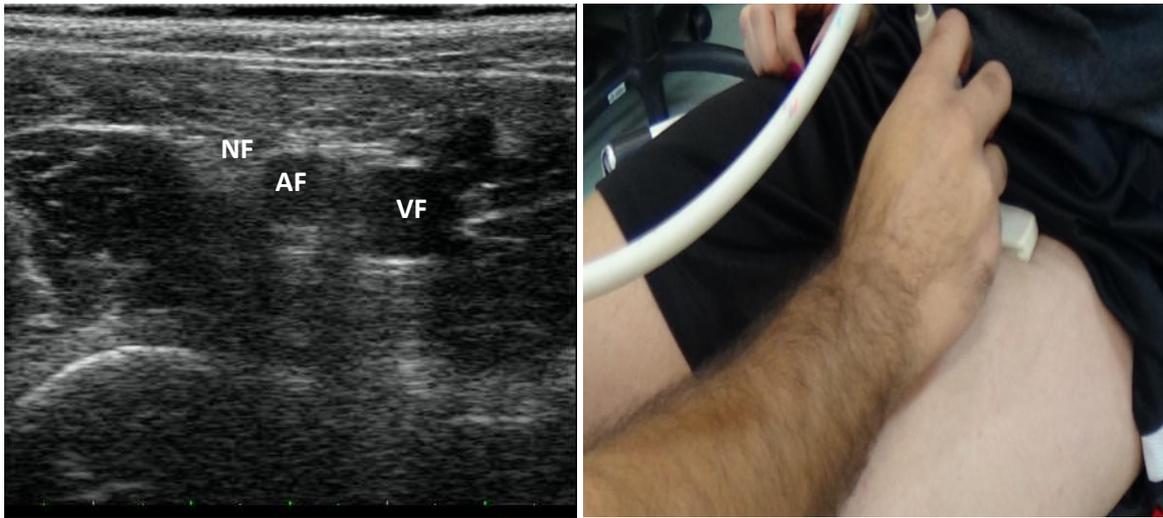
### 2.2.3 Identificação dos pontos de EEN

Para a identificação do PM do quadríceps foi utilizado um aparelho de estimulação elétrica com uma caneta para determinação de PM (EGF 4030 Carci, São Paulo, Brasil) (FIGURA 1), com uma corrente pulsada bifásica de intensidade e frequência suficientes para produzir uma contração tetânica (acima de 30 Hz). Foi definido como PM a região anatômica que determinou a maior contração muscular, a partir da aplicação do menor estímulo elétrico (GOBBO et al., 2011; GOBBO et al., 2014). O contato da caneta de eletroestimulação com a pele que recobre o PM foi efetuado com gel condutor (GEL RMC, Amparo-SP, Brasil), a fim de melhorar a passagem da corrente para o interior do ventre muscular. A determinação precisa do ponto motor foi fundamental para o correto posicionamento dos eletrodos de EEN durante a avaliação da IM.



**FIGURA 1.** Eletroestimulador EGF 4030 Carci (à esquerda), utilizado para a localização do PM e caneta de identificação de ponto motor (à direita).

A técnica de ecografia foi utilizada para correta localização anatômica do NF (FIGURA 2). Para este procedimento foi utilizado um aparelho de ultrassonografia B-mode (SSD 4000, 51 Hz, *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) (FIGURA 3) e uma sonda de arranjo linear (60 mm linear array 7,5 MHz - *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) (FIGURA 3). Subsequentemente foram posicionados os eletrodos de EEN sobre o PM do quadríceps e NF. A fim de evitar um possível deslocamento indesejado dos eletrodos durante o protocolo de avaliação da IM, os eletrodos foram fixados com esparadrapo nos sujeitos.



**FIGURA 2.** Imagem ilustrativa da região inguinal de um sujeito representativo da amostra (à esquerda), obtida através da ultrassonografia para identificação do NF e posicionamento da sonda de US (à direita). VF: Veia femoral; AF: Artéria femoral; NF: Nervo femoral.



**FIGURA 3.** Ecógrafo Aloka SSD 4000 e sonda de arranjo linear utilizados para avaliação da ECA sobre o ponto motor e sobre o nervo femoral e da arquitetura muscular.

Para a aplicação da estimulação elétrica artificial, dois eletrodos condutivos de silicone (E.S. Flex, Osasco – SP, BR) de estimulação elétrica de superfície foram posicionados proximalmente a pele que recobre o PM (ventre muscular) ou ponto de passagem do NF (imediatamente distal ao canal inguinal) (dimensões: 5x5 cm) e sobre a pele que recobre a extremidade distal do músculo quadríceps (dimensões: 10x5 cm).

#### **2.2.4 Medidas da Espessura da Camada Adiposa**

Para a identificação da espessura da camada adiposa (ECA), que recobre a região do PM e NF foi novamente utilizado o aparelho de ultrassonografia B-mode

(SSD 4000, 51 Hz, *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) (FIGURA 3) e uma sonda de arranjo linear (60 mm linear array 7,5 MHz - *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) (FIGURA 3).

### 2.2.5 Medida do Torque Extensor do Joelho

Para a avaliação do torque extensor do joelho durante o protocolo de IM, os sujeitos foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético (Biodex Medical System, Shirley – NY, USA) (FIGURA 4), de forma que o quadril foi mantido a 90° de flexão, enquanto que o joelho foi mantido a 60° de flexão (SUTER e HERZOG, 1997). Cada sujeito foi preso ao dinamômetro por faixas de velcro cruzando na altura do tórax, abdômen e coxa, com o tornozelo preso ao dinamômetro por uma faixa de velcro acolchoada a 3 cm acima do maléolo medial (PEARSON et al., 2007). Os membros superiores foram mantidos cruzados, com o sujeito segurando nas faixas peitorais do dinamômetro e no botão de emergência, que permite interromper o teste pelo avaliado a qualquer momento em caso de desconforto. O sujeito foi posicionado no dinamômetro de modo que o eixo de rotação da articulação do joelho estivesse alinhado com o eixo de rotação do aparelho.



**FIGURA 4.** Dinamômetro Isocinético Biodex 3 System Pro utilizado para a avaliação do torque extensor do joelho durante o protocolo de IM.

## 2.2.6 Técnica de Interpolação de Abalo

Para a avaliação da IM, além do dinamômetro isocinético, um estimulador elétrico do tipo Grass (S88, Quincy, MA, EUA) (FIGURA 5) com uma unidade de paciente para uso com seres humanos (SIU8T) foi utilizado na medição da IM. Para aplicação dos abalos, dois eletrodos condutivos de silicone de estimulação elétrica de superfície foram posicionados proximalmente sobre a pele que recobre o ponto de passagem do NF (imediatamente distal ao canal inguinal) ou PM (ventre muscular) (FIGURA 5).



**FIGURA 5.** Estimulador elétrico Grass S88 (à esquerda), unidade de isolamento SIU8T (centro) e eletrodos condutivos de silicone (à direita), para uso com seres humanos.

Um equipamento de amplificação desenvolvido por técnico especializado foi acoplado ao dinamômetro e possibilitou avaliar a magnitude do torque obtido durante a estimulação elétrica de um duplo estímulo com aumento de até 30 vezes (FIGURA 6).



**FIGURA 6.** Equipamento de amplificação acoplado ao dinamômetro isocinético para avaliar a magnitude do torque com a estimulação elétrica com aumento de até 30 vezes.

### 2.2.7 Medida do Grau de Desconforto

Para identificar o grau de desconforto gerado durante a avaliação da IM foi solicitado aos sujeitos que assinalassem em uma Escala Visual Analógica de Dor (EVA) de 10 cm (FIGURA 7), o desconforto gerado pela ITT. Nessa escala, “0” significava “nenhum desconforto” e “10” indicava o “maior desconforto imaginável”.



**FIGURA 7.** Escala Visual Analógica de Dor (EVA) de 10 cm.

### 2.2.7 Protocolo de Avaliação

Todas as avaliações foram realizadas junto ao Setor de Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da ESEFID da UFRGS.

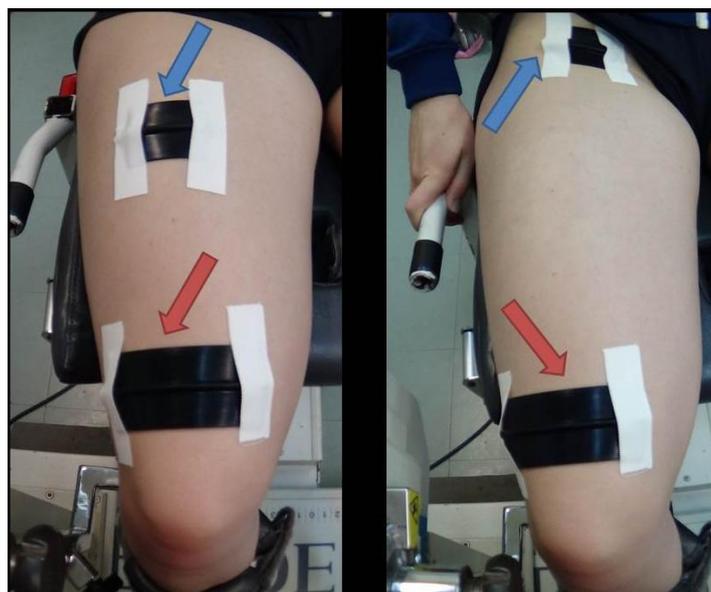
Cada sujeito compareceu ao laboratório em sessão única, sendo efetuado inicialmente a familiarização com o local, equipamentos, leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), preenchimento dos Questionários de Kujala (KUJALA et al., 1993) (ANEXO 2) e IPAQ (ANEXO 3), anamnese e exames clínicos. No caso dos sujeitos apresentarem a patologia (SDAJ) de maneira bilateral, foi avaliado o membro inferior que apresentou a sintomatologia mais severa (identificado por anamnese e sintomas clínicos).

Após essa etapa iniciou-se a coleta de dados que englobou duas metodologias de avaliação da IM do quadríceps, com aplicação dos abalos supramáximos sobre o NF (“padrão ouro”) e sobre o PM do quadríceps. O tempo para realização da sessão foi de aproximadamente 120 minutos. A sessão de avaliação foi realizada em turno único, sendo manhã, tarde ou noite, dependendo exclusivamente da disponibilidade de horários dos sujeitos avaliados. Caso as voluntárias não estivessem utilizando pílulas

anticoncepcionais durante o período das avaliações, as coletas de dados eram agendadas para o período luteínico do ciclo menstrual (20°- 28° dia do ciclo), a fim de evitar possíveis influências hormonais sobre os resultados.

Inicialmente, foi determinado o PM do quadríceps com a utilização de um equipamento de estimulação elétrica com uma caneta para determinação de ponto motor. Após a identificação do PM, foram adquiridas imagens de ultrassonografia da região sobre o PM, para posterior análise e identificação de características específicas da junção mioneural, como a espessura da camada adiposa (ECA) que recobre a região. A ECA foi mensurada a fim de possibilitar a avaliação posterior de uma possível relação entre a intensidade de estimulação elétrica utilizada e a ECA.

Na sequência, os sujeitos foram convidados a sentar no dinamômetro isocinético, quando novamente foi utilizada a técnica de ecografia para correta identificação da localização anatômica do NF. Subsequentemente foram posicionados os eletrodos de estimulação sobre o PM do quadríceps e NF (FIGURA 8).



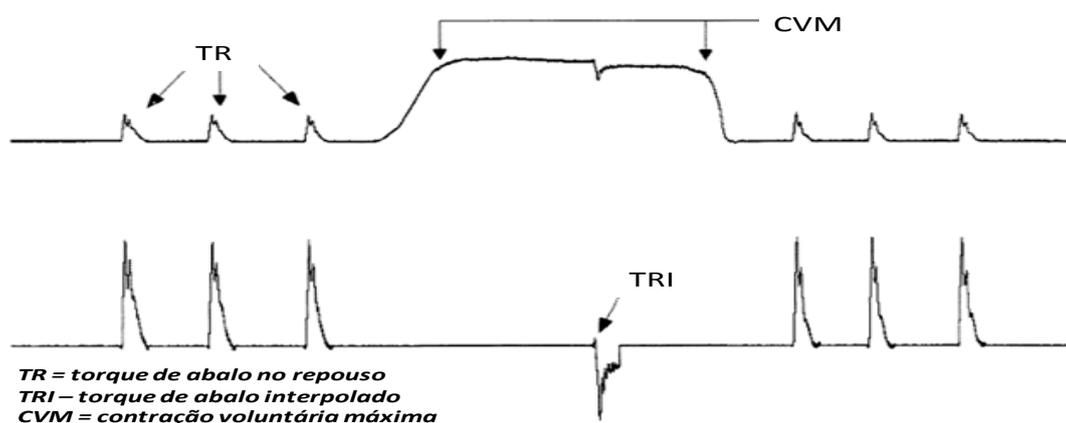
**FIGURA 8.** Posicionamento dos eletrodos de estimulação para avaliação da IM sobre o PM (à esquerda) e sobre o NF (à direita). As flechas azuis indicam o eletrodo proximal (PM ou NF) e as flechas vermelhas indicam o eletrodo sobre a porção distal do quadríceps.

Ao final desta etapa, os participantes executaram um aquecimento específico para a articulação do joelho e musculatura extensora do joelho. O aquecimento foi desenvolvido no dinamômetro isocinético, que consistiu em uma série de 20 repetições dinâmicas submáximas concêntricas de flexão-extensão do joelho, em uma velocidade

angular de 120°/s. Posteriormente ao aquecimento, a avaliação da IM do quadríceps foi iniciada. A ordem de avaliação das duas metodologias (NF ou PM) foi determinada de forma aleatória (sorteio).

Como procedimentos preliminares à avaliação da IM, pulsos elétricos de voltagem crescente até um máximo de 240 V foram aplicados ao NF ou PM com objetivo de determinar a voltagem de estimulação elétrica máxima a ser utilizada. Quando não houve mais incremento do torque oriundo dos abalos com aumento da voltagem de estimulação, a voltagem final foi registrada e a coleta de IM foi iniciada.

Conforme o esquema apresentado na Figura 9, a IM foi determinada seguindo o modelo usado por Suter e Herzog (2001). Primeiramente, foram realizados três abalos supramáximos com o sujeito em repouso e um segundo de intervalo entre eles. Para isso, estimulação elétrica percutânea do NF ou PM foi aplicada com pulsos retangulares monofásicos singulares com uma voltagem constante de 240 V (máximo) e duração de pulso de 0.8 ms. Em seguida, foi realizada uma CVM de 5 segundos com um abalo supramáximo sobreposto entre o 3° e o 4° segundo de contração e, após a CVM, foram novamente realizados três abalos supramáximos. Os procedimentos de medida da IM foram realizados uma segunda vez, caso o sujeito não conseguisse atingir uma contração máxima ou então, não conseguisse sustentar um platô de força máxima por no mínimo 1s. Um intervalo de dois minutos foi observado entre as CVM para evitar possíveis efeitos da fadiga.



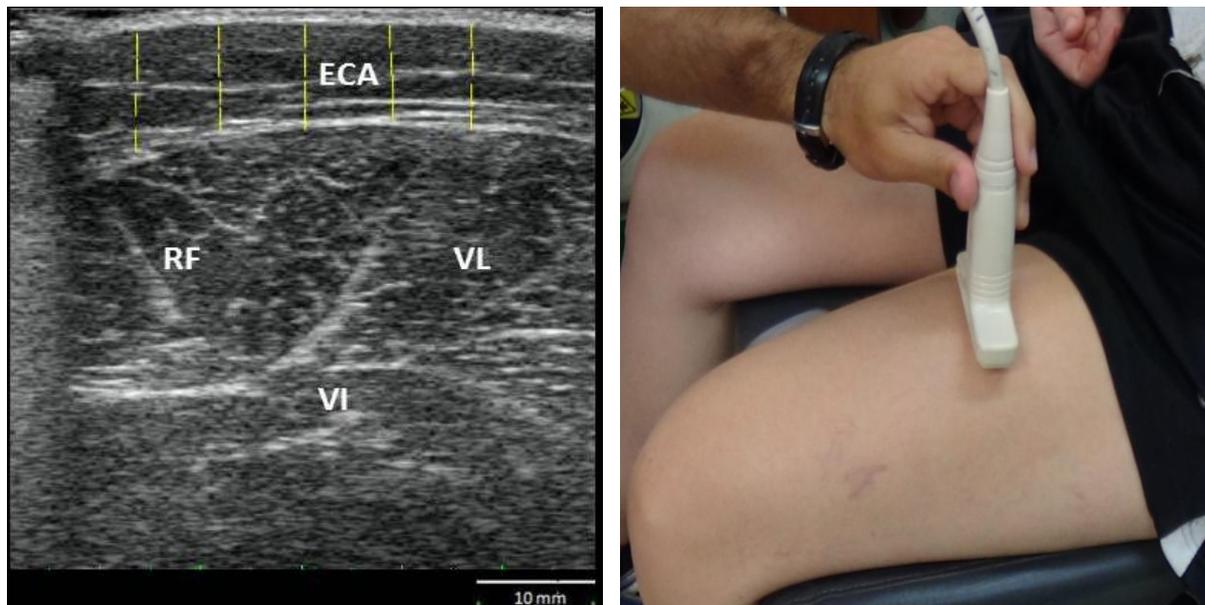
**FIGURA 9.** Esquema da metodologia usada na determinação da inibição muscular (linha superior) e sinais de torque amplificados (linha inferior). Adaptado de Suter e Herzog (2001).

Com o objetivo de buscar identificar o grau de desconforto gerado durante a avaliação da IM e em qual local de aplicação do abalo (NF ou PM) o desconforto foi menor, foi solicitado aos sujeitos que assinalassem em uma EVA de 10 cm, o desconforto gerado pela ITT.

## 2.2.8 Análise dos dados

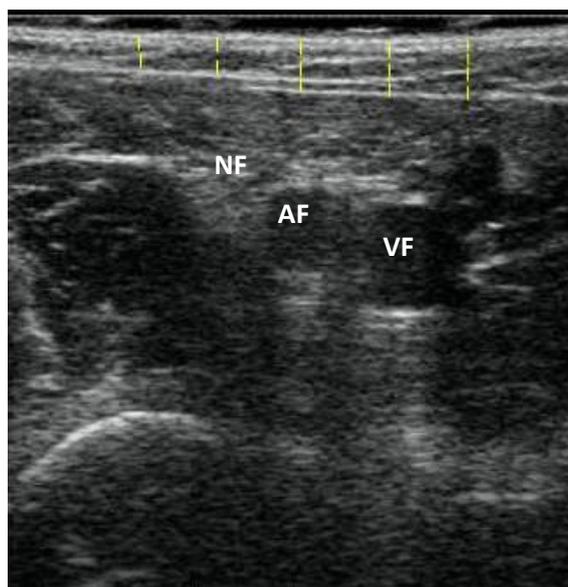
### 2.2.8.1 Espessura da Camada Adiposa

Assumiu-se como ECA do PM a média dos valores da distância entre a pele e a aponeurose superficial do RF, avaliada em 5 diferentes pontos da imagem (FIGURA 10).



**FIGURA 10.** Espessura da cama adiposa (ECA) sobre o PM, obtida através da US, de um sujeito representativo da amostra e posicionamento da sonda de US utilizada para avaliação ECA. RF- reto femoral, VL - vasto lateral e VI - vasto intermédio.

Assumiu-se como ECA do NF a média dos valores da distância entre a pele e a aponeurose superficial do RF, avaliada em 5 diferentes pontos da imagem (FIGURA 11).



**FIGURA 11.** Espessura da camada adiposa (ECA) sobre o NF, obtida através da US, de um sujeito representativo da amostra. VF: Veia femoral; AF: Artéria femoral; NF: Nervo femoral.

### 2.2.8.2 Torque Extensor do Joelho

Utilizou-se como valor de torque extensor do joelho, o maior valor de pico de torque obtido com a aplicação do abalo supramáximo com o músculo quadríceps em repouso previamente ao início da coleta de IM.

### 2.2.8.3 Inibição Muscular

A IM durante contração voluntária máxima foi calculada da seguinte forma (SUTER et al., 1998b):

$$IM = \frac{TAI}{TR} \times 100$$

Em que IM é o valor da inibição muscular, TAI é o pico de torque obtido pelo abalo supramáximo interpolado a CVMI, e TR é a média dos 3 picos de torque dos abalos supramáximos de repouso.

### 2.2.9 Análise Estatística

O tratamento estatístico foi realizado no programa *SPSS 20.0*. Estatística descritiva (média e desvio padrão) das variáveis antropométricas (estatura, massa corporal total, idade e IMC) foi utilizada para caracterização da amostra. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para verificar a normalidade dos dados.

A possível diferença para os níveis de desconforto, torque e voltagem utilizados entre os dois métodos de estimulação (ou dois locais anatômicos) usados para a aplicação dos abalos (NF e PM) foi avaliada por meio do Teste T de *Student* pareado. O Teste T de *Student* independente (2 caudas) foi utilizado para se comparar a possível diferença entre as variáveis de estimulação elétrica, desconforto, torque e ECA entre os dois grupos analisados (SDAJ e GC).

Para avaliar a possível correlação entre os níveis de torque obtidos em repouso pela ITT e de IM gerados pelo NF e PM foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC). Os resultados do ICC foram classificados como excelente (ICC >0,75), satisfatório (ICC 0,40 – 0,75), e pobre (ICC < 0,40) (FLEISS et al., 2004), e considerados como relevantes apenas os classificados no mínimo em satisfatórios e com valores >0,6. A análise da concordância entre os métodos foi realizada por meio da técnica gráfica proposta por Bland-Altman (BLAND e ALTMAN, 1986). Os dados foram apresentados graficamente através da plotagem das diferenças entre os valores obtidos pelos dois métodos avaliados contra o valor das suas médias.

Um nível de significância de 0,05 foi adotado para todas as análises estatísticas.

## **2.3 RESULTADOS**

### **2.3.1 Características da Amostra**

De acordo com o teste de Shapiro-Wilk, os dados oriundos da amostra dos grupos SDAJ e GC apresentaram distribuição simétrica. Os grupos inicialmente se mostraram semelhantes quanto às suas características antropométricas (idade, massa, estatura, comprimento da coxa e IMC) ( $p > 0,05$ ). As características da amostra dos grupos SDAJ e GC e informações clínicas do SDAJ estão apresentados na TABELA 1. Neste estudo, o número de participantes do GC não foi atingido o  $n$  do cálculo amostral, sendo avaliados 13 sujeitos nesse grupo. Já o grupo SDAJ foi composto por 16 sujeitos conforme exigido pelo cálculo amostral.

**TABELA 1.** Características da amostra e dados clínicos dos grupos SDAJ e GC.

	<b>SDAJ (n=16)</b>	<b>GC (n=13)</b>	<b>Valor de P</b>
Idade (anos)	26,88±3,54	27,79±4,17	0,53
Massa (Kg)	60,31±10,56	58,03±5,28	0,45
Estatura (m)	1,62±0,06	1,63±0,06	0,69
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	22,9±3,22	21,90±1,77	0,29
Comprimento da Coxa (cm)	37,06±2,43	37,29±2,64	0,81
Dominância			
Membro Inferior Direito	14 (87,5%)	11 (84,61%)	
Membro Inferior Esquerdo	2 (12,50%)	2 (15,39%)	
<b>DADOS CLÍNICOS</b>			
Membro com dor			
Unilateral (joelho direito)	3 (18,75%)		
Unilateral (joelho esquerdo)	7 (43,75%)		
Bilateral (>joelho direito)	3 (18,75%)		
Bilateral (>joelho esquerdo)	3 (18,75%)		
Início dos Sintomas			
Até 6 meses	1 (6,25%)		
1 ano	2 (12,50%)		
Mais de 1 ano	13 (81,25%)		
Duração da dor			
Menos de 30min	7 (43,75%)		
Mais de 30min	2 (12,50%)		
Mais de 1h	1 (6,25%)		
Um turno	2 (12,50%)		
Mais de 6h	4 (25%)		

Na TABELA 2 estão apresentados os dados referentes a voltagem necessária para o abalo supramáximo, níveis de desconforto gerado (EVA), torque máximo obtido com o abalo supramáximo no grupo SDAJ e GC. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis analisadas ( $p>0,05$ ).

**TABELA 2.** Comparação dos parâmetros de avaliação da metodologia da IM, nos grupos SDAJ e GC, com a aplicação do abalo supramáximo sobre o NF e PM em repouso.

<b>Variáveis Analisadas</b>	<b>Nervo Femoral (SDAJ)</b>	<b>Nervo Femoral (GC)</b>	<b>Valor de p</b>	<b>Ponto Motor (SDAJ)</b>	<b>Ponto Motor (GC)</b>	<b>Valor de p</b>
Torque (Nm)	53,69±8,23	51,33±7,13	0,43	51,69±7,52	50,92±9,6	0,82
EVA (cm)	3,16±2,11	2,76±2,15	0,62	4,13±2,30	3,25±2,80	0,39
Voltagem (V)	101,72±20,53	102,94±13,5	0,85	124,08±16,5	125±14,25	0,88

Valores de média±DP

Devido à ausência de diferenças significativas ( $p>0,05$ ) quanto aos parâmetros quantitativos (torque, EVA e voltagem) foi possível agrupar os dados de ambos os grupos (SDAJ e GC) o que permitiu reduzir a probabilidade da ocorrência de erro tipo II. Os dados unificados estão apresentados na TABELA 3.

**TABELA 3.** Comparação dos parâmetros de avaliação da metodologia da IM sobre o Ponto Motor e Nervos femoral, com a aplicação do abalo supramáximo em repouso.

<b>Variáveis Analisadas</b>	<b>Nervo Femoral</b>	<b>Ponto Motor</b>	<b>Valor de p</b>
Torque (Nm)	52,57±6,59	50,93±8,79	0,54
Escala Visual Analógica (cm)	2,91±2,21	3,28±2,52	0,24
Voltagem (V)	100,90±16,73	126,43±14,01	<0,01 #

Valores de média±DP. # indica diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Não foram identificadas diferenças ( $p>0,05$ ) nas variáveis de torque e desconforto (EVA) gerado pela aplicação do abalo no PM e NF. Apenas na variável voltagem, ocorreu diferença significativa ( $p<0,05$ ), sendo necessário um estímulo elétrico superior no PM comparado ao usado no NF.

Não foram identificadas diferenças significativas ( $p>0,05$ ) na ECA entre os grupos SDAJ e GC (TABELA 4) sobre o PM e NF. Entretanto, quando agrupados os sujeitos foram identificadas diferenças significativas ( $p<0,05$ ) entre os pontos anatômicos (TABELA 5). Na região que recobre o PM, a ECA foi aproximadamente 3x superior a encontrada sobre o NF.

**TABELA 4.** Espessura da Camada Adiposa sobre o PM e NF nos grupos SDAJ e GC.

<b>Pontos Anatômicos</b>	<b>ECA (SDAJ)</b>	<b>ECA (GC)</b>	<b>Valor de p</b>
Ponto Motor	1,11±0,33	1,24±0,38	0,43
Nervo Femoral	0,42±0,13	0,47±0,12	0,41

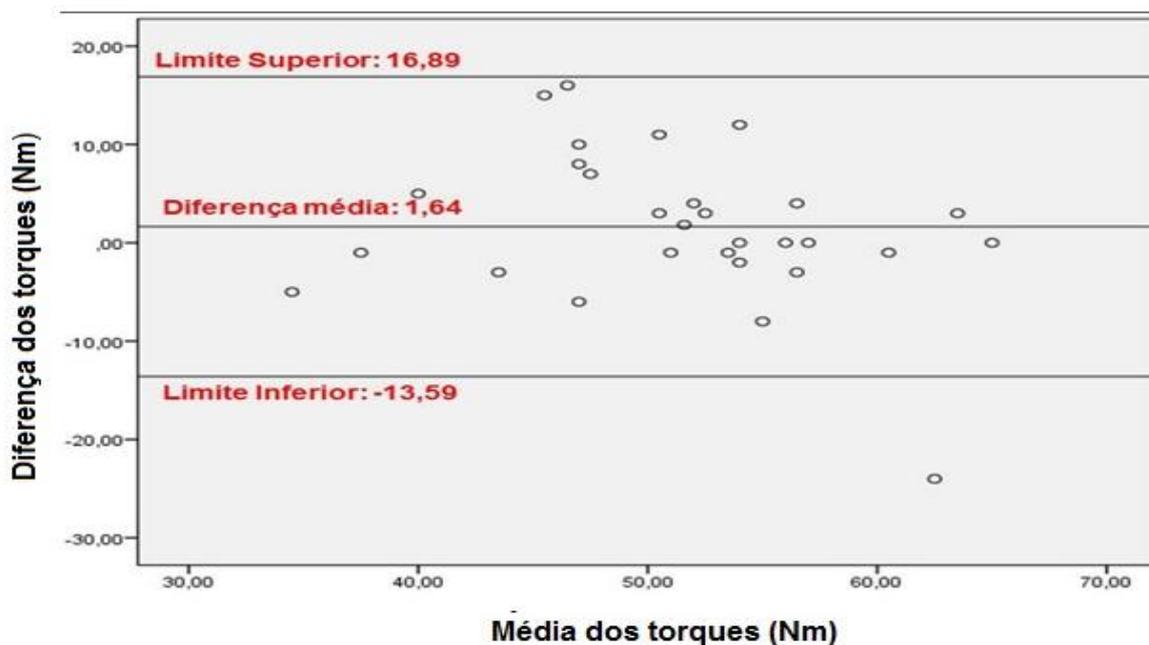
Valores de média±DP.

**TABELA 5.** Espessura da Camada Adiposa sobre o PM e NF.

<b>Pontos Anatômicos</b>	<b>ECA (cm)</b>	<b>Valor de p</b>
Ponto Motor	1,15±0,34	0,01#
Nervo Femoral	0,45±0,13	

Valores de média±DP. #indica diferença significativa ( $p<0,05$ )

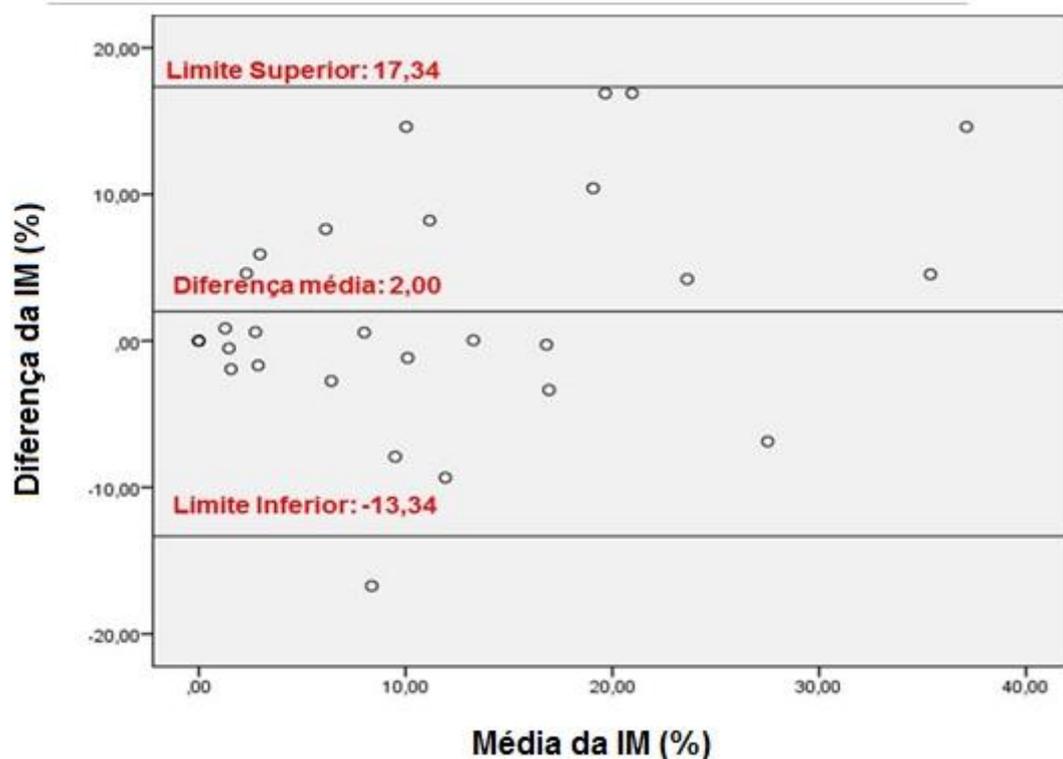
Ao efetuarmos o cálculo do ICC do torque em repouso obtido nos NF e PM, foi obtido um valor de  $ICC=0,671$ , indicando uma associação satisfatória entre resultados (FLEISS et al., 2004). A FIGURA 12 mostra a plotagem da diferença individual do torque em repouso obtido por meio do PM *versus* NF em função do valor médio de ambas as estimativas. O valor da diferença média entre os métodos foi de 1,64 Nm (representa 4% dos valores máximos de torque em repouso) e valores de 16,89 Nm e -13,59 Nm foram observados dentro dos respectivos limites superior e inferior de concordância. Esses dados somados com a dispersão homogênea dos pontos em torno da média das diferenças indica que há concordância entre os métodos, de modo que o padrão ouro (NF) pode ser substituído pelo método alternativo (PM) para avaliação do torque em repouso.



**FIGURA 12.** Plotagem da diferença individual do torque em repouso obtido por meio do PM *versus* NF em função do valor médio de ambas as estimativas.

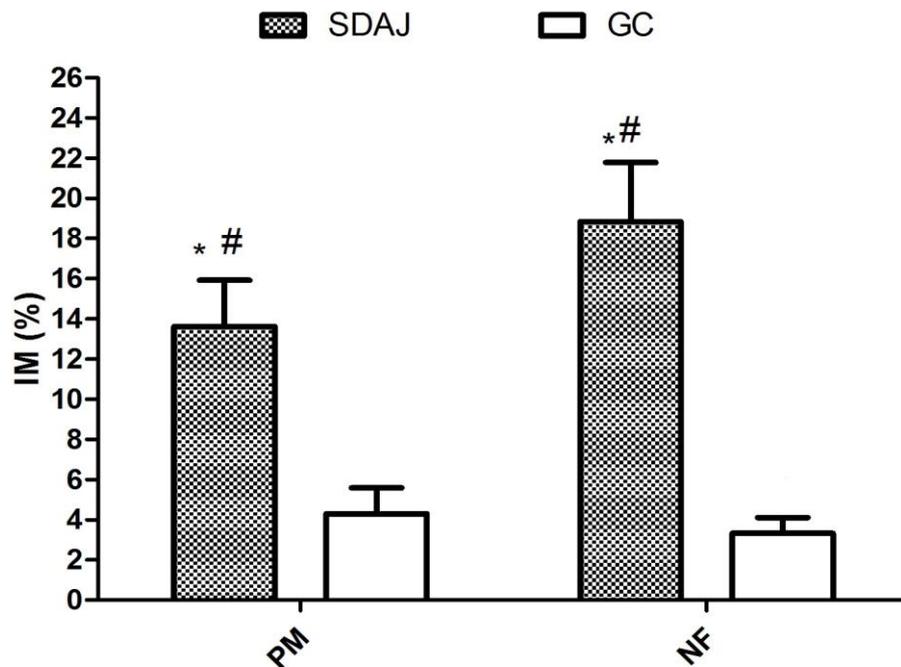
Ao efetuarmos o cálculo do ICC dos valores de IM obtidos no PM e NF a 60° de flexão do joelho (0° = extensão máxima), atingimos um  $ICC=0,741$ . Este valor, segundo Fleiss et al. (2004), indica associação satisfatória entre os resultados no PM e NF. Também, ao efetuarmos a comparação dos valores através do Teste T (pareado), não foram encontradas diferenças significativas ( $p>0,05$ ). A FIGURA 13 apresenta a diferença individual da IM obtida em 60° de flexão do joelho pelo método do NF confrontado com método do PM. Uma diferença média de 2% entre os pontos anatômicos de avaliação (NF e PM) e valores de 17,34 e -13,34 dentro dos limites de

concordância sugerem concordância entre os métodos. Para além, uma dispersão menos homogênea nas diferenças médias acima de 30 Nm indica cautela na interpretação dos resultados quando valores de IM na faixa entre 30 e 40 Nm foram encontrados por meio do método alternativo.



**FIGURA 13.** Plotagem da diferença individual da inibição muscular (IM) obtidas por meio do PM *versus* NF em função do valor médio de ambas as estimativas.

Na FIGURA 14 estão apresentados os valores de percentual de IM dos grupos SDAJ e GC, no PM e NF. O GC apresentou resultados semelhantes ( $p > 0,05$ ) de IM obtidos no PM e NF. Entretanto foram observadas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) nos dados obtidos no grupo SDAJ, em que o PM apresentou valores significativamente inferiores ( $p < 0,05$ ) aos obtidos com a aplicação da ITT sobre o NF.



**FIGURA 14.** Valores de IM dos extensores do joelho mensurados no NF e PM no GC e SDAJ. Valores de MÉDIA±EP. #indica diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ). \* indica diferença significativa entre os locais de estimulação ( $p < 0,05$ ).

## 2.4 DISCUSSÃO

Os achados deste estudo mostraram semelhança entre o NF e PM para as variáveis de torque e desconforto (avaliado pela EVA durante a aplicação do abalo supramáximo), demonstrando que qualquer um dos pontos pode ser utilizado para as medidas da IM. Já, em relação a voltagem aplicada para atingir a resposta máxima do músculo foram encontradas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os pontos anatômicos, sendo necessário uma voltagem 24,27% maior no PM em relação ao NF. Uma possível justificativa para a necessidade de uma maior voltagem sobre o PM baseia-se na medida da espessura da camada adiposa subcutânea (ECA). Sobre o PM, os valores de ECA foram aproximadamente 3x maiores que no NF. Uma maior ECA acarreta um aumento na impedância para a passagem do estímulo elétrico através dos tecidos (FAES et al., 1999; TARULLI et al., 2007; JAFARPOOR et al., 2012), ocasionando uma maior resistência à passagem do estímulo para gerar a contração muscular. Além disso, o aumento da ECA pode aumentar a dispersão da corrente elétrica, reduzindo assim a magnitude da voltagem que chega ao músculo (TARULLI et al., 2006). Jafarpoor et al (2012) analisaram a impedância da camada adiposa subcutânea por meio de um modelo animal e observaram que, ao quadruplicar

a ECA, a resistência a passagem da corrente elétrica pode aumentar em até 375%. Já Doheny et al (2010) ao avaliarem a impedância da ECA do quadríceps de sujeitos saudáveis encontraram que, conforme a ECA aumenta, a intensidade da estimulação elétrica necessária para atingir o mesmo nível de contração muscular também precisa aumentar.

Apesar da maior voltagem supramáxima utilizada no PM, não foram identificadas diferenças significativas na EVA, em comparação ao NF. Possivelmente a ativação das fibras nociceptivas do tipo C e A $\delta$  foi semelhante nos dois pontos anatômicos. A ativação dessas fibras ocorre com altas intensidades de estimulação elétrica neuromuscular, resultando em sensação de desconforto com aplicação do abalo (DELITTO et al., 1992; PLACE et al., 2010). Aparentemente, o uso de abalos mesmo supramáximos não se constituiu como um estímulo suficiente para ativar de maneira significativa essas fibras mais em um ponto de estimulação elétrica do que no outro, apesar das diferenças na ECA entre os dois pontos.

O teste de ICC apontou para uma correlação satisfatória (ICC=0,671) entre os torques gerados no PM e NF. A utilização do método de correlação é frequentemente proposta para avaliar a relação linear entre os resultados de duas medidas repetidas ou duas metodologias aplicadas para mensurar uma mesma variável. Entretanto, o ICC não possui capacidade de identificar se existem diferenças entre as medidas (HIRAKATA e CAMEY, 2009; GIAVARINA, 2015), não sendo o método estatístico mais recomendado para comparar medidas clínicas (BLAND-ALTMAN, 1986; GIAVARINA, 2015). De acordo com BLAND-ALTMAN (1986), se há uma mudança na escala de medidas, como por exemplo, uma série de medidas com metade do valor da outra série, o coeficiente de correlação não se altera submetendo o pesquisador a erros grosseiros com relação a reprodutibilidade. Os argumentos acima citados justificam a utilização dos gráficos de dispersão de Bland Altman (1986).

A dispersão dos dados no gráfico de Bland-Altman mostra que não ocorreram diferenças individuais sistemáticas entre os torques em repouso no PM e NF, indicando possibilidade de substituição de um método pelo outro. Apenas um dos pontos permaneceu fora dos intervalos de concordância de 95% (-13,59 até 16,89), demonstrando a tendência de viés sistemático na comparação entre os métodos, com uma variação média entre os torques gerados no PM e NF de 24Nm. Isto ocorreu próximo aos valores de 60Nm, implicando cautela na utilização do PM nesses casos.

Já em relação aos dados de IM dos extensores do joelho foram observadas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre o PM e NF no grupo SDAJ. Apesar de não estar totalmente claro o motivo pelo qual diferenças entre os métodos foram encontradas somente para o grupo SDAJ, os achados mostraram que o PM apresentou valores 27,66% inferiores aos obtidos no NF neste grupo. Uma das possíveis justificativas para esta diferença no valor final de IM no grupo SDAJ pode estar relacionada ao tamanho do eletrodo condutivo de silicone para estimulação utilizado sobre o PM e NF (dimensões: 5x5 cm). Considerando que durante a CVMI há uma alteração no comprimento dos músculos do quadríceps, é possível que o tamanho do eletrodo utilizado tenha sido insuficiente para permanecer sobre o PM, gerando uma ativação muscular abaixo do esperado, uma vez que o ventre muscular passou a ser o local ativado.

Acredita-se que, uma vez que nos sujeitos com dor no joelho exista uma redução na amplitude de onda M e no reflexo H (HOPKINS et al. 2001, PALMIERE et al. 2003, PARK e HOPKINS, 2013), uma alteração no posicionamento do eletrodo pode ter sido mais perceptível no grupo com SDAJ. Isso pode ter ocorrido devido a uma diminuição no padrão central de ativação e conseqüentemente uma redução do torque interpolado gerado pela estimulação sobre o ventre muscular em comparação com o torque interpolado gerado pela estimulação sobre o NF (BERGQUIST et al., 2012).

Nessa direção, Gobbo et al. (2014) demonstraram que, quando a estimulação elétrica é realizada no ventre muscular, a ativação do músculo é inferior, gerando menor torque do que quando o estímulo elétrico é aplicado sobre o PM. Usando uma metodologia similar à do presente estudo, Place et al. (2010) relataram ausência de diferenças para os valores de IM na comparação entre a aplicação de abalos em intensidades supramáximas sobre o ventre muscular *versus* NF em sujeitos saudáveis. Entretanto, estes autores utilizaram para estimulação elétrica sobre o ventre muscular um eletrodo de estimulação com dimensões superiores (12,7 X 7,6 cm) aos utilizados neste estudo, desta forma recobrando grande parte do ventre muscular, possivelmente se sobrepondo também ao PM. Segundo Gomez et al. (2012), a utilização de eletrodos de grande tamanho, além de produzir uma resposta motora superior do músculo, gera menor desconforto. Doheny et al. (2010) sugerem que em regiões que apresentem maior ECA, como observado no PM, sejam utilizados eletrodos de maiores dimensões, a fim de manter a eficácia da estimulação elétrica. Portanto, a dimensão de eletrodo utilizada sobre o PM no presente estudo se constitui em uma possível limitação do

estudo. Entretanto, um novo estudo em pacientes com SDAJ com tamanhos de eletrodos diferentes sobre o PM e NF, com uma maior dimensão do eletrodo sobre o PM necessita ser conduzido para avaliar essa hipótese.

Do ponto de vista prático, os resultados deste estudo indicam que, quando o objetivo do profissional de saúde é realizar a avaliação da IM em pessoas saudáveis com menor desconforto possível, ambos os métodos avaliados podem ser considerados. Ainda assim, não se pode deixar de considerar outras vantagens quanto a utilização do PM, como por exemplo maior acessibilidade do sítio anatômico, possibilidade de avaliação de musculatura com inervação profunda e menor constrangimento da amostra devido a proximidade do NF da zona genital. Já, quando o objetivo é avaliar a IM em pessoas acometidas pela SDAJ, a utilização do NF (padrão ouro) parece ser a mais indicada, uma vez que houve diferenças entre os dois métodos avaliados para o valor de IM, que foi inferior para o PM. Além disso, é importante destacar que, durante a determinação da IM pelo PM em ambos os grupos, uma intensidade de corrente maior foi necessária, de modo que o profissional de saúde também poderá levar em consideração o acesso que possui ao uso de equipamentos com capacidade suficiente para atingir níveis de intensidade supramáximos.

## **2.5 CONCLUSÃO**

Foi observado que para sujeitos saudáveis, a IM pode ser avaliada tanto pela aplicação do estímulo elétrico sobre o PM como sobre o NF sem nenhuma alteração no nível de desconforto ou no valor final da IM. Para sujeitos acometidos pela SDAJ, o “padrão ouro” (NF) permanece como método mais indicado, uma vez que foram encontradas diferenças significativas para o valor de IM obtidos entre os métodos avaliados. Em função do NF ter se mostrado mais indicado para a avaliação da IM em mulheres sintomáticas para SDAJ, o NF foi utilizado para avaliação da ativação muscular no Capítulo III da presente dissertação.

**TESTES FUNCIONAIS, INIBIÇÃO MUSCULAR E PROPRIEDADES MORFOLÓGICAS, MECÂNICAS E MIOELÉTRICAS DOS EXTENSORES DO JOELHO EM MULHERES JOVENS SINTOMÁTICAS E ASSINTOMÁTICAS PARA SÍNDROME DE DOR ANTERIOR NO JOELHO**

**3.1 INTRODUÇÃO**

A SDAJ é uma das patologias de mais comum diagnóstico entre a população de jovens fisicamente ativos, sendo prevalente em mais de 70% dos jovens com idade entre 16 e 25 anos (DEVERAUX e LACHMANN, 1984; DeHAVEN e LINTNER, 1986). Contabiliza de 25 a 40% de todos os problemas clínicos da articulação do joelho avaliados na prática clínica desportiva (WITVROUW et al., 2014). Estima-se que, nos Estados Unidos, 2,5 milhões de jovens desenvolvam a patologia a cada ano (PAPPAS et al., 2012). As mulheres apresentam a maior tendência de desenvolvimento da SDAJ (WILLSON et al., 2008a; WITVROUW et al., 2014), com uma incidência 2,2 vezes maior que nos homens (BOLING et al., 2010).

É considerada uma patologia de natureza multifatorial (FULKERSON, 2002; PATTYN et al., 2013), e seu surgimento ainda representa uma lacuna a ser explicada pelos pesquisadores da área. No entanto, diversos fatores de risco têm sido relacionados a SDAJ, como traumatismo direto da articulação do joelho ou uso excessivo desta em atividades desportivas (WEINSTEIN e BUCKWALTER, 2000; PAPPAS et al., 2012), desalinhamentos dinâmicos do membro inferior (NAKAGAWA et al., 2012), reduções na espessura da cartilagem femoropatelar (DRAPER et al., 2006); desequilíbrios na ativação EMG entre os músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) (CHESTER, 2008; PATIL et al., 2011; DENNING, 2014), fraqueza muscular (SLEMENDA et al., 1998; LEWEK et al., 2004; PALMIERI-SMITH et al., 2010; THOMAS et al., 2010) e modificações na arquitetura muscular do quadríceps (BERRY et al., 2008; LIN et al., 2008; JAN et al., 2009). Acredita-se que todos estes fatores acima citados estariam relacionados a modificações na homeostase da biomecânica da articulação do joelho, modificando, desta forma, as áreas de contato entre as superfícies articulares dos ossos da articulação (EMAMI, 2007). Estudos sugerem que

alterações mecânicas como a inclinação, rotação ou deslocamento lateral da patela podem gerar uma redução na área de contato da patela, aumentando o estresse (força por unidade de área da cartilagem hialina), principalmente na região da faceta lateral da patela (DOUCETTE e CHILD, 1996; SALSICH e PERMAN, 2007; BESIER et al., 2008).

Tem sido reportado que o estresse excessivo se for mantido por longos períodos, poderia levar ao colapso das estruturas da cartilagem saudável, conduzindo a desestruturação da matriz e a morte dos condrócitos, com um consequente desequilíbrio entre a síntese e a degradação da matriz cartilagínea, resultando na falência da cartilagem. Nessa situação o limiar de resistência estrutural em regiões específicas da cartilagem seria ultrapassado, o que poderia dar início ao processo doloroso ou acelerar a ocorrência do desenvolvimento do processo crônico degenerativo articular (HERRINGTON, 2014). Estudos têm apontado, inclusive, que a SDAJ seria um dos fatores precursores do surgimento da OA na articulação femoropatelar (UTTING et al., 2005).

Uma das consequências dessas modificações na biomecânica da articulação femoropatelar está associada com uma redução na força dos músculos dos membros inferiores, em especial no quadríceps femoral, grupo muscular que tem o papel de estabilizador primário do joelho durante a marcha, principalmente durante a resposta as sobrecargas externas (POWERS, 1997; PIAZZA et al., 2013). A redução na capacidade de produção de força dos extensores do joelho seria um dos principais aspectos que diferiria os sujeitos com SDAJ de pessoas saudáveis (PATTYN et al., 2013). Essa fraqueza do quadríceps inclusive pode ser fator determinante nas reduções na capacidade funcional das pessoas com SDAJ (PIAZZA et al., 2013).

A fraqueza muscular presente nas doenças crônico-degenerativas do joelho pode ser, em grande parte, explicada pela presença da inibição muscular (IM) no músculo quadríceps (O'REILLY et al., 1998; HASSAN et al., 2001; BECKER et al., 2004; PAP et al., 2004). Definida como a inabilidade do sistema nervoso central (SNC) de ativar completamente todas as UMs de um músculo durante o esforço voluntário (RICE e McNAIR, 2010; SEGAL et al., 2010), a IM tem sido apontada como fator precursor da SDAJ (SUTER e Herzog, 1998), podendo inclusive ocorrer antes da manifestação da dor na articulação (SEGAL et al., 2010; THOMAS et al., 2010; SEGAL e GLASS, 2011). Além disso, há dados na literatura de que a presença de fraqueza muscular associada à IM pode produzir mudanças na homeostase da biomecânica

articular, constituindo-se, por sua vez, como um dos principais fatores de risco que predis põem o paciente a dor e ao desenvolvimento e à aceleração do processo degenerativo articular (MACHNER et al., 2002; BENNELL et al., 2008).

Os extensores do joelho têm sido o grupo muscular mais investigado na literatura. Apesar disso, os resultados dos estudos têm sido conflitantes. Enquanto alguns pesquisadores têm encontrado reduções na capacidade de produção de força em sujeitos com SDAJ (POWERS et al., 1996; CALLAGHAM e OLDHAM, 2004), um estudo pouco mais recente não revelou diferenças significativas para redução da força muscular no grupo SDAJ comparado com seu grupo controle (BOLGLA et al. 2011). De forma similar, outro estudo mostrou que apenas uma parcela dos sujeitos com SDAJ apresentou redução na sua capacidade de produção de força (TUOMI et al., 2013). Divergências na literatura também são encontradas com relação as variáveis de arquitetura muscular (CALLAGHAM e OLDHAM, 2004; LIN et al., 2008; JAN et al., 2009) e EMG do quadríceps (CERNY, 1995; CESARELLI, BIFULCO e BRACALE, 1999; DENNING et al., 2014).

Como demonstrado acima, os resultados dos estudos têm sido conflitantes em relação a presença ou ausência de alterações nas variáveis mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho de pessoas acometidas pela SDAJ. Outro ponto que chama atenção na literatura da área é que as possíveis modificações deletérias no músculo RF têm sido negligenciadas na maioria dos estudos, onde o foco de estudo tem sido as relações entre os músculos VL e VM. O músculo RF por ser o único músculo bi articular do quadríceps que atua sobre o joelho e ter a sua inserção proximal na espinha ilíaca ântero-inferior, também pode sofrer alterações funcionais decorrentes de modificações no alinhamento da articulação do quadril e conseqüentemente alterar a sua ação sobre a articulação femoropatelar. Da mesma forma, até onde se sabe, poucos estudos têm se proposto a investigar as alterações biomecânicas e fisiológicas decorrentes da SDAJ exclusivamente em mulheres fisicamente ativas (GROSSI et al., 2008; POWERS et al., 1996; BOLGLA et al., 2011). Além disso, também não foi encontrado nenhum estudo que tenha se proposto a avaliar simultaneamente as modificações neuromusculares nos níveis mecânico, morfológico e mioelétrico em mulheres fisicamente ativas.

Uma investigação em um panorama mais amplo, ou seja, envolvendo uma grande parcela das possíveis variáveis ligadas ao processo de instalação e desenvolvimento da SDAJ, sejam elas estruturais ou funcionais do membro inferior,

tornaria possível identificar modificações nas principais variáveis neuromecânicas relacionadas a patologia e, dessa forma, estabelecer as possíveis conexões existentes entre estas. Consideramos que o conhecimento destas informações seria útil na prática clínica traumato-ortopédica, subsidiando a elaboração de melhores programas de intervenção de forma a minimizar ou interromper os efeitos deletérios e incapacitantes da SDAJ.

Com base no exposto anteriormente, o presente estudo tem por objetivo avaliar e comparar as propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho, em mulheres sintomáticas para SDAJ em comparação a um GC saudável.

## **3.2 MÉTODOS**

### **3.2.1 Amostra**

A amostra foi composta exclusivamente por adultos do sexo feminino, com idade entre a terceira e quarta décadas de vida, com sintomas clínicos da SDAJ (Grupo SDAJ) e indivíduos saudáveis sem dor no joelho ou histórico de lesão no membro inferior (Grupo Controle – GC).

O tamanho da amostra foi determinado com base na variabilidade encontrada no estudo de Suter et al. (1998a). Considerando a IM do quadríceps como a variável primária do estudo e estimando uma diferença mínima igual a 15% ao desvio padrão de  $\pm 5\%$  com um  $\alpha = 0.05$ , um tamanho amostral de 16 sujeitos por grupo atingiu um poder calculado de 0.80 (Software GPower 3.1). Com base nos dados expostos anteriormente, e buscando manter a igualdade entre os grupos analisados, foram selecionados 16 sujeitos para compor o grupo SDAJ e 16 sujeitos saudáveis para o GC, totalizando 32 sujeitos avaliados.

Os sujeitos foram incluídos com base nos seguintes critérios de inclusão: Grupo SDAJ – (1) voluntárias do sexo feminino com idade entre 20 e 40 anos; (2) Resultado positivo no Teste de Compressão e negativo no Teste de Apreensão, além de auto-referirem dor peripatelar ou retropatelar em pelo menos duas das seguintes situações: agachamento, corrida, ajoelhar, saltar, subir ou descer escadas, sentado por tempo prolongado, sentado com os joelhos flexionados (JAN et al., 2009); (3) Pontuação inferior a 85 no questionário Kujala (KUJALA et al., 1993) (ANEXO 1), versão traduzida

para o português (CUNHA et al., 2013) (ANEXO 2); (4) Praticantes de atividades físicas de nível moderado ou superior, definido pelo Questionário Internacional de Atividade Física - Forma Curta – IPAQ (ANEXO 3) e (5) Índice de massa corporal (IMC) < 30. O GC foi composto por sujeitos com características semelhantes (massa corporal, estatura, idade, sexo) aos do grupo SDAJ, entretanto, sem sintomas de dor na articulação do joelho ou histórico de lesão articular.

Foram excluídos deste estudo sujeitos que apresentaram alguma doença cardiorrespiratória, neuromuscular ou metabólica que impedisse a participação no mesmo, bem como sujeitos que praticassem treinamento de força ou que apresentassem quadro de obesidade, definido pelo Índice de Massa Corporal (IMC). Assume-se como obesidade, um valor de IMC superior a 30. Sujeitos que não se encontraram na classificação etária estabelecida também não puderam participar do estudo.

Da mesma forma, foram excluídos do GC saudável indivíduos que apresentaram histórico de lesão ligamentar no joelho, processo degenerativo articular (confirmado por exame de imagem, ex: Raios-X ou Ressonância Magnética), que possuíssem alguma outra forma de lesão associada nas articulações do membro inferior, ou então que, no momento da coleta de dados, estivessem sobre ação de algum processo inflamatório nas articulações do membro inferior.

Foram excluídos do grupo SDAJ sujeitos que apresentaram histórico de subluxação patelar, osteocondrite dissecante, osteoartrite do joelho, tendinite patelar, lesão meniscal, dor patológica referida ou trauma nas articulações do quadril, joelho ou tornozelo, ou então que possuíssem alguma outra forma de lesão associada nas articulações do membro inferior.

Os sujeitos foram prioritariamente recrutados junto a Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), entre os meses de janeiro e julho de 2015, através de cartazes afixados em diferentes locais da Escola e redes sociais.

### **3.2.2 Desenho Experimental**

O presente estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Parecer nº 1.032.452), e é caracterizado como um estudo transversal.

### **3.2.3 Protocolo de Avaliação**

#### **3.2.3.1 Sequência do Protocolo de Avaliação**

Cada sujeito compareceu ao laboratório em duas sessões, sendo efetuado inicialmente a familiarização com o local, equipamentos, leitura e assinatura do TCLE, preenchimento dos Questionários de Kujala (KUJALA et al., 1993) (ANEXO 2) e IPAQ (ANEXO 3), anamnese e exames clínicos com fisioterapeuta. No caso de os sujeitos apresentarem a patologia (SDAJ) de maneira bilateral, foi avaliado o membro inferior que apresentou a sintomatologia mais severa (identificado por anamnese e sintomas clínicos).

No primeiro dia, foram realizadas as avaliações de IM do quadríceps femoral, através da aplicação do abalo sobre o NF, conforme protocolo descrito no Capítulo II da presente dissertação. No segundo dia de avaliação, os sujeitos foram submetidos aos procedimentos de medidas antropométricas (massa, estatura e comprimento da coxa), amplitude de movimento (ativa e passiva) e teste de agachamento unilateral. Na sequência, os sujeitos foram convidados a deitar em posição supina numa maca para obtenção das imagens de arquitetura muscular dos músculos RF, VM e VL em repouso e avaliação da espessura da cartilagem femoropatelar, com a sonda de ecografia. Subsequentemente a pele foi preparada para o posicionamento dos eletrodos de EMG.

Ao final da preparação e posicionamento dos eletrodos, os participantes executaram o protocolo de aquecimento específico dos extensores do joelho em dinamômetro isocinético (Biodex Medical System, Shirley – NY, USA), que consistiu em uma série de 20 repetições dinâmicas submáximas concêntricas de flexão-extensão do joelho, em uma velocidade angular de 120°/s.

Após o aquecimento, as propriedades mecânicas do quadríceps foram avaliadas por meio de CVMI. Os sujeitos realizaram os testes de CVMI em diferentes ângulos: 15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho (0° = extensão completa). A ordem de execução foi randomizada (sorteio). Durante esse teste, medidas de EMG (propriedades mioelétricas) do RF, VL e VM foram obtidas em cada ângulo. Foi respeitado um intervalo de repouso de 2 minutos entre as tentativas. Foram executadas 2 tentativas em cada um dos ângulos definidos, e, caso fosse observado uma diferença igual ou superior a 10% nos valores de torque entre as tentativas, uma terceira repetição foi desenvolvida. Ao término das avaliações de torque isométrico máximo, foi respeitado um novo intervalo de 5 min e foram executadas 3 contrações voluntárias

máximas dinâmicas (CVMD) dos extensores do joelho na velocidade angular de 60°/s. Após cada CVM foi solicitado aos sujeitos que assinalassem em uma Escala Visual Analógica de Dor (VAS) de 10 cm (FIGURA 8) o desconforto gerado pela contração. Nessa escala “0” significava “nenhum desconforto” e “10” indicava o “maior desconforto imaginável.

Em suma, os sujeitos foram submetidos às seguintes avaliações: 1) medidas antropométricas, 2) amplitude de movimento, 3) teste de agachamento unilateral, 4) exames clínicos, 5) espessura da cartilagem femoropatelar, 6) arquitetura muscular em repouso, 7) medidas das propriedades mecânicas do quadríceps juntamente com medidas de arquitetura muscular e medidas das propriedades mioelétricas, 8) IM dos extensores do joelho a partir da ITT.

### **3.2.4 Avaliação Antropométrica**

Foram realizadas medições de estatura corporal, massa corporal total e comprimento da coxa. Para a avaliação da estatura corporal foi usado um estadiômetro com resolução de 1 mm (Filizola S.A. Pesagem e Automação, São Paulo, Brasil) e para a medição da massa corporal total foi usada uma balança antropométrica (Filizola S.A. Pesagem e Automação, São Paulo, Brasil) com sensibilidade da escala de 100g.

Com uma fita métrica, o comprimento da coxa foi medido como a distância entre a base da patela e a prega inguinal (KUBO et al., 2002a; KUBO et al., 2002b; MURAOKA et al., 2005).

Os dados de comprimento da coxa foram utilizados para normalização dos dados de comprimento do fascículo muscular mensurados por US, dividindo-se o valor de comprimento (fascicular ou tendíneo) pelo comprimento da coxa (KUBO et al., 2002a; KUBO et al., 2002b; MURAOKA et al., 2005).

### **3.2.5 Avaliação da Amplitude de Movimento (ADM)**

A avaliação da amplitude de movimento (ADM) passiva e ativa da articulação do joelho foi efetuada através da técnica de cinemetria, com marcadores reflexivos de superfície posicionados nas seguintes localizações: a) trocânter maior do fêmur; b) epicôndilo lateral do fêmur e 3) maléolo lateral da tíbia. Com o indivíduo em decúbito

ventral e os joelhos estendidos, a partir dessa posição a mensuração foi realizada considerando os ângulos em direção à flexão do joelho e em direção à extensão do joelho (NORKIN e WHITE, 1995). As avaliações foram gravadas com uma câmera de vídeo (Sony HDR-CX220, 60Hz), posicionada em um tripé lateral ao sujeito avaliado, a uma distância de 3m. As gravações foram armazenadas em cartão de memória SD (*San Disk*, Micro 8GB), e os vídeos foram posteriormente transferidos para um notebook (Sony Vaio VPCSB-35), e analisados em software gráfico *Image-J* (*National Institute of Health, USA*).

Foram considerados os maiores ângulos em direção à flexão do joelho e em direção à extensão do joelho, tanto passivos quanto ativos.

### **3.2.6 Exames Clínicos**

Os testes clínicos tiveram como objetivo proporcionar informações adicionais além das já originadas pelos exames de imagem. Esses testes foram utilizados para identificação das possíveis alterações relacionadas a SDAJ, como o alinhamento dinâmico da patela e do membro inferior e posicionamento do membro inferior e da articulação femoropatelar. Os seguintes testes clínicos foram realizados: agachamento unipodal, apreensão, compressão.

#### **3.2.6.1 Teste de Agachamento Unipodal**

O teste de agachamento unipodal foi realizado segundo a metodologia proposta por Crossley et al. (2011). Todos os participantes receberam, previamente ao desenvolvimento do teste, as instruções de como executar a tarefa e estavam no momento da avaliação de pés descalços e com vestimentas que possibilitaram manter a articulação do joelho visível durante toda a amplitude de movimento.

Os sujeitos foram orientados a subir em uma plataforma de madeira forrada na parte superior com película antideslizante, com as seguintes dimensões de 20x50x45cm (AlturaxLarguraxProfundidade), e permanecer na posição ereta em sustentação unipodal, com os membros superiores cruzados na frente do tórax (FIGURA 14).

Ao comando do pesquisador, o avaliado executou o agachamento na maior amplitude possível de maneira lenta e controlada, 5 vezes consecutivas, em uma frequência de aproximadamente 1 agachamento a cada 4 segundos, não sendo

obrigatório o toque do pé no solo durante a execução do agachamento. A todos os participantes foram permitidas 3 execuções para familiarização com o teste. As execuções foram gravadas com uma câmera de vídeo (Sony HDR-CX220, 60Hz), posicionada em um tripé frontal ao avaliado, a uma distância de 3m. As gravações foram armazenadas em cartão de memória SD (San Disk, Micro 8GB), e os vídeos posteriormente transferidos para um notebook (Sony Vaio VPCSB-35), e analisados em software gráfico *Image-J* (National Institute of Health, USA).



**FIGURA 15.** Posição inicial (à esquerda) e final (à direita) do Teste de Agachamento Unipodal (CROSSLEY et al., 2011).

Crossley et al. (2011) classificam as execuções do teste de agachamento unipodal em 3 níveis: “bom”, “razoável” e “ruim”. As avaliações são baseadas na análise da impressão global do movimento, postura do tronco, posição da pélvis no espaço, articulações do quadril e do joelho. A TABELA 6 apresenta os critérios utilizados para análise do movimento. Para ser considerado “bom”, o participante deveria cumprir todos os quesitos em no mínimo 4 critérios durante todas as execuções do agachamento. O participante foi classificado como “ruim” se não cumprisse todos os quesitos em no mínimo 1 critério durante todas as execuções do agachamento. Aquele participante que não pode ser classificado como “ruim” ou “bom” foi definido como “razoável”. Um único avaliador com experiência no protocolo de avaliação deste teste desenvolveu a classificação dos sujeitos, sem ter conhecimento de qual grupo ele pertencia.

Para se estabelecer com precisão o ângulo-Q, que se refere ao ângulo formado entre as retas traçadas a partir da espinha ilíaca anterossuperior (EIAS) e o centro da patela, e uma linha vertical projetada ao centro da patela, marcadores de reflexivos de superfície foram posicionados no centro da patela e sobre a EIAS. Foram mensurados o ângulo Q inicial (ângulo observado no início de cada agachamento), ângulo Q final (maior ângulo Q atingido durante o agachamento) e o valgo dinâmico (variação do ângulo Q inicial até o final).

**TABELA 6.** Critérios para Análise do Agachamento Unipodal propostos por Crossley et al. (2011).

<b>CRITÉRIOS</b>	<b>PARA SER CLASSIFICADO COMO “BOM”</b>
<b>A - Impressão Global após 5 tentativas</b>  Habilidade de manter o equilíbrio Desequilíbrio do indivíduo Profundidade de agachamento  Velocidade do agachamento	Participante não perde o equilíbrio Movimento é desenvolvido suavemente O agachamento é desenvolvido em no mínimo 60° de flexão do joelho Agachamento desenvolvido aproximadamente 1 a cada 2 s
<b>B – Postura do tronco</b>  Tronco/tórax apresenta desvio lateral ou mudança Tronco/tórax apresenta rotação Tronco/tórax apresenta flexão lateral Tronco/tórax apresenta flexão	Sem desvio lateral ou mudança do tronco/tórax  Sem rotação do tronco/tórax Sem flexão lateral do tronco/tórax Sem flexão do tronco/tórax
<b>C – A pélvis no espaço</b>  Desvio lateral da pélvis Rotação da pélvis Inclinação da pélvis (observar a profundidade do agachamento)	Sem desvio lateral da pélvis Sem rotação da pélvis Sem “inclinação” da pélvis
<b>D – Articulação do quadril</b>  Adução do quadril Rotação interna do quadril	Sem adução do quadril Sem rotação interna do quadril
<b>E – Articulação do Joelho</b>  Aparente joelho valgo Posição do joelho relativo à posição do pé	Valgo não aparente Centro do joelho permanece sobre o centro do pé

### 3.2.6.2 Teste de Apreensão Patelar

O exame foi desenvolvido com o sujeito na posição supina em uma maca, com a articulação do joelho mantida a 30° de flexão (0°= extensão completa) e os músculos

extensores do joelho relaxados. O fisioterapeuta posicionou os polegares sobre o lado medial da patela procurando exercer um deslocamento lateral da mesma, provocando assim, uma pressão sobre a faceta lateral da patela contra o côndilo femoral lateral. Se o avaliador identificar apreensão do sujeito ou o paciente tentar estender o joelho fazendo com que a patela retorne à posição inicial ou solicitar a interrupção do teste em função do desconforto, o resultado será positivo (FREDERICSON e YOON, 2006; TAVARES et al., 2011; MANSKE e DAVIES, 2003).

### **3.2.6.3 Teste de Compressão Patelar ou Sinal de Clarke**

O teste de compressão patelar foi desenvolvido com o paciente em posição supina em uma maca com a articulação do joelho flexionada a 30° (0° = extensão completa) e os músculos extensores do joelho relaxados (NIJS et al., 2006). O fisioterapeuta posicionou uma das mãos sobre a borda proximal da patela e a outra mão sobre a tíbia do paciente e solicitou que ele contraísse fortemente o quadríceps de forma isométrica, enquanto aplicava uma força de resistência comprimindo a patela contra o sulco troclear. O resultado do teste foi considerado positivo quando foi verificada crepitação da patela, desconforto do paciente ou então se o mesmo solicitou a interrupção do teste em função do desconforto (NIJS et al., 2006; DOBERSTEIN et al., 2008; TAVARES et al., 2011).

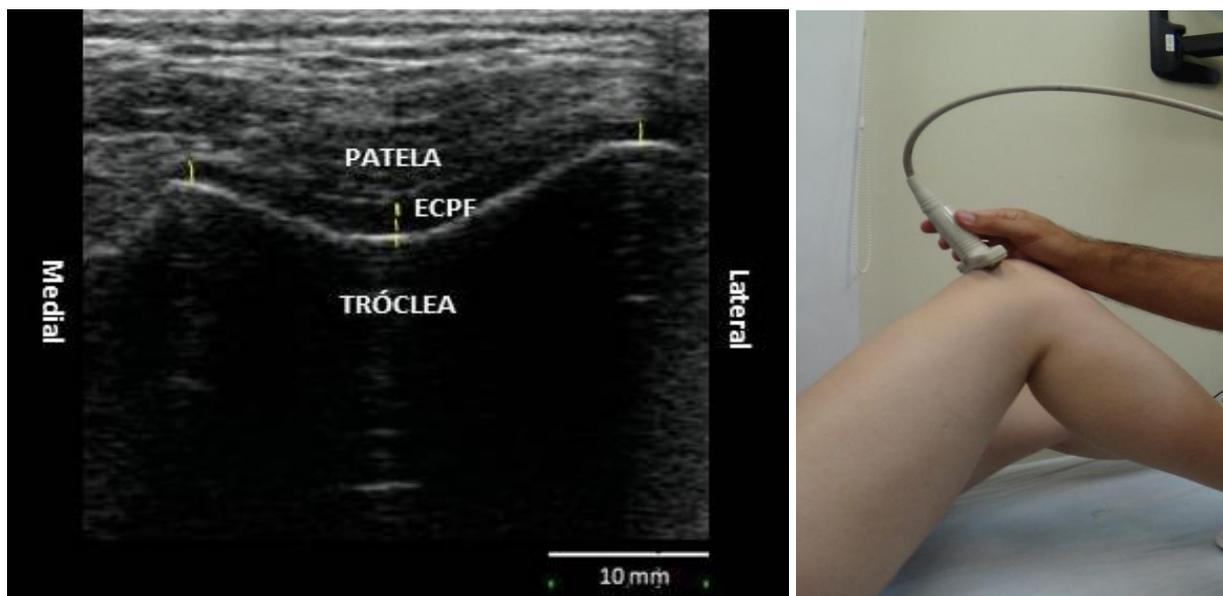
### **3.2.7 Avaliação da Espessura da Cartilagem Femoropatelar**

Para identificação da espessura da cartilagem na face posterior da patela foi utilizado um equipamento de ecografia B-mode (SSD 4000, 51 Hz, *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) e uma sonda de arranjo linear (60mm linear array 7,5 MHz - *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*).

O protocolo de aquisição das imagens estáticas da articulação femoropatelar, assim como o posicionamento do sujeito, seguiu as instruções do Guia de Ultrassonografia Musculoesquelética em Reumatologia (BACKHAUS et al., 2001). O sujeito inicialmente foi posicionado sobre a maca em decúbito dorsal com a articulação do joelho flexionada a 90° (0° = extensão máxima) (SCHIMIDT et al., 2004). A sonda foi posicionada transversalmente acima da borda superior da patela. Foram adquiridas, para cálculo da espessura da cartilagem, 3 imagens no ângulo referido.

A média dos valores da distância em linha reta em 3 diferentes pontos longitudinais (ápice do côndilo medial, lateral e ponto mais profundo do sulco intercondilar) foi adotado como a espessura média da cartilagem femoropatelar (FIGURA 15). Adicionalmente, foram comparadas separadamente as ECFP sobre o côndilo lateral, medial e sulco intercondilar.

Desta forma, foi possível observar se os sujeitos com SDAJ apresentavam redução na espessura da cartilagem em comparação ao GC.



**FIGURA 16.** Imagem de um sujeito da amostra representativa da cartilagem femoropatelar (á esquerda), obtida através da US e utilizada para determinação da espessura da cartilagem femoropatelar (ECFP). Posicionamento da sonda de US para obtenção da imagem da ECFP. Os traços amarelos indicam os locais de mensuração.

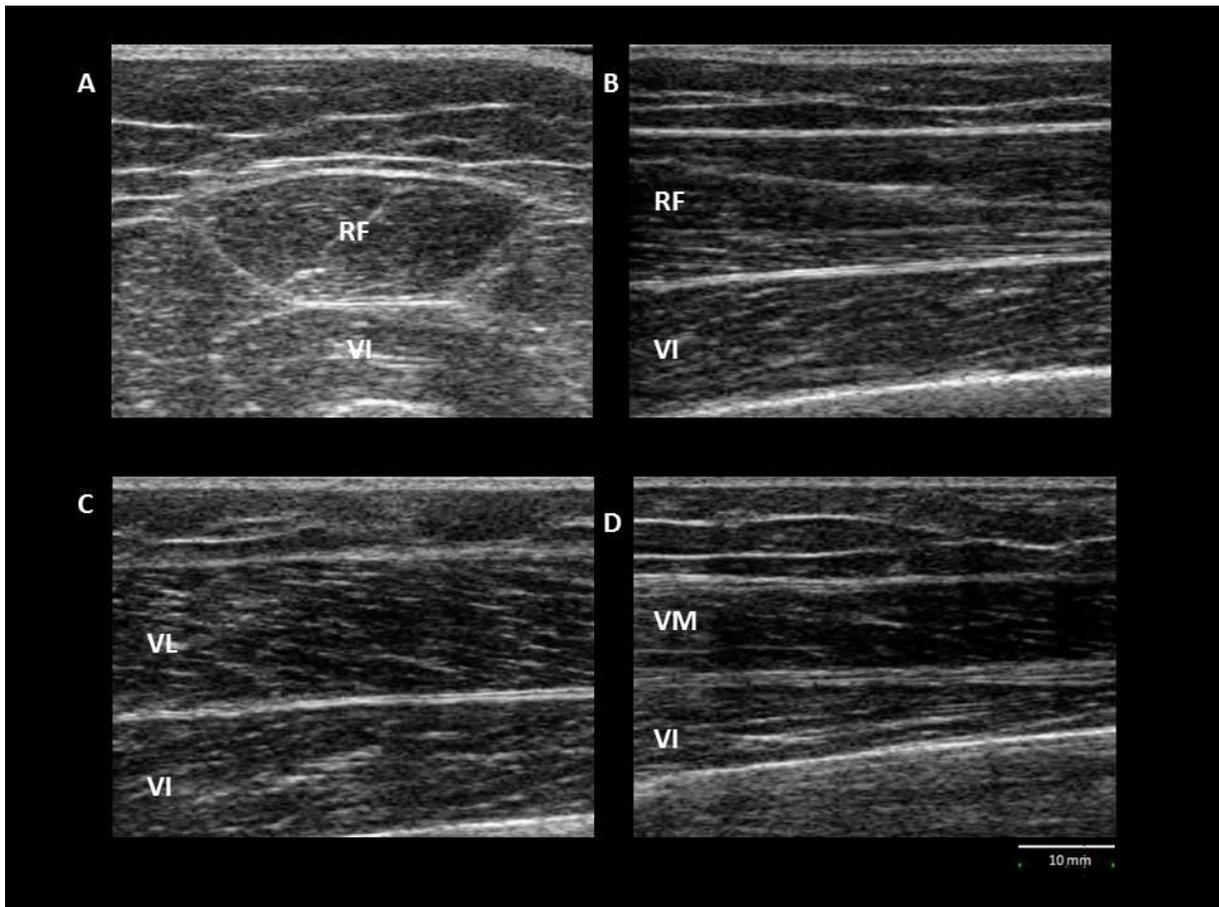
### 3.2.8 Avaliação da Arquitetura Muscular

Os protocolos para determinação da arquitetura muscular seguiram procedimentos semelhantes aos já descritos na literatura (NARICI et al., 2003; REEVES et al., 2003a; REEVES et al., 2003b; REEVES et al., 2004, BARONI et al., 2013). Para determinação das possíveis alterações nas propriedades de arquitetura muscular nos sujeitos com SDAJ, tais como comprimento das fibras de fascículos, ângulo de penação, espessura muscular e área de secção transversa anatômica (ASTA), foi utilizado um equipamento de ecografia B-mode (SSD 4000, 51 Hz, ALOKA

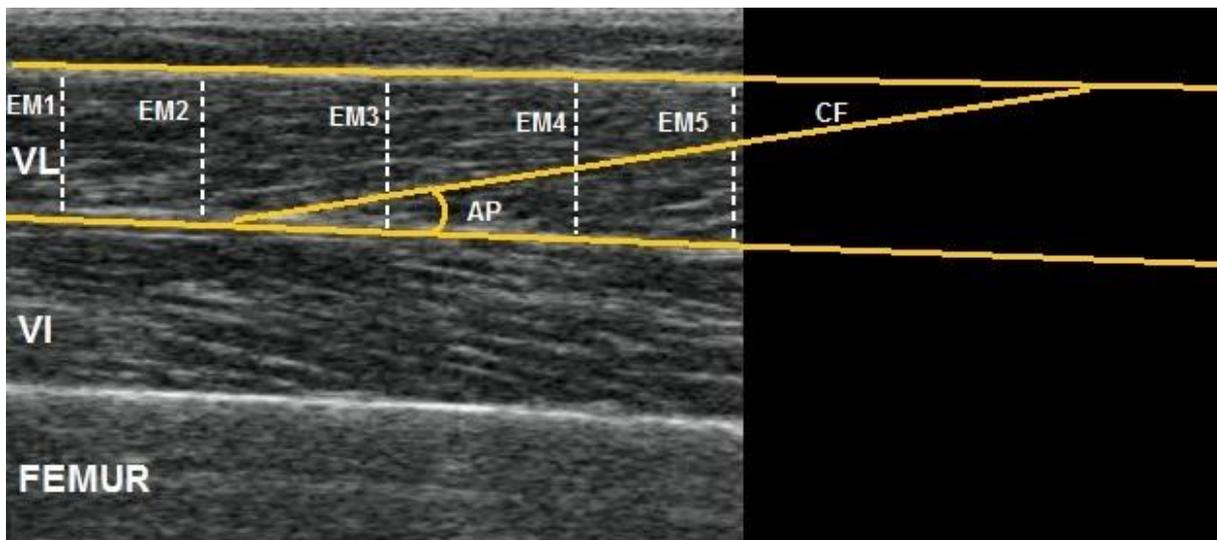
*Inc., Tokyo, Japan*) e uma sonda de arranjo linear (60mm linear array 7,5 MHz - *ALOKA Inc., Tokyo, Japan*).

Os procedimentos para aquisição da espessura muscular do quadríceps e área de secção transversa seguiram a metodologia descrita por BARONI et al. (2013). Os sujeitos foram avaliados em posição supina com o quadríceps relaxado, após 10 min de repouso nesta posição. Três imagens foram obtidas com a sonda embebida em gel de transmissão solúvel que foi posicionada longitudinalmente sobre as fibras dos músculos RF, VM e VL. A sonda foi posicionada sobre o RF e o VL a 50% da distância entre o côndilo femoral lateral e o trocânter maior do fêmur, enquanto que para o VM a 30% dessa distância. Estas imagens foram utilizadas para análise da espessura muscular. Adicionalmente, três imagens transversais a 50% da distância entre o côndilo femoral lateral e o trocânter maior do fêmur foram obtidas para análise da ASTA do músculo RF (FIGURA 16).

A média dos valores da distância entre a aponeurose profunda e aponeurose superficial, avaliada em 5 diferentes pontos longitudinais de cada imagem, foi adotada como a espessura da camada muscular isolada (BARONI et al., 2013). Para avaliação da ASTA foi adotado o valor da média de 5 medidas da área do RF de cada imagem coletada (BARONI et al., 2013). O ângulo entre a aponeurose profunda do músculo estudado e a linha de inserção dos fascículos musculares foi considerado como sendo o ângulo de penação. O comprimento das fibras musculares foi definido como o comprimento da trajetória fascicular entre a inserção do fascículo nas aponeuroses superficial e profunda dos músculos estudados (FIGURA 17). A precisão das medidas de arquitetura muscular a partir da ecografia já foi validada a partir de inspeções anatômicas determinadas de forma direta em cadáveres (NARICI et al., 1994).



**FIGURA 17.** Imagens de arquitetura muscular em repouso de um sujeito representativo da amostra, obtidas através da US para análise de: A – área de secção transversa anatômica do RF; B – espessura muscular do RF; C – espessura muscular do VL e D – espessura muscular do VM.



**FIGURA 18.** Imagem ilustrativa das medidas de arquitetura muscular realizadas no VL de um sujeito representativo da amostra, obtida através da US para análise de: EM – espessura muscular; AP – ângulo de penação e CF – comprimento de fascículo.

O somatório dos valores de espessura muscular ( $\Sigma EM$ ) dos músculos RF, VL e VM foi considerado como representativo da massa muscular do quadríceps femoral (REEVES et al., 2004).

### 3.2.9 Avaliação das Propriedades Mecânicas do Quadríceps

A capacidade de produção de força máxima dos extensores do joelho foi avaliada com auxílio do dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro (*Biodex Medical System, Shirley – NY, USA*). Cada indivíduo executou uma série de familiarização com o dinamômetro. Durante a familiarização, os sujeitos foram treinados na execução de contrações isométricas voluntárias submáximas em diferentes ângulos articulares e contrações concêntricas voluntárias máximas na velocidade angular de 60°/s.

Após a familiarização, os sujeitos executaram 3 CVMIs dos músculos extensores do joelho em diversas configurações articulares diferentes: 15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho (extensão completa do joelho = 0°), por um período de 5 segundos cada. Os ângulos foram escolhidos por considerarmos que representam a amplitude total de movimento da articulação do joelho, e devido à maioria dos estudos que envolvem a determinações de torque e IM avaliarem os sujeitos nestas posições articulares (SUTER e HERZOG, 1997; SUTER et al., 1998a; SUTER et al., 1998b; HURLEY e NEWHAM, 1993; O'REILLY et al., 1998; HASSAN et al., 2001; KEAN et al., 2010). Caso fosse observado uma variação superior a 10% no torque entre as CVMIs, uma terceira repetição era executada.

Todos os sujeitos foram instruídos a produzir força máxima o mais rápido possível até atingir a sua capacidade máxima de gerar força, e a manter este esforço máximo durante um 1 segundo antes de relaxar, em cada ângulo a ser avaliado. Herzog e Ter Keurs (1988) propuseram esse procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permaneçam em comprimento constante durante a medida de força (ou torque) produzida pelos músculos.

Entre cada contração foi observado um intervalo de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga. O teste foi repetido caso fossem verificadas as seguintes situações: (1) quando o avaliador ou o próprio sujeito percebesse que não foi obtida uma contração máxima, ou (2) quando a contração não foi sustentada por pelo menos 1 segundo (HERZOG e TER KEURS, 1988).

O maior valor de pico de torque obtido durante as três contrações voluntárias máximas isométricas em cada ângulo foi usado na análise estatística. Os valores de torque isométrico serão apresentados normalizados pela massa corporal dos sujeitos.

Após um intervalo de 5 minutos, dados referentes ao pico de torque produzido em CVMDs concêntricas dos músculos extensores do joelho foram obtidos. Três CVMDs concêntricas de extensão do joelho foram executadas na velocidade angular de 60°/s (FERRI et al., 2003). Entre as três curvas de torque-velocidade obtidas nas CVMDs realizadas nas avaliações foi selecionada para análise estatística somente a repetição na qual o sujeito atingiu o maior pico de torque e o ângulo de flexão do joelho em que ocorreu o pico.

### **3.2.10 Avaliação das Propriedades Mioelétricas**

Dados de EMG foram coletados durante os testes de CVMI. Um sistema de eletromiografia de 8 canais Bortec (*Biomedical Ltd, Canada*) e o sistema Windaq (*Dataq Instruments, Akron, OH, USA; 16 bits*) foram utilizados para a aquisição de dados. Os sinais EMG foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital (DI-720, 16 bits) e de um condicionador de sinais (DI-205, *Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio-USA*), e armazenados em um computador para posterior análise.

Para captação do sinal EMG foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados pela *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM, 2009). Essas recomendações incluem tricotomia, limpeza do local com álcool, abrasão da pele e colocação dos eletrodos nos locais específicos em cada músculo. O eletrodo de referência foi colocado no membro inferior sobre a pele que recobre a tuberosidade da tíbia. Os músculos monitorados foram RF, VM e o VL.

Para cada músculo foram utilizados pares de eletrodos de superfície descartáveis (marca Kendall, Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm com adesivo de fixação) na configuração bipolar, com distância entre os polos de cada eletrodo de 2cm. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelo às fibras musculares. Para o RF, os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a espinha ílaca anterossuperior e a parte superior da patela; para o VL, os eletrodos foram posicionados aproximadamente 8 cm acima da linha lateral da articulação do

joelho; e, para o VM, os eletrodos foram colocados 4 cm acima do ângulo superior e medial da linha da lateral da articulação do joelho (MATHESON et al., 2000).

Os sinais de EMG foram filtrados com um filtro passa-banda com frequências de corte de 10 Hz e 500 Hz. Valores *Root Mean Square* (RMS) de cada músculo foram calculados para cada uma das CVMs produzidas durante todo o protocolo. Comparações foram realizadas entre os valores RMS intergrupos e intermúsculos. Os dados de eletromiografia foram analisados no Software de Análise de Sinais (Biomec SAS v.1.1). Os valores RMS de cada músculo foram normalizados a partir dos dados de EMG obtidos durante a CVMI a 60° de flexão do joelho (0°= extensão máxima) que apresentou o maior pico de torque extensor do quadríceps.

### **3.2.11 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho**

A medida do grau de IM do quadríceps foi desenvolvida através da ITT sobre o NF. A descrição da metodologia de avaliação e protocolo está descrito no Capítulo II. Em adição ao ângulo de 60° de flexão do joelho já avaliado no Capítulo II, também foram analisados neste estudo os ângulos de 15°, 30°, 45° e 90° de flexão do joelho.

### **3.2.12 Análise Estatística**

O tratamento estatístico foi realizado no programa *SPSS 20.0*. Estatística descritiva (média e desvio padrão) foi utilizada para analisar as variáveis antropométricas (estatura, massa corporal total e comprimento de coxa) e de amplitude de movimento do joelho, como uma forma de caracterizar a amostra. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para verificar a normalidade dos dados. Um nível de significância de 0,05 foi adotado para todas as análises estatísticas.

Na estatística comparativa, o Teste T de *Student* independente foi utilizado para comparar as variáveis antropométricas (estatura, massa corporal total e comprimento de coxa), no sentido de verificar se os grupos eram homogêneos. A ECFP, valgo dinâmico e ADM do joelho, também foram comparados com a utilização do Teste T de *Student*.

A ANOVA de 2 fatores (grupo X ângulo) com medidas repetidas no tempo (ângulo) seguida do post-hoc de Bonferroni foi usada para verificar as possíveis diferenças entre grupos para as variáveis torque-ângulo e dor-ângulo. ANOVA de dois

fatores (grupo X ângulo) foi usada para verificar as diferenças entre os valores RMS do sinal EMG e IM.

### 3.3 RESULTADOS

#### 3.3.1 Característica da amostra

Não foram verificadas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os grupos SDAJ e GC nas variáveis antropométricas (TABELA 7). Os resultados apontam que, *a priori*, os grupos eram semelhantes. Os dados clínicos, obtidos através da anamnese apontaram que 81,25% dos sujeitos do grupo SDAJ apresentavam sintomas há mais de 1 ano e que cada episódio de dor no joelho, para 43,75% dos sujeitos, teve duração inferior a 30min.

**TABELA 7.** Características antropométricas e clínicas dos grupos SDAJ e GC.

Características	SDAJ (n=16)	GC (n=16)	Valor de P
Idade (anos)	26,88±3,54	27,50±3,97	0,64
Massa (Kg)	60,31±10,56	58,03± 4,92	0,44
Estatura (m)	1,62±0,06	1,63±0,06	0,66
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	22,90±3,22	21,89±1,65	0,28
Comprimento da Coxa (cm)	37,06±2,43	38±2,85	0,26
Dominância			
Membro Inferior Direito	14 (87,5%)	14 (87,5%)	
Membro Inferior Esquerdo	2 (12,50%)	2 (12,50%)	
<i>DADOS CLÍNICOS</i>			
Questionário Kujala (0-100 pontos)	79,88±8,95	97,07±3,93	0,01 #
Membro com dor			
Unilateral (joelho direito)	3 (18,75%)		
Unilateral (joelho esquerdo)	7 (43,75%)		
Bilateral (>joelho direito)	3 (18,75%)		
Bilateral (>joelho esquerdo)	3 (18,75%)		
Início dos Sintomas			
Até 6 meses	1 (6,25%)		
1 ano	2 (12,50%)		
Mais de 1 ano	13 (81,25%)		
Duração da dor			
Menos de 30min	7 (43,75%)		
Mais de 30min	2 (12,50%)		
Mais de 1h	1 (6,25%)		
Um turno	2 (12,50%)		
Mais de 6h	4 (25%)		

#indica diferença significativa ( $p < 0,05$ ). Valores de média±DP.

O questionário Kujala (KUJALA et al., 1993) apontou uma redução significativa na capacidade funcional nos sujeitos com SDAJ em comparação ao GC ( $p < 0,05$ ). Os sujeitos com SDAJ obtiveram um escore de  $79,88 \pm 8,95$  pontos, enquanto que o GC apresentou um escore final de  $97,07 \pm 3,93$  pontos de um total de 100 pontos alcançáveis. Os dados clínicos e de características da amostra estão apresentados na TABELA 7.

### 3.3.2 Amplitude de Movimento

Os dados referentes a ADM de flexão e extensão do joelho estão apresentados na TABELA 8. Não foram encontradas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os grupos SDAJ e GC para as variáveis analisadas de ADM.

**TABELA 8.** Amplitude de Movimento da articulação do joelho.

Movimento Articular	SDAJ	GC	Valor de p
Flexão Ativa (°)	$138,31 \pm 6,64$	$138,07 \pm 6,14$	0,92
Flexão Passiva (°)	$144,64 \pm 6,20$	$145,57 \pm 4,66$	0,60
Extensão Ativa (°)	$173,97 \pm 3,32$	$173,12 \pm 3,22$	0,47
Extensão Passiva (°)	$175,99 \pm 3,91$	$175,16 \pm 2,80$	0,50

### 3.3.3 Teste de Agachamento Unipodal

Os dados obtidos durante o Teste de Agachamento Unipodal, a partir dos critérios proposto por Crossley et al. (2011), estão apresentados na TABELA 9. Na TABELA 10, estão exibidas as classificações finais do desempenho durante o agachamento (bom, razoável ou ruim). Os valores de valgo dinâmico e ângulo Q inicial estão apresentados na TABELA 11.

A partir das análises dos dados foi possível observar que tanto o grupo SDAJ quanto o GC apresentaram grande percentual de reprovação na maioria dos itens e critérios estabelecidos por Crossley et al. (2011). Os critérios que apresentaram maiores índices reprovação na execução correta foram “A pélvis no espaço” (item C) e “Articulação do quadril” (item D). No entanto, cabe ressaltar que nenhum dos sujeitos analisados, apresentou flexão lateral, redução da profundidade do agachamento (menos que  $60^\circ$  de flexão do joelho) ou diminuição da velocidade de execução (tempo maior que um agachamento a cada 2s).

**TABELA 9.** Percentual de sujeitos que não atingiram satisfatoriamente os critérios e itens propostos por Crossley et al. (2011) durante o Teste de Agachamento Unipodal.

<b>CRITÉRIOS</b>	<b>SDAJ (%)</b>	<b>GC (%)</b>
<i>A - Impressão global após 5 tentativas</i>		
Habilidade de Manter o equilíbrio	6,25	18,75
Desequilíbrio do indivíduo	31,25	12,50
Profundidade do agachamento		
Velocidade do Agachamento		
<i>B - Postura do Tronco</i>		
Tórax apresenta desvio lateral ou mudança	31,25	6,25
Tórax apresenta rotação	6,25	6,25
Tórax apresenta flexão lateral		
Tórax apresenta flexão	18,75	50
<i>C - A pélvis no espaço</i>		
Desvio lateral da pélvis	87,50	62,50
Rotação da pélvis	56,25	50
Inclinação da pélvis	31,25	18,75
<i>D - Articulação do quadril</i>		
Adução do quadril	93,75	68,75
Rotação Interna do quadril	93,75	87,50
<i>E - Articulação do joelho</i>		
Aparente joelho valgo	93,75	87,50
Posição do joelho em relação ao pé	62,50	31,25

**TABELA 10.** Classificação percentual do desempenho no Teste de Agachamento Unipodal, proposto por Crossley et al. (2011).

<b>CLASSIFICAÇÃO</b>	<b>SDAJ (%)</b>	<b>GC (%)</b>
Ruim	43,75	0
Razoável	43,75	87,5
Bom	12,5	12,5

Os dados da TABELA 10 demonstram que o GC apresentou um desempenho classificado prioritariamente como “razoável” (87,5%), não apresentando nenhum sujeito com classificação considerada “ruim”. No grupo SDAJ ocorreu uma divisão mais equiparada entre as classificações “razoável” e “ruim”, com 43,75% em cada nível. Ambos os grupos, apresentaram 12,5% dos sujeitos (n=2) com desempenho considerado “bom” no teste.

**TABELA 11.** Ângulo de valgo dinâmico do joelho durante o Teste de Agachamento Unipodal.

	<b>SDAJ</b>	<b>GC</b>	<b>Valor de p</b>
Valgo inicial (°)	10,82±1,62	11,16±1,95	0,61
Valgo final (°)	14,12±3,55	14,92±2,91	0,49
Valgo dinâmico (°)	3,61±2,71	3,47±2,64	0,88

Valores de média±DP.

Não foram observadas diferenças significativas ( $p>0,05$ ) (TABELA 11), para as variáveis quantitativas de valgo inicial, valgo final e valgo dinâmico entre o grupo SDAJ e GC durante o agachamento unipodal.

### 3.3.4 Espessura da Cartilagem Femoropatelar

Os valores obtidos de espessura de cartilagem femoropatelar estão apresentados na TABELA 12. Foram observadas reduções significativas ( $p<0,05$ ) nos 3 pontos anatômicos analisados (côndilo lateral, côndilo medial e sulco intercondilar) e na ECFP do grupo SDAJ em relação ao GC.

**TABELA 12.** Espessura da cartilagem femoropatelar mensurada através da ultrassonografia.

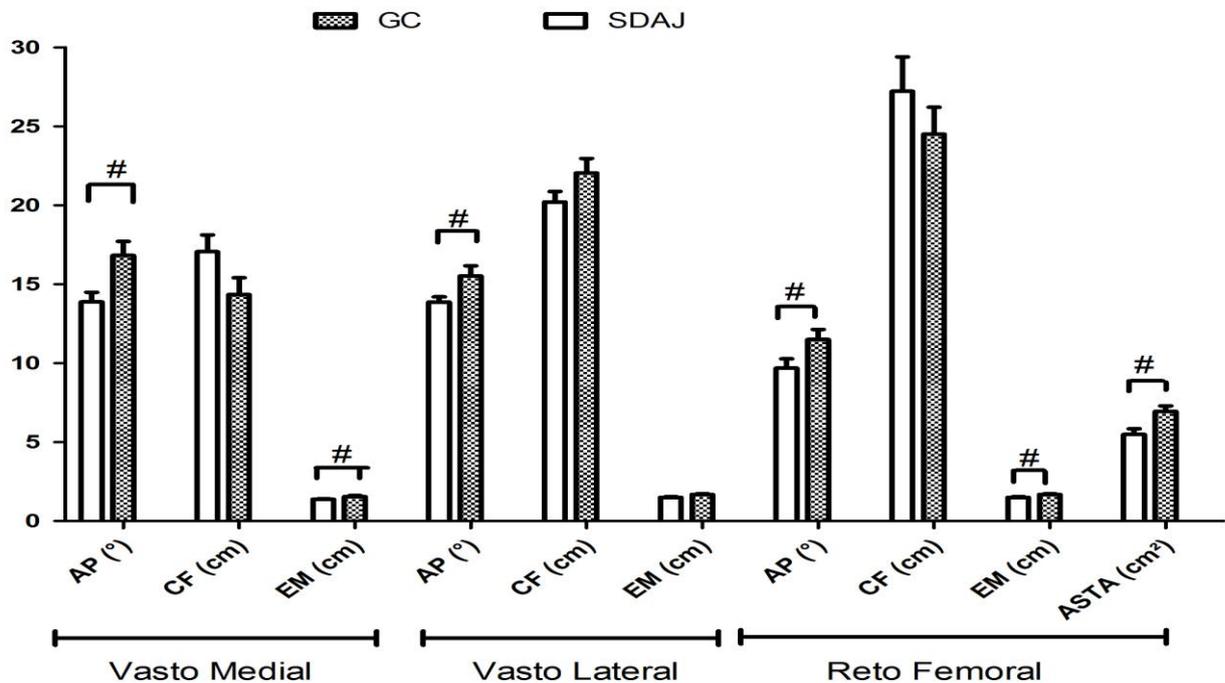
<b>Região anatômica</b>	<b>SDAJ</b>	<b>GC</b>	<b>Valor de p</b>
Côndilo lateral (cm)	0,24±0,05	0,28±0,04	0,03 #
Côndilo medial (cm)	0,22±0,04	0,27±0,05	0,01 #
Sulco intercondilar (cm)	0,29±0,06	0,34±0,06	0,04 #
Espessura média total (cm)	0,25±0,04	0,30±0,04	0,001 #

# indica diferença significativa entre os grupos ( $p<0,05$ ). Valores de média±DP.

### 3.3.5 Arquitetura Muscular

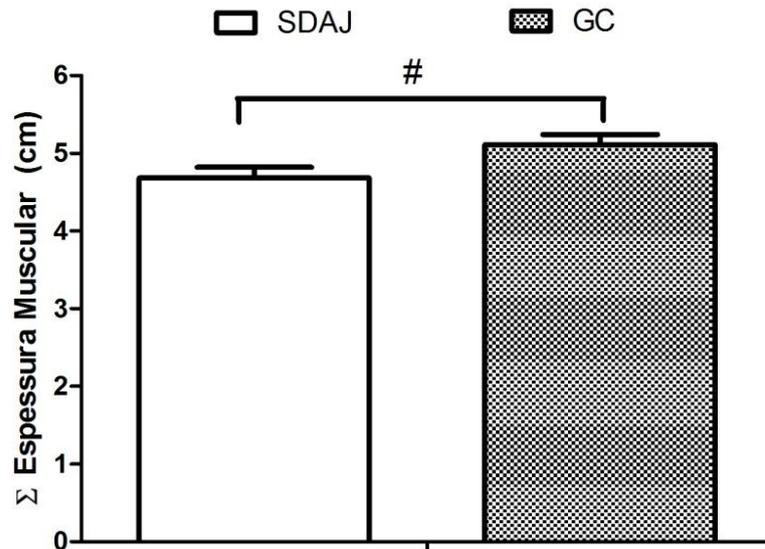
Quanto às alterações relacionadas a presença da SDAJ, na arquitetura muscular dos extensores do joelho foram observadas diferenças significativas ( $p<0,05$ ) no músculo RF nas variáveis de ASTA, AP e EM, no músculo VM no AP e EM, no músculo VL no AP (FIGURA 18). Para o músculo RF, os valores de ASTA, a EM e o AP foram inferiores no grupo SDAJ comparado com o GC ( $p<0,05$ ). Da mesma forma, para o

músculo VM, EM e o AP foram inferiores no grupo SDAJ, em comparação ao GC ( $p<0,05$ ). Os dados apontam que o AP do VL no grupo SDAJ apresentou valores significativamente inferiores aos do GC. ( $p<0,05$ ).



**FIGURA 19.** Dados de arquitetura muscular dos músculos RF, VM e VL. # indica diferença significativa na comparação entre os grupos ( $p<0,05$ ). Valores de média $\pm$ EP. AP- ângulo de penação; CF – comprimento de fascículo; EM – espessura muscular; ASTA – área de secção transversa anatômica.

Na FIGURA 19 estão apresentados os valores do  $\Sigma$ EM dos músculos RF, VL e VM, que representam a massa muscular do quadríceps. O grupo GC apresentou uma  $\Sigma$ EM maior ( $p<0,05$ ) que o grupo SDAJ, com valores de  $5,11\pm 0,55$  cm e  $4,68\pm 0,56$  cm respectivamente.

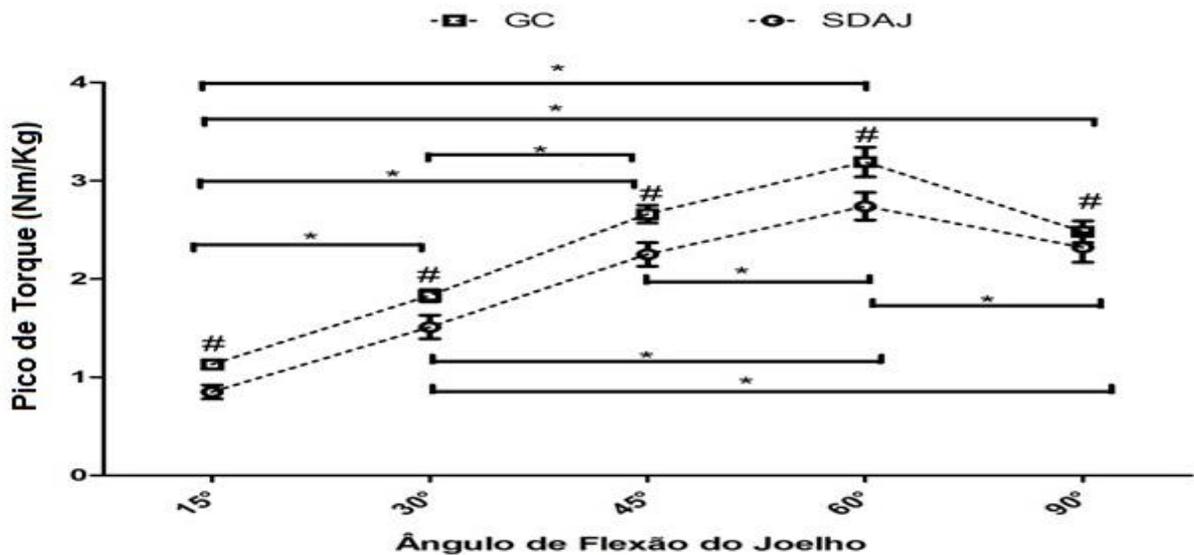


**FIGURA 20.** Somatório das espessuras dos músculos RF, VM e VL, que representam a massa muscular do quadríceps. # indica diferença significativa. Valores de média±EP.

### 3.3.6 Torque dos Extensores do joelho

A ANOVA revelou a existência de diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) no torque de extensão normalizado pela massa corporal (Nm/Kg) entre os ângulos articulares de joelho analisados nas CVMIs (15°, 30°, 45°, 60° e 90°) entre os grupos SDAJ e GC, com valores superiores para o grupo assintomático. Além disso, não foi revelado um efeito de interação grupo-ângulo ( $p > 0,05$ ) sobre a produção de força isométrica máxima, demonstrando que os grupos apresentam comportamento semelhante para a variável torque isométrico.

O ângulo de 15° apresentou torque inferior ( $p < 0,05$ ) aos ângulos de 30°, 45°, 60° e 90°. Já o ângulo de 30° flexão apresentou torque superior a 15° e inferior aos ângulos de 45°, 60° e 90° ( $p < 0,05$ ). No ângulo de 45° de flexão o torque foi superior a 15° e 30° e inferior a 60° ( $p < 0,05$ ). O ângulo de 60° foi onde se obteve o maior valor de pico de torque, sendo significativamente superior aos ângulos de 15°, 30°, 45° e 90° ( $p < 0,05$ ). A 90° de flexão do joelho o torque foi inferior a 60° e superior a 15° e 30° ( $p < 0,05$ ). Não foram identificadas diferenças ( $p > 0,05$ ) entre os ângulos de 45° e 90° em ambos os grupos. (FIGURA 20)



**FIGURA 21.** Dados de torque normalizados em Nm/Kg, dos extensores do joelho. # indica diferença significativa entre os grupos. \* indica diferença significativa entre os ângulos. Valores de média±EP.

Na análise dos valores obtidos de pico de torque durante a CVMD a 60°/s de extensão do joelho, não foram encontradas diferenças significativas ( $p>0,05$ ) entre os grupos SDAJ e GC. Da mesma forma, os grupos foram semelhantes ( $p>0,05$ ) quanto ao ângulo de pico de torque durante a CVMD, em que os grupos GC e SDAJ obtiveram um ângulo médio de  $62,9^{\circ}\pm 4,53$  e  $62,8^{\circ}\pm 6,36$ , respectivamente (TABELA 13).

**TABELA 13.** Dados obtidos durante a CVMD a 60°/s de extensão do joelho dos grupos SDAJ e GC.

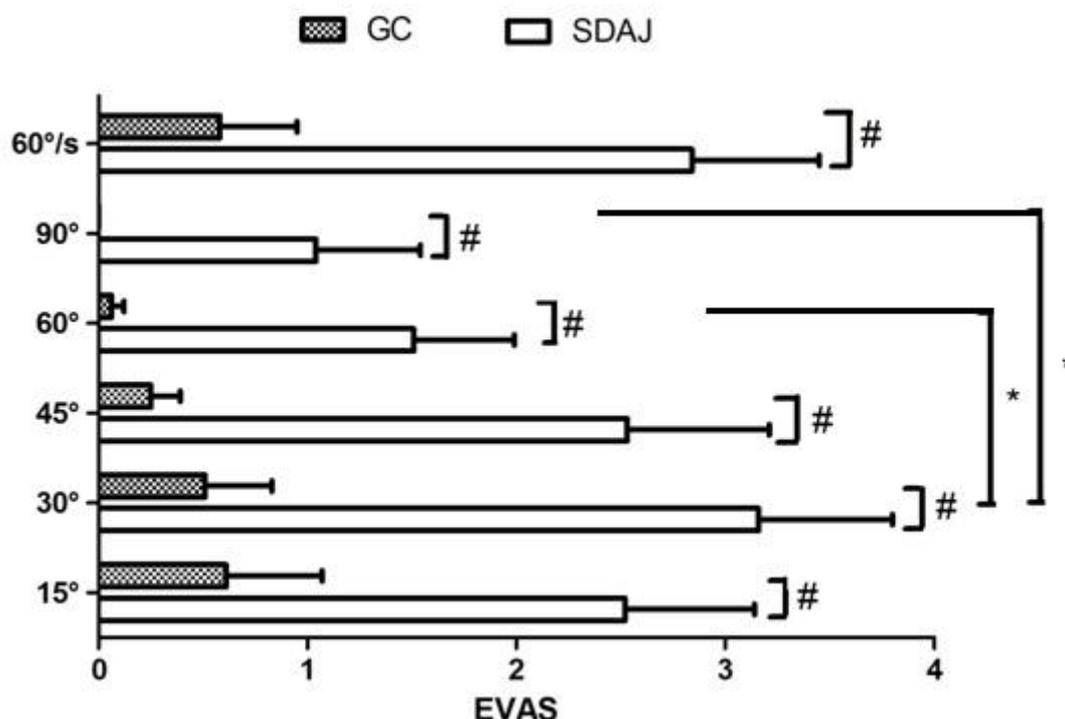
Variáveis	SDAJ	GC	Valor de p
Pico de Torque (Nm)	132,82±20,11	139,89±23,42	0,45
Pico de Torque (Nm/Kg)	2,24±0,52	2,39±0,25	0,31
Ângulo de pico de torque (°)	62,8°±6,36	62,9°±4,53	0,89

Valores de média±DP

Na FIGURA 22 estão apresentados os valores da Escala Visual Analógica de dor durante os testes de capacidade de produção de força máxima isométrica e isocinética dos extensores do joelho. Os resultados da ANOVA revelaram que em todos os ângulos avaliados nas CVMI e durante a CVMD, o grupo SDAJ apresentou

valores significativamente superiores em comparação ao GC ( $p < 0,05$ ). Além disso, não foi identificado efeito de interação Grupo X ângulo sobre a variável dor ( $p > 0,05$ ). Foram observadas diferenças significativas entre os ângulos de 30° e 90° de flexão e entre os ângulos de 30° e 60° de flexão.

Ao analisarmos qualitativamente os resultados a CVMI a 30° de flexão do joelho e a CVMD a 60°/s foram as situações em que os níveis de dor foram mais elevados no grupo SDAJ na avaliado pela EVA. O ângulo de 90° foi a única posição articular em que nenhum sujeito do GC informou dor durante a CVMI.

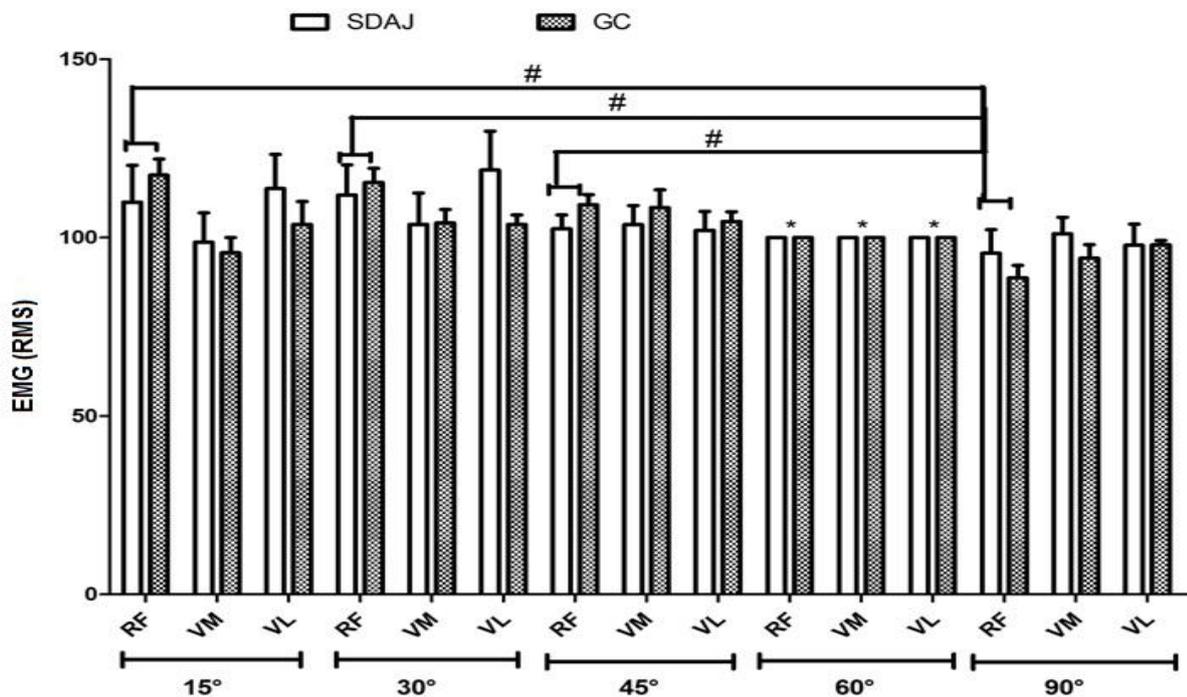


**FIGURA 22.** Valores da EVA durante os testes de CVMI (15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho) e CVMD (60°/s), dos extensores do joelho. Valores de Média±EP. # indica diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ). \* indica diferença significativa entre os ângulos ( $p < 0,05$ ).

### 3.3.7 Eletromiografia dos Extensores do Joelho

Os valores de EMG dos extensores do joelho durante os testes de capacidade de produção de força máxima isométrica estão apresentados na FIGURA 22. Os resultados da ANOVA apontam para uma semelhança ( $p > 0,05$ ) na ativação eletromiográfica dos músculos RF, VM e VL entre os grupos SDAJ e GC, não existindo

efeito de interação entre grupo e ângulo. Apenas foi identificada, em ambos os grupos, uma menor ativação do RF ( $p < 0,05$ ) no ângulo de  $90^\circ$  de flexão de joelho ( $0^\circ$  = extensão máxima).

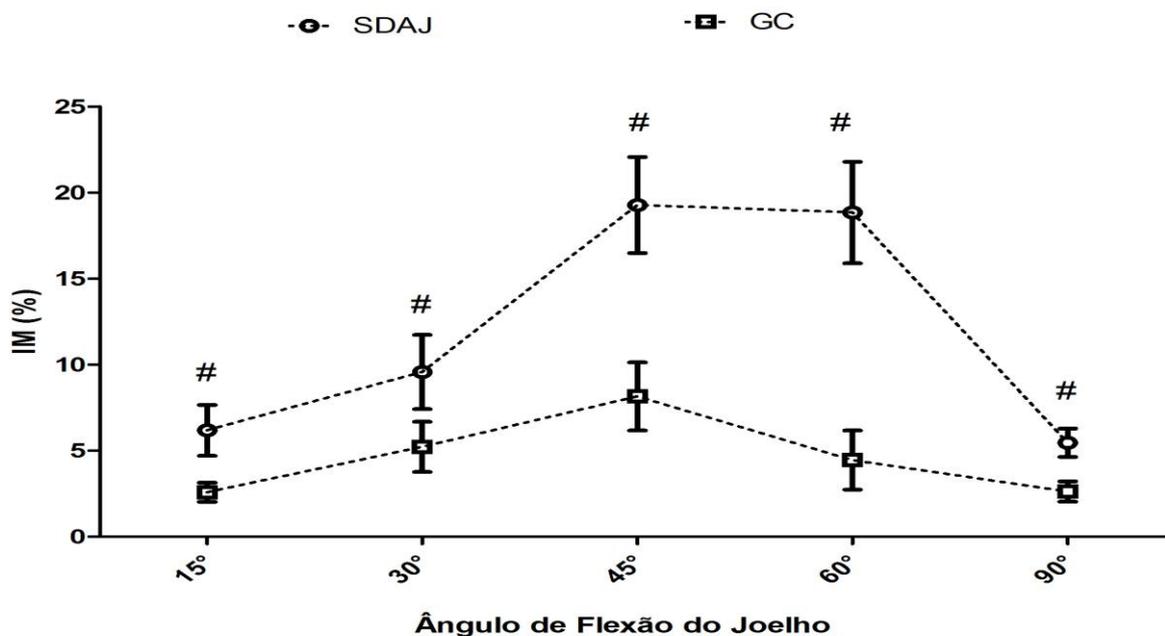


**FIGURA 23.** Dados de EMG dos músculos RF, VM e VL durante as CVMI de extensão do joelho. \* Indica os valores de normalização; # indica diferença significativa ( $p < 0,05$ ). Valores de Média  $\pm$  EP.

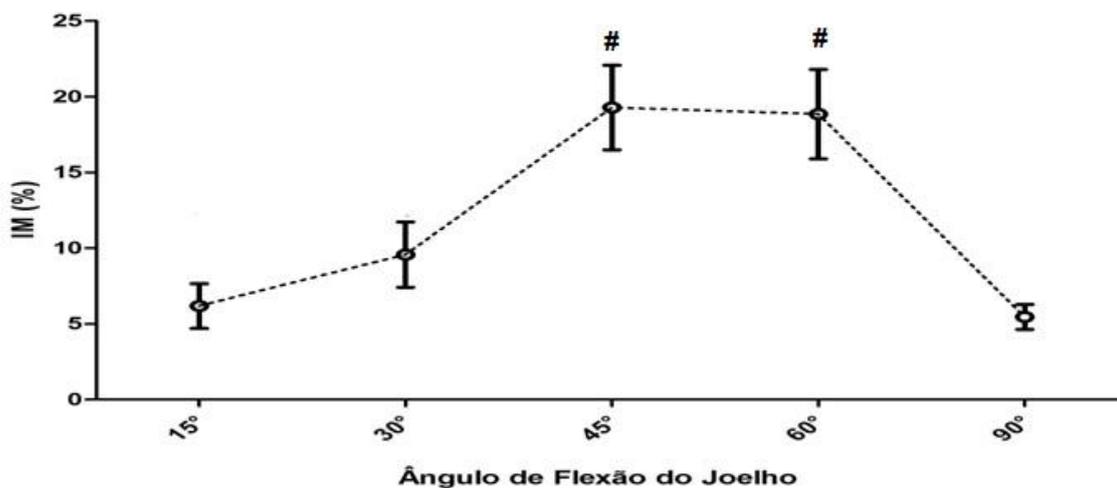
### 3.3.8 Inibição Muscular dos Extensores do joelho

A partir dos resultados da ANOVA foi possível observar que existem diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os grupos em todos os ângulos articulares analisados ( $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $90^\circ$ ), sendo encontrados valores de IM superiores no grupo SDAJ. Identificou-se, também, efeito de interação ( $p < 0,05$ ) na relação grupo  $\times$  ângulo, demonstrando que a IM é afetada de maneira diferente em cada grupo. No GC os ângulos de flexão do joelho apresentaram valores de grau IM semelhantes ( $p > 0,05$ ). Já no grupo SDAJ foram identificadas diferenças significativas na IM ( $p < 0,05$ ) entre os ângulos avaliados. No grupo SDAJ os ângulos de  $45^\circ$  e  $60^\circ$  apresentaram os maiores valores de IM, sendo significativamente superiores ( $p < 0,05$ ) aos demais ângulos avaliados. Não foram identificadas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os ângulos de  $15^\circ$  e  $30^\circ$  e  $15^\circ$  e  $90^\circ$ . O ângulo de  $30^\circ$  apresentou IM inferior ( $p < 0,05$ ) aos ângulos de  $45^\circ$  e  $60^\circ$  e superior ao ângulo de  $90^\circ$  ( $p < 0,05$ ). O ângulo de  $90^\circ$  demonstrou IM

inferior aos ângulos de 30°, 45° e 60° ( $p < 0,05$ ) e valores similares ao ângulo de 15°. Os resultados de IM nos diferentes ângulos nos dois grupos (SDAJ e GC) estão apresentados na FIGURA 23. Os resultados da IM no grupo SDAJ estão apresentados na FIGURA 24.



**FIGURA 24.** Inibição muscular dos extensores do joelho nos grupo SDAJ e GC, nos diferentes ângulos de flexão do joelho. Valores de Média±EP. # indica diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).



**FIGURA 25.** Inibição Muscular dos extensores do joelho no grupo SDAJ nos diferentes ângulos avaliados. Valores de Média±EP. # indica os ângulos que apresentaram os maiores valores de IM com diferença significativa aos demais os ângulos analisados.

### **3.4 DISCUSSÃO**

A SDAJ é uma patologia articular cuja incidência vem aumentando progressivamente nos últimos anos, principalmente nas mulheres fisicamente ativas (WILSON e DAVIS, 2008; POWERS et al., 2008). Essa síndrome parece afetar a estrutura e função do sistema neuromuscular da articulação do joelho, alterando as propriedades neuromecânicas, gerando IM e reduzindo a funcionalidade nessa população. Com base nisto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a capacidade funcional, IM e propriedades mecânicas, morfológicas e mioelétricas dos extensores do joelho em mulheres adultas jovens fisicamente ativas, na faixa etária entre 20 e 40 anos, comparando mulheres sintomáticas para SDAJ com um grupo de mulheres saudáveis e assintomáticas para a SDAJ.

Os principais achados deste estudo revelaram que: 1) os sujeitos com SDAJ apresentaram redução na ECFP; 2) a arquitetura do músculo RF apresentou reduções na ASTA e EM, o músculo VM sofreu reduções na EM e AP e o músculo VL apresentou redução no AP no grupo SDAJ; 3) foram encontradas reduções no torque máximo isométricos, mas não no torque máximo isocinético, na presença da SDAJ; 4) não foram encontradas diferenças na ativação muscular entre os grupos. ; 5) o grupo SDAJ apresentou valores de IM superiores ao GC em todos os ângulos; 6) não foram encontrados diferenças na ADM de flexão e extensão do joelho; 7) não ocorreram diferenças nos ângulos de posição inicial, final e de valgo dinâmico do joelho entre os grupos durante o teste de agachamento unipodal ; 8) ocorre redução da capacidade funcional nos sujeitos com SDAJ, avaliado através do questionário funcional (Kujala et al., 1993); Estes resultados serão discutidos a seguir no formato de tópicos.

#### **3.4.1 Amplitude de Movimento da Articulação do Joelho**

Os dados deste estudo apontam para resultados de ADM semelhantes entre mulheres com SDAJ e um GC saudável, demonstrando não haver modificações nos ângulos máximos de flexão e extensão passiva e ativa de joelho nos sujeitos avaliados. Esses resultados vão ao encontro do apontado por Dixit et al. (2013), que apontam para uma ADM sem restrições na presença da SDAJ. Apesar da hiperextensão ser apontada por Fulkerson (2002) como um dos fatores de risco para o desenvolvimento da SDAJ, nenhum dos sujeitos do grupo SDAJ foi identificado com ângulos de hiperextensão do joelho.

Uma possível explicação para a semelhança nos resultados de ADM entre os grupos foi a ausência de dor, avaliado pela EVA, durante a análise da ADM. Isso pode ter permitido que os sujeitos com SDAJ tenham contraído fortemente os músculos quadríceps e isquiotibiais sem que a dor tivesse qualquer impacto na ADM durante a extensão e flexão do joelho, obtendo assim uma ADM similar à do GC. Da mesma forma, durante a avaliação passiva a ausência de dor permitiu ao fisioterapeuta atingir ângulos máximos de ADM.

### **3.4.2 Teste de Agachamento Unipodal**

O teste de agachamento unipodal, proposto por Crossley et al. (2011), é uma ferramenta de fácil aplicação para a análise do alinhamento dinâmico do membro inferior e amplamente utilizada na prática clínica. Apresenta como principais vantagens a ausência da necessidade de equipamentos específicos e de alto custo para seu desenvolvimento, assim como simula alguns dos movimentos executados nas AVDs, e tem se demonstrado um instrumento muito útil para identificar alterações biomecânicas em pacientes com lesões ou patologias no membro inferior como a SDAJ (WILSON e DAVIS, 2008; WILLSON et al, 2008a; CROSSLEY et al., 2011; NAKAGAWA et al., 2012; NAKAGAWA et al., 2014). Também é considerado um teste adequado para identificar pessoas com distúrbios musculares, como por exemplo, a fraqueza do grupo dos abdutores e rotadores do quadril (POWERS et al., 2008; CROSSLEY et al., 2011).

Na avaliação realizada com base nos critérios propostos por Crossley et al. (2011), foi possível identificar as alterações e estratégias globais adotadas pelos sujeitos da amostra para execução do teste de agachamento unipodal. Cabe chamar atenção para o baixo desempenho do GC nos critérios de posicionamento da “pélvis no espaço” e “articulação do quadril”, exibindo resultados muito semelhantes aos do grupo SDAJ (TABELA 8). O descontrole da articulação do quadril, observado nos dois grupos (SDAJ e GC) pode resultar em um maior deslocamento medial do joelho durante o agachamento e demais AVDs, com conseqüente maior estresse sobre o compartimento lateral da patela, situação conhecida como “colapso medial” (POWERS et al., 2008; POWERS et al., 2008a).

Os resultados apresentados neste estudo não apontam para diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre o grupo SDAJ e o GC quanto as variáveis quantitativas de excursão do valgo dinâmico, posição inicial e final do ângulo Q. Acredita-se que uma

possível explicação para a semelhança entre os grupos se baseia nos altos índices de presença de “aparente joelho valgo”, evidente nos sujeitos da amostra (SDAJ – 93,75%; GC – 87,50%). Um grande torque dos extensores do joelho em valgo pode aumentar o ângulo dinâmico do joelho quadríceps e, conseqüentemente, elevar as forças laterais agindo sobre a patela, exacerbando o estresse retropatelar (POWERS, 2010; NAKAGAWA et al., 2012; POWERS, 2013). Uma sobrecarga excessiva sobre a cartilagem pode ultrapassar o seu limiar de resistência e conduzir a um desequilíbrio entre a síntese e a degradação da matriz cartilágnea, conduzindo à falência da cartilagem saudável. É provável que níveis excessivos de compressão sobre a superfície posterior da patela sejam os principais responsáveis por iniciar o processo degenerativo (FULKERSON, 2000).

Levinger et al. (2007), ao avaliarem mulheres com SDAJ e um GC saudável, também não encontraram diferenças em relação ao valgo dinâmico. Os autores justificam estes resultados em função da grande variabilidade de estratégias motoras adotadas pelos sujeitos para execução do teste, o que poderia explicar a ausência de diferença entre os grupos. No entanto, a comparação dos resultados com este estudo fica prejudicada em função das diferenças nas metodologias aplicadas para a identificação do ângulo Q. Ressalta-se, também, que foi observada, durante o decorrer das avaliações, uma grande variedade de estratégias motoras adotadas para a execução do teste de agachamento, o que pode ter influenciado os resultados.

Nakagawa et al. (2012), da mesma forma, também não encontraram diferenças entre os grupos SDAJ e GC para valgo dinâmico em mulheres adultas jovens. O grupo SDAJ nesse estudo apresentou um valgo dinâmico máximo de  $20.4^{\circ} \pm 6.0$ , enquanto que o GC obteve resultados  $14.3^{\circ} \pm 4.6$ . Nossos resultados foram semelhantes para os valores dos GC, onde o ângulo de valgo dinâmico máximo foi de  $14,92^{\circ} \pm 2,91$ . Já para o grupo SDAJ, os nossos valores foram de aproximadamente  $6^{\circ}$  inferiores aos deste estudo. Entretanto a comparação entre os estudos fica prejudicada, em função das diferentes metodologias utilizadas para avaliação, no estudo de Nakagawa et al (2012) foram utilizados sensores eletromagnéticos de movimento, enquanto que nosso estudo foi utilizada a técnica de cinemetria 2D com marcadores de superfície.

No entanto, Powers et al. (2008a), ao avaliarem uma amostra e metodologia com características similares às do presente estudo, encontraram um aumento no valgo dinâmico no grupo SDAJ em comparação a mulheres saudáveis. Entretanto, esses autores ressaltam que 20% dos sujeitos com SDAJ analisados não

apresentaram maior adução do quadril, ou obtiveram resultados de abdução do quadril superiores ao GC. Isso sugere que o aumento no valgo dinâmico do joelho não é uma unanimidade entre mulheres com SDAJ.

Wilson e Davis (2008) também encontraram resultados divergentes aos reportados no presente estudo, em que mulheres fisicamente ativas com SDAJ apresentaram  $3.5^\circ$  a mais de adução do quadril, em comparação ao GC. Esses autores justificam os resultados pela diferença nas dimensões da largura da pelve entre os grupos, sendo maior no grupo SDAJ, o que acarretou em ângulos iniciais maiores de adução do quadril. Entretanto, uma limitação do nosso estudo é que não foram realizadas mensurações das dimensões da pelve, o que nos impede de discutir a respeito dessa possível associação entre o valgo dinâmico do joelho e a largura da pelve.

Outra possibilidade é que, ao utilizarmos uma metodologia de filmagem 2D para avaliar os movimentos esqueléticos do membro inferior, limitamos a identificação precisa de movimentos ao plano de projeção frontal, reduzindo a possibilidade de mensuração de movimentos como a rotação, que ocorre no plano transversal. Sujeitos com SDAJ frequentemente adotam estratégias a fim de reduzir a sobrecarga sobre a articulação femoropatelar. Uma delas seria o aumento na rotação externa do fêmur em relação a tibia durante a fase descendente do agachamento (POWERS et al., 2008). Um excessivo grau de rotação externa poderia reduzir o ângulo de adução do quadril, conseqüentemente reduzindo também a abdução da tibia (POWERS et al., 2002), o que poderia explicar os resultados encontrados.

### **3.4.3 Capacidade Funcional**

O questionário Kujala é um método de avaliação clínico específico para distúrbios patelofemorais, composto por 13 questões separadas em níveis de categorias relacionados à funcionalidade do joelho. Watson et al. (2005) demonstraram que escores inferiores a 85 pontos representam uma redução, com relevância clínica, na capacidade funcional da articulação do joelho em sujeitos com SDAJ, trazendo como consequência um aumento na dificuldade de realizar atividades funcionais de vida diária como a marcha, subir e descer rampas, entre outras (PIAZZA et al., 2013).

Os escores obtidos no nosso estudo (escore de  $79,88 \pm 8,95$  pontos de um total de 100 alcançáveis) demonstram que os sujeitos do grupo SDAJ apresentam uma

redução da capacidade funcional, a qual não foi observada no GC. Esses escores do grupo SDAJ foram superiores aos de Lowry et al (2008), cujos escores médios de sujeitos com SDAJ foram de 69 pontos. Entretanto, a comparação dos nossos resultados com os desse estudo fica prejudicada, em função das diferentes amostras utilizadas. A amostra deste estudo foi composta exclusivamente de mulheres fisicamente ativas com SDAJ (n=16), enquanto que os autores citados avaliaram apenas 5 sujeitos de ambos os sexos e incluindo sujeitos com obesidade, o que pode justificar a diferença nos resultados encontrados.

Os resultados do presente estudo foram semelhantes aos de Piazza et al. (2013), que avaliaram mulheres na mesma faixa etária do nosso estudo, obtendo um escore de  $75,7 \pm 12,3$  pontos nesse questionário no grupo com SDAJ. Estes autores justificam essa redução funcional a partir de resultados inferiores no torque dos músculos extensores do joelho, uma vez que este grupo muscular é amplamente utilizado nas AVDs e está diretamente relacionado à funcionalidade da articulação femoropatelar. Uma redução no desempenho muscular dos extensores do joelho afeta negativamente a realização das atividades funcionais destes sujeitos (POWERS et al., 1997).

Esta afirmação encontra suporte nos resultados do nosso estudo, pois os sujeitos com SDAJ apresentaram uma redução na capacidade de produção de força isométrica máxima em relação a força isométrica máxima produzida pelos sujeitos do GC. No entanto, essa hipótese deve ser vista com cautela, pois, até o momento, os estudos têm demonstrado uma relação entre o torque isocinético concêntrico e excêntrico e a funcionalidade da articulação do joelho (NAKAGAWA et al., 2012; PIAZZA et al., 2013), e não com o torque isométrico.

Os nossos resultados apontam também para uma possível relação entre as reduções na capacidade funcional dos sujeitos com SDAJ e o torque extensor isométrico do quadríceps femoral. Entretanto, estudo prévio (POWERS et al., 1997) encontrou uma relação fraca ( $r=0,25$ ) entre o torque isométrico máximo e a escala de capacidade funcional (Questionário KUJALA). Numa etapa subsequente deveremos explorar essa relação a partir de uma análise estatística mais aprofundada para confirmar ou refutar essa hipótese de uma relação entre a força isométrica máxima e a capacidade funcional.

Os resultados inferiores de funcionalidade no grupo SDAJ, também podem ser justificados pelos elevados níveis de dor, mensurados pela EVA durante os testes de

capacidade de produção de força. Segundo Witvrouw et al. (2005), os sujeitos acometidos pela SDAJ, apresentam uma variedade de sintomas relacionados e a presença de dor, resultando em prejuízos na capacidade funcional do membro inferior, o que poderia acarretar em escores inferiores no questionário Kujala.

#### **3.4.4 Espessura da Cartilagem Femoropatelar**

A partir dos dados obtidos através da US foi possível observar uma redução significativa ( $p < 0,05$ ) na ECFP nos sujeitos com SDAJ no compartimento medial, central e lateral a  $90^\circ$  de flexão do joelho ( $0^\circ$  = extensão máxima). Esses resultados determinaram uma espessura de cartilagem média total inferior no grupo SDAJ comparada a do GC. Uma redução na espessura da cartilagem pode ter importante papel no desenvolvimento da SDAJ, em função do aumento no estresse sobre a cartilagem articular e osso subcondral, sendo um dos possíveis mecanismos da dor (LI et al., 2001; DRAPER et al., 2006).

Nas bases de dados consultadas, foi encontrado apenas um estudo (KAZAM et al., 2011) que avaliou a ECFP exclusivamente ou prioritariamente em mulheres com SDAJ através da US. Contrário ao presente estudo, Kazam et al. (2011) não encontraram diferenças significativas na ECFP entre pacientes com dor no joelho (80% mulheres) e um GC saudável (70% mulheres), em nenhum dos pontos analisados (centro da tróclea, dois terços lateral e dois terços medial da patela). Uma possível explicação para essas diferenças pode estar relacionada ao ângulo de flexão utilizado, pois no presente estudo todos os sujeitos foram avaliados a  $90^\circ$  de flexão do joelho ( $0^\circ$  = extensão máxima), enquanto Kazam et al. (2011) avaliaram a ECFP no ângulo máximo de flexão de cada sujeito. A utilização do ângulo máximo de flexão do joelho implica na possibilidade de avaliação em diferentes ADMs, tendo como consequência a visualização de diferentes áreas de contato entre a patela e o fêmur (DRAPER et al., 2006; OHASHI et al., 2012), o que poderia justificar a ausência de diferenças entre os grupos no estudo de Kazam et al. (2011). Não foi possível comparar os valores de ECFP nas regiões medial e lateral em função dos diferentes pontos de referência utilizados no nosso estudo para mensurar a ECFP.

Até onde se sabe, até momento, este estudo foi o primeiro a demonstrar, através da US, a redução na ECFP em mulheres com SDAJ, no ângulo de  $90^\circ$  de flexão do joelho ( $0^\circ$  = extensão máxima). Acredita-se que a redução na espessura da cartilagem

possa ter um papel importante no mecanismo da dor (DRAPER et al., 2006) , que ocorre devido a uma maior pressão nas estruturas articulares (LI et al.,2001).

### **3.4.5 Arquitetura Muscular**

Poucos estudos avaliaram a arquitetura muscular dos extensores do joelho em sujeitos com SDAJ (SAKAI et al., 2000; BERRY et al., 2008; JAN et al., 2009; GILES et al., 2013; GILES et al., 2014), e a atenção desses estudos tem sido principalmente voltada para a espessura ou volume muscular dos músculos VM (porção oblíqua) e VL. O foco dos pesquisadores nestes dois músculos se baseia na teoria de que a disfunção entre as forças dos músculos VM e VL poderia ser um dos fatores responsáveis pela lateralização excessiva da patela (JAN et al., 2009; GILES et al., 2014). No entanto, as fibras do RF também se inserem no tendão patelar e atua sobre a dinâmica de movimento da patela (BECKER et al., 2010). Além disso, o RF tem sua origem na articulação do quadril (espinha ilíaca anteroinferior), desta forma sofrendo influência dos desalinhamentos dinâmicos dessa articulação (ex: queda do lado contralateral, inclinação) alterando assim a sua ação sobre a articulação do joelho, o que justificou a sua avaliação no nosso estudo.

De acordo com as buscas realizadas, o presente estudo foi o primeiro a avaliar as alterações nas variáveis de arquitetura muscular dos músculos extensores do joelho através da US em mulheres sintomáticas para SDAJ e comparar com um GC saudável. Os dados obtidos apontam para alterações em todos os músculos avaliados (RF, VL e VM) no grupo SDAJ. O músculo VM demonstrou reduções no AP e EM, enquanto que o VL demonstrou aumento no AP. Já o RF exibiu reduções na ASTA, EM e AP em comparação ao GC.

O AP foi a única variável afetada significativamente nos três músculos no grupo SDAJ. Um menor AP, como observado nos músculos VM, VL e RF do grupo SDAJ, determina que menor quantidade de estruturas contráteis em paralelo aja sobre o tendão e aponeurose, resultando em uma inferior capacidade de produção de força muscular (BLAZEVICH et al., 2006). Isso poderia, em parte, justificar a reduzida capacidade de produção de força isométrica no SDAJ.

Apesar de não ter sido observada diferença significativa para o CF entre os grupos, o comportamento do comprimento fascicular nesses músculos (VM, VL e RF)

parece ser oposto entre os grupos, pois parece ocorrer uma redução nesse comprimento fascicular no VL no grupo SDAJ. Caso tivesse sido observada uma redução da EM também no VL no grupo SDAJ, essa combinação de alterações na arquitetura desse músculo teria revelado uma redução de elementos contráteis tanto em série (menor CF) quanto em paralelo (menor EM), o que teria relação direta com a redução na capacidade máxima de produção de força isométrica observada no grupo SDAJ.

Comparando os resultados de VM e VL, observa-se que ocorreu redução na EM apenas no VM. A redução na EM, associada a um menor AP no VM, poderia acarretar diminuições na capacidade de produção de força máxima desse músculo (BLAZEVIČH et al., 2006). A presença de fraqueza do VM em relação ao VL, como citado anteriormente, poderia ser uma das causas da lateralização excessiva da patela. Entender a relação existente entre a fraqueza do VM e o desalinhamento dinâmico da patela é de fundamental importância na prática clínica, sendo uma ferramenta útil na prevenção e tratamento das patologias patelofemorais (SAKAI et al., 2000). Entretanto, nossos resultados ainda não são conclusivos em relação aos efeitos da arquitetura muscular sobre a capacidade de produção de força das diferentes porções do quadríceps na extensão do joelho.

Também foi identificada uma redução na massa muscular total do quadríceps nos sujeitos com SDAJ. Uma possível justificativa para a diminuição da massa do quadríceps é que a dor na articulação do joelho, presente na SDAJ, causaria uma menor ativação dos extensores do joelho, o que poderia gerar uma resposta hipotrófica no grupo muscular com subsequente perda no seu tamanho, decorrente da redução da EM ou ASTA (CALLAGHAM et al., 2004). Giles et al. (2013), em um estudo de meta-análise, demonstraram que sujeitos com SDAJ apresentam atrofia do quadríceps, tanto em comparação com um GC saudável, quanto ao lado contralateral saudável (no caso de presença unilateral da SDAJ). Estes dados corroboram com os resultados deste estudo, apontando para a presença de um processo de hipotrofia do quadríceps em sujeitos acometidos pela SDAJ. A redução na massa muscular do quadríceps existente no grupo SDAJ poderia ser um dos fatores que explicaria a menor capacidade de produção de força nos testes isométricos. No entanto, Callaghan et al. (2004) apontam que a atrofia do quadríceps, por si só, não poderia explicar a fraqueza do quadríceps, podendo outros fatores estarem associados, como por exemplo a quantidade de força produzida por unidade de área da fibra muscular.

### 3.4.6 Torque dos Extensores do Joelho

A presença de fraqueza no grupo muscular dos extensores do joelho é um dos fatores de predisposição ao desenvolvimento da SDAJ (SLEMENDA et al., 1998; LEWEK et al., 2004; PALMIERI-SMITH et al., 2010; THOMAS et al., 2010). Quando o quadríceps se encontra enfraquecido, sua habilidade de absorver energia mecânica é diminuída, acarretando em um aumento nas sobrecargas que são transferidas para outras estruturas articulares do joelho (ex: cartilagem articular), o que pode iniciar o processo degenerativo (SLEMENDA et al., 1998; THOMAS et al., 2010). O enfraquecimento dos extensores do joelho parece alterar a área de sobrecarga mecânica na superfície articular, resultando em lesões na cartilagem articular (SLEMENDA et al., 1998).

De acordo com o nosso conhecimento, poucos estudos foram encontrados até o momento que tenham se proposto a comparar a capacidade de produção de força isométrica dos extensores do joelho de sujeitos com SDAJ (POWERS et al., 1997; BOLGLA et al., 2011; TUOMI et al., 2013) e isocinética (PIAZZA et al., 2013) com a de um GC. Ao que tudo indica, o nosso estudo parece ser o primeiro a avaliar a capacidade de produção de força isométrica máxima ao longo de toda a ADM da articulação do joelho em mulheres sintomáticas para SDAJ. Esta metodologia nos permitiu uma avaliação clínica e funcional mais completa dos efeitos da SDAJ sobre a força muscular do quadríceps.

Os achados apresentados neste estudo apontam para uma redução significativa ( $p < 0,05$ ) no torque isométrico máximo em todos os ângulos de flexão do joelho analisados (15°, 30°, 45°, 60° e 90°) em comparação ao GC. Apesar dessa redução na capacidade de produção de força isométrica máxima em todos os ângulos de flexão do joelho, não ocorreu alteração na relação torque-ângulo (GORDON et al., 1966) nos sujeitos com SDAJ. Caso a magnitude das alterações na arquitetura muscular tivesse sido mais significativa, talvez tivessem apresentado um impacto mensurável sobre a relação torque-ângulo de forma a alterar o ângulo ótimo de produção de força do quadríceps, o qual deveria ter se deslocado para menores comprimentos musculares (ou menores ângulos de flexão do joelho) em função das perdas musculares.

Powers et al. (1997) também encontraram uma redução no torque isométrico do quadríceps a 60° de flexão do joelho em mulheres com SDAJ em relação a um GC.

Semelhante ao presente estudo, o grupo SDAJ exibiu níveis de dor superiores na EVA durante a execução do teste isométrico. No entanto, estes autores apontam que a dor durante a CVMI não apresentou correlação significativa com o torque produzido, inferindo que outros fatores além da dor devem estar associados ao enfraquecimento do quadríceps. Esta afirmação encontra contraponto na literatura, em que diversos estudos (O'REILLY et al., 1998; SUTER et al., 1998; THOMAS et al., 2010) têm apontado para a existência de uma relação inversa entre a dor e a capacidade de produção de força.

Bolgia et al. (2011), diferentemente dos nossos resultados, não encontraram diferença no torque a 60° de flexão do joelho em mulheres acometidas pela SDAJ. No entanto, a comparação dos nossos resultados com os deste estudo fica prejudicada em função das diferentes metodologias empregadas para verificar o torque extensor do joelho. Neste de Bolgia et al (2011), os autores utilizaram um dinamômetro manual para avaliar o torque do quadríceps, enquanto que no presente estudo os sujeitos foram avaliados no dinamômetro isocinético. Outra questão é que os sujeitos neste estudo não relataram sentirem dor durante o desenvolvimento das CVMIs, o que pode ter feito com que tivessem torques semelhantes aos do GC. Thomas et al. (2010) apontam que similares níveis de dor podem ser um indicador de semelhantes níveis de força.

Já Tuomi et al. (2013), diferente dos resultados do presente estudo, ao compararem o torque isométrico a 90° de flexão do joelho (0° = extensão máxima) em homens com SDAJ unilateral, apontam que menos de 25% da amostra exibia fraqueza muscular em relação ao membro contralateral saudável. Semelhante ao estudo anterior (BOLGLA et al., 2011), o confronto entre os resultados fica prejudicado em função das diferenças na amostra entre os estudos comparados, onde exclusivamente mulheres participaram do presente estudo. Apesar disto, esses resultados demonstram que a presença de fraqueza muscular não é unânime nos sujeitos com SDAJ. Estes dados nos ajudam a explicar porque alguns sujeitos com SDAJ respondem mais favoravelmente a tratamentos com objetivo de fortalecimento muscular do que outros (GILES et al., 2013).

Não foram identificadas diferenças na ativação EMG nos músculos RF, VM e VL durante as CVMIs que justificassem a fraqueza muscular do quadríceps no grupo SDAJ. Com base nesses dados, especula-se que a presença de dor, associada a redução na massa muscular total do quadríceps, seja uma das causas do menor torque

isométrico durante as CVMI no grupo SDAJ. A hipótese deste estudo era de que as mulheres com SDAJ, a fim de evitar uma maior sensação álgica, possivelmente reduzem o nível de torque produzido pela ativação do quadríceps, e conseqüentemente não atingem seu máximo durante a CVMI. Nessa direção, a dor também causaria uma inibição reflexa do quadríceps, que, se for mantida por um longo tempo, induziria um processo de atrofia, tendo como consequência uma redução no tamanho do músculo (CALLAGHAM et al., 2004; GILES et al., 2013). Os achados obtidos para a IM parecem dar suporte à hipótese acima.

Em relação ao torque isocinético a 60°/s dos extensores do joelho, os resultados mostram para uma semelhança ( $p>0,05$ ) entre o grupo SDAJ e o GC. Em contrapartida, Piazza et al (2013) encontraram um pico de torque inferior na velocidade de 60°/s em uma amostra composta por mulheres com SDAJ na comparação a um GC saudável. Já Witvrouw et al (2000) ao avaliarem atletas com SDAJ não encontraram diferenças no pico de torque isocinético durante a CVMD a 60°/s. Acredita-se que essa discrepância entre os resultados se dá em função das características das amostras utilizadas. Similar ao estudo de Witvrouw et al (2000), os participantes do presente estudo eram fisicamente ativos, o que pode explicar a ausência de diferença entre os torques dinâmicos produzidos pelos dois grupos.

Uma possível justificativa para o menor pico de torque somente nas contrações isométricas é que, segundo Werner (1993), no exercício isométrico não ocorre a variação angular que ocorre durante as CVMDs concêntricas e excêntricas e, conseqüentemente, o deslizamento patelar no sulco troclear. Dessa forma, a pressão oriunda da contração do quadríceps é mantida sobre o mesmo ponto anatômico durante toda a CVMI, o que pode gerar um estresse excessivo sobre a articulação femoropatelar acarretando dor e uma maior IM.

### **3.4.7 Eletromiografia dos Extensores do Joelho**

As alterações na atividade muscular dos extensores do joelho em sujeitos portadores de SDAJ têm sido fonte constante de discordância na literatura. Enquanto alguns estudos têm apontado para uma redução da EMG, principalmente no músculo VM na presença da SDAJ (CERNY, 1995; CESARELLI et al., 1999; MELLOR et al., 2008; VAN TIGGELEN et al., 2009), outros estudos têm demonstrado uma ativação semelhante nos músculos do quadríceps (GROSSI et al., 2008; PATIL et al., 2011;

RATHLEFF et al., 2013) em comparação a um GC saudável. Contudo, o presente estudo aparenta ser o primeiro a avaliar de forma isométrica a atividade eletromiográfica dos músculos RF, VM e VL ao longo de toda amplitude de movimento da articulação do joelho (15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão) de mulheres sintomáticas para SDAJ em comparação a um GC saudável.

Ao contrário do que apontam alguns estudos (MELLOR e HODGES, 2005; MELLOR et al., 2008), a presença de dor no joelho não acarretou interferência no controle motor do quadríceps no grupo SDAJ durante os testes de CVMI. Os resultados apontam para uma ativação muscular similar entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Os dados obtidos confrontam a ideia de que a presença de desequilíbrios na ativação muscular entre os músculos do quadríceps, principalmente entre VM e VL, são fatores de pré-disposição para o surgimento da SDAJ (CESARELLI et al., 1999; MELLOR et al., 2008; TIGGELEN et al., 2009; DENNING et al., 2014). A semelhança na ativação entre os músculos que atuam sobre a patela (RF, VM, VL e VI) é de fundamental importância para se manter um alinhamento dinâmico patelar correto dentro do sulco da tróclea (CROSSLEY et al., 2004).

Rathleff et al. (2013) também não encontraram diferenças significativas na ativação muscular em mulheres com SDAJ e apontam que uma das possíveis explicações para a presença de alterações na ativação do quadríceps pode estar relacionada ao tempo do surgimento dos sintomas. Uma possibilidade é que na amostra deste estudo, o tempo da presença da SDAJ ainda não tenha sido suficiente para causar alterações no padrão de recrutamento muscular do quadríceps.

Interessante observar que no ângulo de 90° de flexão do joelho ocorreu uma redução na ativação muscular do RF em comparação aos demais ângulos analisados (15°, 30°, 45° e 60°). Watanabe et al. (2014) apontam que a posição articular apresenta significativo efeito sobre a ativação muscular devido a alterações no comprimento da fibra muscular, comprimento do braço de alavanca e regulação neural. Podemos especular que no ângulo de 90° de flexão do joelho, em função do músculo RF estar em uma posição mais alongada, já estaria na fase descendente da relação força-comprimento (GORDON et al., 1966), o que poderia reduzir a sua ativação muscular em função de uma capacidade mecânica reduzida nesse ângulo articular. Outra possibilidade seria que nas posições mais alongadas do RF ocorre uma maior compressão das estruturas articulares patelofemorais e a redução da ativação do RF

poderia ser uma estratégia adotada pelo SNC a fim de evitar um estresse excessivo sobre a cartilagem patelar.

Uma limitação do nosso estudo é que não foram efetuadas análises do tempo de ativação dos músculos do quadríceps durante a CVMI. A literatura tem apontado com frequência que ocorre uma ativação assíncrona dos músculos VM e VL nos sujeitos com SDAJ (CAVAZZUTI et al., 2010). Da mesma forma, não foram encontrados dados do tempo de ativação do RF em mulheres sintomáticas para SDAJ.

### **3.4.8 Inibição Muscular dos Extensores do Joelho**

Com base nos nossos resultados foi possível observar a presença de IM do quadríceps ao longo de toda a amplitude de movimento da articulação do joelho no grupo SDAJ. Os maiores valores de IM no grupo SDAJ foram encontrados nos ângulos de 45° e 60° de flexão do joelho (0° = extensão máxima). Já o GC apresentou uma IM significativa (>5%) apenas no ângulo de 45° de flexão do joelho.

Os dados do presente estudo engrossam a literatura que aponta para uma relação existente entre a IM do quadríceps e a presença da SDAJ (SUTER et al., 1998a; SUTER et al., 1998b; SUTER et al., 1999; DROVER et al., 2004), sendo o primeiro estudo a estabelecer uma relação IM-ângulo para os extensores do joelho em mulheres sintomáticas para SDAJ. Interessante observar que a IM foi superior no grupo SDAJ ao longo de toda ADM, o que pode justificar a fraqueza muscular no grupo SDAJ em todos os ângulos em comparação ao GC. A presença da fraqueza muscular associada a IM é considerada um dos principais fatores de risco que predis põem o sujeito ao desenvolvimento e à aceleração do processo crônico degenerativo articular (MACHNER et al., 2002; BENNEL et al., 2008; CLIFFORD et al., 2013; HERRINGTON, 2014).

De forma semelhante aos estudos de Suter e Herzog (1997) e Suter et al. (1998b), os resultados aqui apresentados apontam para uma IM do quadríceps dependente do ângulo articular no grupo SDAJ, elevando a sua magnitude conforme o ângulo de flexão do joelho é aumentado, até atingir o seu ápice nos ângulos intermediários (45° e 60° de flexão do joelho). Já os ângulos de 15° e 90° de flexão do joelho foram os que apresentaram os menores valores de IM nesse grupo. Acredita-se que o aumento no torque, com o aumento no ângulo de flexão do joelho, o qual seria

responsável pelo aumento das forças compressivas na articulação femoropatelar, acarretaria no aumento da IM. Esse aumento na pressão com o aumento no ângulo de flexão seria responsável por estimular os receptores articulares do tipo I. Esses receptores, que foram identificados nas regiões superficiais da articulação, seriam ativados durante a flexão do joelho com o aumento do estresse nas estruturas articulares, levando a uma IM do quadríceps (SUTER e HERZOG, 1997). No ângulo de 15° de flexão do joelho, em função de uma menor capacidade de produção de força do quadríceps, associada a uma pequena área de contato entre a superfície articular da patela e a superfície articular do fêmur (BESIER et al., 2005; SALCICH e PERMAN, 2013), a pressão articular seria reduzida, o que determinaria uma menor IM. Já no ângulo de 90° de flexão do joelho ocorre a maior área de contato entre as superfícies articulares da patela e fêmur e uma capacidade de produção de torque muscular também reduzido quando comparado a 60° de flexão de joelho, reduzindo assim, o estresse por unidade de área na cartilagem articular e a IM do quadríceps.

A partir dos resultados apresentados neste estudo, pode-se inferir que, no grupo SDAJ, a redução no torque e entre as áreas de contato das duas superfícies articulares determina uma redução na IM em ângulos reduzidos de flexão do joelho, enquanto que em ângulos intermediários de flexão ocorre um aumento no estresse das superfícies articulares em contato, em função do aumento da força do quadríceps e pequena área de contato entre as superfícies articulares da patela e do fêmur. Isso determina um grande estresse na cartilagem articular e se constitui como um fator de risco para o surgimento e desenvolvimento da SDAJ.

Suter et al. (1998b) encontraram valores de IM nos ângulos de 60° e 30° de flexão do joelho, de 37% e 28%, respectivamente. Esses resultados são superiores aos do nosso estudo, em que encontramos nos ângulos de 60° e 30° de flexão do joelho uma IM de  $18,84\% \pm 11,82$  e  $9,57\% \pm 8,58$ , respectivamente. Entretanto, cabe ressaltar que, no estudo de Suter et al. (1998b), a amostra era composta por um grupo de homens e mulheres com indicação para a cirurgia de artroscopia do joelho, os quais se acredita estarem em um estágio do processo degenerativo articular mais avançado do que os sujeitos da nossa amostra. Outra possibilidade é que em função da amostra do presente estudo ser composta por exclusivamente por sujeitos fisicamente ativos, tal característica ocasionaria valores de IM inferiores aos obtidos por Suter et al. (1998b). Estudos apontam que o treinamento físico, assim como o desenvolvimento de um

intenso programa de reabilitação acarretam baixos valores de IM (HUBER et al., 1998; RICE e McNAIR, 2010).

Alrowayeh e Sabbaihi (2006) apontam uma possível relação entre a IM e a dificuldade na realização das tarefas funcionais. Com base nisso, a IM do quadríceps pode ser uma das possíveis justificativas para a redução na capacidade funcional, mensurado pelo Questionário Kujala (KUJALA et al., 1993) no grupo com SDAJ. No entanto, em uma etapa subsequente deveremos explorar essa possível relação a partir de uma análise estatística mais aprofundada para confirmar ou refutar essa hipótese de uma relação entre a IM e a capacidade funcional.

Indicamos que mais estudos precisam ser desenvolvidos a fim de elucidar as possíveis relações entre a presença da IM e em quais fatores ela interfere ao longo do processo de instalação e progressão das doenças crônico-degenerativas articulares. Acredita-se que a identificação de quais ângulos apresentam maior IM possibilitará identificar quais áreas apresentam maior propensão a lesões de cartilagem, o que indicaria que se evitasse o exercício nestas angulações em programas de reabilitação ou treinamento para evitar mais dano cartilaginoso.

### **3.5 CONCLUSÃO**

O grupo SDAJ apresentou redução nas variáveis de capacidade funcional, ECFP, arquitetura muscular, torque isométrico máximo e IM dos extensores do joelho comparado ao GC saudável. Não foram identificadas diferenças nas variáveis de eletromiografia, torque isocinético e valgo dinâmico do joelho durante agachamento unipodal.

#### **4. CONSIDERAÇÕES FINAIS DA DISSERTAÇÃO**

A realização do primeiro estudo (Capítulo II) nos levou a uma série de informações que nortearam o desenvolvimento da avaliação da IM com a Técnica de Interpolação de Abalo no Capítulo III. Primeiro, ficou evidente a necessidade da utilização de eletrodos de estimulação elétrica com maiores dimensões no PM do quadríceps para avaliação da IM. Segundo, que o grupo com SDAJ é mais suscetível a alterações no posicionamento do eletrodo (NF x PM) que um grupo saudável. Terceiro, a utilização do NF (“padrão ouro”) ainda parece ser o mais indicado para a avaliação da IM em mulheres com SDAJ.

O segundo estudo (Capítulo III) nos permitiu ter uma visão ampla de todas as variáveis neuromusculares, clínicas e funcionais que são afetadas na presença da SDAJ. Foi possível identificar a presença de reduções significativas na maioria das variáveis neuromusculares analisadas. Ao mesmo tempo, o estudo nos trouxe uma relação existente entre o ângulo articular e o grau de IM em mulheres com SDAJ. Essa relação entre a IM e os ângulos articulares do joelho tem implicações clínicas importantes no desenho de programas de reabilitação e/ou de fortalecimento muscular em mulheres jovens sintomáticas para a SDAJ, para as quais não seriam indicados exercícios de força nos ângulos de 45° e 60° de flexão do joelho.

As adaptações neuromusculares oriundas da SDAJ nesse estudo trazem informações úteis na prática clínica dos profissionais da saúde, ao mesmo tempo em que sugerem possíveis relações entre as variáveis analisadas e essa síndrome. Estudos futuros devem focar sua atenção em estabelecer correlações entre as variáveis neuromusculares e funcionais afetadas pela SDAJ.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALROWAYEH HN, SABBAHI MA. Vastus medialis H-Reflex reliability during standing. *J Clin Neurophysiol.* 2006; 23: 79-84.
2. BACKHAUS M, BURMESTER G-R, GERBER T, GRASSI W, MACHOLD KP, SWEN WA, WAKEFIELD RJ, MANGER B. Guidelines for musculoskeletal ultrasound. *Rheumatology.* 2001; 60: 641-649.
3. BALDON RM, SERRÃO FV, SILVA RS, PIVA SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Phys Ther.* 2014; 44:240-251.
4. BARTON CJ, MENZ HB, CROSSLEY KM. Effects of prefabricated foot orthoses on pain function in individuals with patellofemoral pain syndrome: a cohort study. *Phys Ther Sports.* 2011; 12:70-75.
5. BARONI BM, RODRIGUES R, FRANKE RA, GEREMIA JM, RASSIER DE, VAZ MA. Time course of neuromuscular adaptations to knee extensor eccentric training. *Int J Sports Med.* 2013; 34 (10):904-911.
6. BECKER I, BAXTER GD, WOODLEY SJ. The vastus lateralis anatomy: an anatomical investigation. *Clin Anat.* 2010; 23: 575-585.
7. BENNELL KL, HUNT MA, WRIGLEY TM, LIM BM, HINMAN RS. Role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. *Rheum Dis Clin N Am.* 2008; 34:731-754.
8. BERGQUIST AJ, CLAIR JM, LAGERQUIST O, MANG CS, OKUMA Y, COLLINS. Neuromuscular electrical stimulation: implications of electrically evoked sensory volley. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111:2409-2426.
9. BERGQUIST AJ, WIEST MJ, COLLINS DF. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris. *J Apply Physiol.* 2012; 113:78-89.
10. BERRY PA, HANNA FS, TEICHTHAL AJ, WLUKA AE, URQUHART DM, BELL RJ, DAVIS SR, CICUTTINI FM. Brief report vastus medialis cross-sectional area is associated with patella cartilage defects and bone volume in healthy women. *Osteoarthr Cartil.* 2008; 16: 956-960.
11. BESIÉ TF, DRAPER CE, GOLD GE, BEAUPRÉ GS, DELP SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res.* 2005; 23:345-350.
12. BESIÉ TF, GOLD GE, DELP SL, FREDERICSON M, BEAUPRÉ GS. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 2008; 26:1627-35.
13. BLAND JM, ALTMAN DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1(8476):307-310.

14. BLANKSTEIN A. Ultrasound in the diagnosis of clinical orthopedics: the Orthopedic Stethoscope. *World J Orthop.* 2011; 2(2): 13-24.
15. BLAZEVIČ AJ, CANNAVAN D, COLEMAN DR, HORNE S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol.* 2007; 103: 1565-1575.
16. BOLGLA LA, MALONE TR, UMBERGER BR, UHL TL. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Int J Sports Phys Ther.* 2011; 6: 285-296.
17. BOLING M, PADUA D, MARSHALL S, GUSKIEWICZ K, PYNE S, BEUTLER A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20:725-730.
18. BOYER D, ARMSTRONG M, DIXON J, SMITH TO. The vastus medialis oblique: vastus lateralis electromyographic intensity ratio does not differ by gender in young participants without knee pathology. *Physiotherapy.* 2008; 94: 168-173.
19. BRUSSARD C, NAUDTS P, DE SCHEPPER. Ultrasonographic diagnosis of chondromalacia of the femoropatellar joint. *J Belge Radiol.* 1991; 74:303-306.
20. CALLAGHAM MJ, OLDHAM JA. Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome? *Br J Sports Med.* 2004; 38: 295-299.
21. CALDER KM, HALL LA, LESTER SM, INGLIS JG, GABRIEL DA. Reliability of the biceps brachii M-Wave. *J Neuro Eng Rehab.* 2005; 2:33.
22. CERNY K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995; 75: 672-683.
23. CESARELLI M, BIFULCO P, BRACALE M. Quadriceps muscle activation in anterior knee pain during isokinetic exercise. *Med Eng Phys.* 1999; 21: 469-178.
24. CHESTER R, SMITH TO, SWEETING D, DIXON J, WOOD S, SONG F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of the anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 1(9):64-89.
25. CLIFFORD AM, HARRINGTON E. The effect of patellar taping on squat depth and the perception of pain in people with anterior knee pain. *J Hum Kinet.* 2013; 37:109-117.
26. CROSSLEY KM, COWAN SM, BENNEL KL, McCONNELL J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004; 22(2):267-274.
27. CROSSLEY KM, ZHANG WJ, SCHACHE AG, BRYANT A, COWAN SM. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med.* 2011; 39 (4): 866-873.
28. CUNHA RA, COSTA LOP, JUNIOR LCH, PIRES RS, KUJALA UM, LOPES AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess

- patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *JOSPT*. 2013; 43(5):333-342.
29. DELITTO A, STRUBE MJ, SHULMAN AD, MINOR SD. A study of discomfort with electrical stimulation. *Phys Ther*. 1992; 72(6):410-421.
  30. DENNING WM, WOODLAND S, WINWARD JG, LEAVITT MG, PARCELL AC, HOPKINS JT, FRANCOM D, SEELEY. The influence of experimental anterior knee pain during running on electromyography and articular cartilage metabolism. *Osteoarthr Cartil*. 2014; 22(8): 1111-1119.
  31. DeHAVEN KE, LINTNER DM. Athletic injuries: comparison by age, sport and gender. *Am J Sports Med*. 1986; 14(3):218-224.
  32. DESEILLIGNY EP, MAZEVET D. The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in human's interest and limits. *Neurophysiol Clin*. 2000; 30: 67-80.
  33. DEVEREAUX M, LACHMANN S. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a sports injury clinic. *Br J Sports Med*. 1984; 18(1):18-21.
  34. DIXIT S, DIFIORI JP, BURTON M, MINIES B. Management of patellofemoral pain syndrome. *Am Fam Physician*. 2003; 68(5):907-912.
  35. DOBERSTEIN ST, ROMEYN RL, REINEKE DM. The diagnostic value of Clarke sign in assessing chondromalacia patella. *J Athl Train*. 2008; 43(2):190-196.
  36. DOHENY EP, CAULFIELD BM, MINOGUE CM, LOWERY MM. Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation. *Med Eng Phys*; 2010; 32(5):468-474.
  37. DOMINGUES CB. Ativação seletiva do vasto medial por meio da cinesioterapia ativa. *Fisioter Mov*. 2008; 21:21-31.
  38. DOUCETTE SA, CHILD DD. The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996; 23:104-110.
  39. DRAPER CE, BESIET TF, GOLD GE, FREDERICSON M, FIENE A, BEAUPRE GS, DELP SL. Is cartilage thickness different in young subjects with and without patellofemoral pain? *Osteoarthr Cartil*. 2006; 14(9):931-937.
  40. DROVER JM, FORAND DR, HERZOG W. Influence of active release technique on quadriceps inhibition and strength: a pilot study. *J Manipul Physiol Ther*. 2004; 7:408-413.
  41. DUCLAY J, MARTIN A. Evoked H-Reflex and M-Wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. *J Neurophysiol*. 2005; 94:3555-3562.
  42. ELIAS DA, WHITE LM. Imaging of patellofemoral disorders. *Clin Radiol*. 2004; 59:543-557.
  43. EMA R, WAKAHARA T, MOGI Y, MIYAMOTO N, KOMATSU T, KANEHISA H, KAWAKAMI Y. In vivo measurement of human rectus femoris architecture by

- ultrasonography: validity and applicability. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2013; 33(4): 267-273.
44. EMAMI MJ, GHAHRAMAMI MH, ABDINEJAD F, NAMAZI H. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iranian Med*. 2007; 10: 24-26.
  45. ENGELINA S, ROBERTSON CJ, MOGGRIDGE J, KILLINGBACK A, ADDS P. Using ultrasound to measure the fibre angle of vastus medialis oblique: a cadaveric validation study. *Knee*. 2014; 21: 107-111.
  46. FAES TJC, VAN DER MEIJ HÁ, MUNCK JC, HEETHAAR RM. The electric resistivity of human tissues (100Hz-10MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol Meas*. 1999; 20(4):R1-10.
  47. FRASSON VB, RASSIER DJE, HERZOG W, VAZ MA. Dorsiflexor and plantarflexor torque-angle and torque-velocity relationships of classical ballet dancers and volleyball players. *Rev Bras Biomec*. 2007; 8: 31-36.
  48. FREDERICSON M, YOON K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006; 85:234-243.
  49. FULKERSON JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med*. 2002; 30:447-456.
  50. GIAVARINA D. Understanding Bland Altman Analysis. *Biochem Med*. 2015;25(2):141-151.
  51. GILES LS, WEBSTER KE, MCCLELLAND JA, COOK J. Can ultrasound measurements of muscle thickness be used to measure the size of individual quadriceps muscle in people with patellofemoral pain? *Phys Ther Sport*. 2015; 16(1): 45-52.
  52. GILES LS, WEBSTER KE, MCCLELLAND JA, COOK J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *Orthop Sports Phys Ther*. 2013; 43: 766-776.
  53. GOBBO M, GAFFURINI P, BISSOLOTTI L, ESPOSITO F, ORIZIO C. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. *Eur J Appl Physiol*. 2011; 111: 2451-2459.
  54. GOMEZ-TAMES JD, GONZALEZ J, YU W. A simulation study: effect of the inter-electrode distance, electrode size and shape in transcutaneous electrical stimulation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012; 2012:3576-3579.
  55. GORDON AM, HUXLEY AF, JULIAN FJ. The Variation in Isometric Tension With Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibers. *J Physiol*. 1966; 184(1): 170-192.
  56. GROSSI BD, FELICIO LR, LEOCÁCIO LP. Analysis of the reflex response time of the patellar stabilizer muscles in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Rev Bras Fisioter*. 2008; 12: 26-30.
  57. HART JM, PIETROSIMONE B, HERTEL J, INGERSOLL CD. Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review. *J Athl Train* 2010; 45:87-97.

58. HASSAN BS, MOCKETT S, DOHERTY M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis.* 2001; 60:612-18.
59. HERRINGTON L. The effect of patellar taping on patellar position measured using ultrasound scanning. *Knee.* 2010; 17(2):132-134.
60. HERRINGTON L, LAW J. The effect of hip adduction angle on patellar position measured using real time ultrasound scanning. *Knee.* 2012; 19:709-712.
61. HERRINGTON L. Knee valgus angle during single-leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *Knee.* 2014; 21:514-517.
62. HERZOG W, TER KEURS HE. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Arch.* 1988; 411(6): 642-647.
63. HIRAKATA VN, CAMEY AS. Análise de concordância entre métodos de Bland-Altman. *Rev HCPA.* 2009;29(3).
64. HOPKINS JT, INGERSSOLL CD, KRAUSE A, EDWARDS JE, CORDOVA ML. Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33: 123-126.
65. HURLEY MV, NEWHAM, Di J. The influence of arthrogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees. *Br J Rheumatol.* 1993; 32:127-31.
66. HRLEY MV, SCOTT DL, REES J, NEWHAM DJ. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 1997; 56: 641-648.
67. HVID I, ANDERSEN L, SCHMIDT H. Chondromalacia patellae. The relation to abnormal patellofemoral joint mechanics. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52:661-6.
68. IAGNOCCO A. Ultrasound in osteoarthritis. *Clin Exp Rheumatol.* 2014; 32:48-52.
69. JAFARPOOR M, LI J, WHITE JK, RUTKOVE SB. Optimizing electrode configuration for electrical impedance measurements of muscle via the finite element method. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2013; 60(5):1446-1452.
70. JAN MH, LIN DH, LIN CHJ, CHENG CK, LIN YF. Differences in sonographic characteristics of the vastus medialis obliquus between patients with patellofemoral pain syndrome and healthy adults. *Am J Sports Med.* 2009; 37 (9): 1743-1749.
71. KARAMANDIS K, ARAMPATIZIS A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. *J Biomech.* 2006; 39:406-417.
72. KAZAM JK, NAZARIAM LN, MILLER TT, SOFKA CM, PARKER L, ADLER RS. Sonographic evaluation of femoral Trochlear cartilage in patients with knee pain. *J Ultrasound Med.* 2011; 30 (6): 797-802.

73. KEAN CO, BIRMINGHAM TB; GARLAND SJ, BRYANT DM, GIFFIN JR. Minimal detectable change in quadriceps strength and voluntary activation in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010; 91:1447-51.
74. KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2002a; 92(2):595-601.
75. KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol.* 2002b; 538(1):219-26.
76. KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years. *Med Sci Sports Exerc.* 2003a; 35 (1):39-44.
77. KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *Intern J Sports Med.* 2003b; 24(2):125-30.
78. KUJALA UM, JAAKKOLA LH, KOSKIEN SK, TAIMELA S, HURME M, NELIMARKKA O. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 1993; 9(2):159-63.
79. LEROUX A, BÉLANGER M, BOUCHER JP. Pain effect on monosynaptic and polysynaptic reflex inhibition. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76:576-582.
80. LEWEK MD, RUDOLPH KS, MACKLER SL. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2004; 22: 110-115.
81. LIN YF, LIN JJ, CHENG CK, LIN DH, JAN MH. Association between sonographic morphology of vastus medialis obliquus and patellar alignment in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38:196-202.
82. MAKHOUS M, LIN F, KOH JL, NUBER GW, ZHANG LQ. In vivo and noninvasive load sharing among the vasti in patellar malalignment. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36: 1768-1775.
83. MATHESON JW et al. Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(10):1713-25.
84. MELLOR R, HODGES PW. Motor unit synchronization is reduced in anterior knee pain. *J Pain.* 2005; 8:550-558.
85. MURAOKA T et al. In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly. *J Biomech.* 2005; 38 (6):1213-19.
86. NAKAGAWA TH, BALDON RM, MUNIZ TB, SERRÃO FV. Relationship Among Eccentric Hip and Knee Torques, Symptom Severity and Functional Capacity in Females With Patellofemoral Pain Syndrome. *Phys Ther Sport.* 2011; 12(3):113-119.
87. NAKAGAWA TH, MORIYA ETU, MACIEL CD, SERRÃO FV. Trunk, pelvis, hip and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42:491-501.

88. NARICI MV, MAGANARIS CN, REEVES ND, CAPODAGLIO P. Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol*. 2003; 95:2229-2234.
89. NAREDO E, CABERO F, PALOP MJ, COLLADO P, CRUZ A, CRESPO M. Ultrasonographic findings in the knee osteoarthritis: a comparative study with clinical and radiographic assessment. *Osteoarthr Cartil*. 2005; 13(7):568-574.
90. NIJS J, GEEL CV, AUWERA CVD, VELDE BVD. Diagnostic value of five clinical tests in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther*. 2006; 11(1):69-77.
91. NORIKIN CC, WHITE DJ. *Medida do Movimento Articular*. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1995.
92. O'REILLY S, JONES A, MUIR KR, DOHERTY M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Ann Rheum Dis*. 1998; 57:588-94.
93. PALMIERI RM, INGERSOLL CD, EDWARDS JE, HOFFMAN MA, STONE MB, BABINGTON JP, CORDOVA ML, KRAUSE BA: Arthrogenic muscle inhibition is not present in the limb contralateral to a simulated knee joint effusion. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82: 910-916.
94. PAP G, MACHNER A, AWISZUS F. Strength and voluntary activation of the quadriceps femoris muscle at different severities of osteoarthritic joint damage. *J Orthop Res*. 2004; 22:96-103.
95. PAPPAS E, WONG-TOM WM. Prospective predictors of patellofemoral pain syndrome: a systematic review with meta-analysis. *Sports Health*. 2012; 4(2):115-120.
96. PARK J, HOPKINS JT. Induced anterior knee pain immediately reduces involuntary and voluntary quadriceps activation. *Clin J Sport Med*. 2013; 23:19-24.
97. PATIL S, DIXON J, WHITE LC, JONES AP, HUI ACW. An electromyographic exploratory study comparing the difference in the onset of hamstring and quadriceps contraction in patients with anterior knee pain. *Knee*. 2011; 18: 329-332.
98. PEARSON, SJ, BURGESS K, ONAMBELE GNL. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech*. 2007; 22 (6): 712-17.
99. PENSINI M, MARTIN A. Effect of voluntary contraction intensity on h-reflex and v-wave responses. *Neurosci Lett*. 2004; 367(3):369-374.
100. PIAZZA L, VIDMAR MF, OLIVEIRA LFB, PIMENTEL GL, LIBARDONI TC, SANTOS GM. Avaliação isocinética, dor e funcionalidade de sujeitos com síndrome da dor patelofemoral. *Fisioter Pesq*. 2013; 20(2):130-135.
101. PLACE N, CASARTELLI N, GLATTHORN JF, MAFFIULLETTI NA. Comparison of quadriceps inactivation between nerve and muscle stimulation. *Muscle Nerve*. 2010; 42: 894-900.
102. POMPEO KD, MELO MO, VAZ MA. Inibição muscular dos extensores do joelho em sujeitos acometidos por condromalácia patelar e osteoartrite do joelho – um estudo de revisão sistemática. *Fisioter Pesq*. 2012; 19(2):185-90.

103. POWERS CM, LANDEL R, PERRY J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1996; 76: 946-955.
104. POWERS CM, PERRY J, HSU A, HISLOP. Are Patellofemoral Pain and Quadriceps Femoris Muscle Torque Associated With Locomotor Function? *Phys Ther.* 1997; 77: 1063-1075.
105. POWERS M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40 (2): 42-51
106. RATHLEFF MS, SAMANI A, OLESEN JL, ROOS EM, RASMUSSEN S, CHRISTENSEN BH, MADELEINE P. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45: 1730-1739.
107. REEVES ND, MAGANARIS CN, NARICI MV. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol.* 2003a; 548:971-981.
108. REEVES ND, NARICI MV, MAGANARIS CN. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Exp Physiol.* 2003b; 89:675-689.
109. REEVES ND, NARICI MV, MAGANARIS CN. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J Appl Physiol.* 2004; 96:885-892.
110. RICE DA, McNAIR PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010; 40:250-266.
111. ROBINSON AJ, SNYDER-MAKLER L. *Eletrofisiologia Clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico.* 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2010.
112. SALSICH GB, PERMAN WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patelofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37:521-528.
113. SALSICH GB, PERMAN WH. Tibiofemoral and patellofemoral mechanics are altered at small knee flexion angles in people with patellofemoral pain. *J Sci Med Sports.* 2013; 16:13-17.
114. SAWATSKY A, BOURNE D, HORISBERGER M, JINHA A, HERZOG W. Changes in patellofemoral joint contact pressures caused by vastus medialis muscle weakness. *Clin Biomech.* 2012; 27(6):595-601.
115. SEGAL NA, GLASS NA, TORNER J, YANG M, FELSON DT, SHARMA L, NEVITT M, LEWIS CE. Quadriceps weakness predicts risk for knee joint space narrowing in the MOST Cohort. *Osteoarthr Cartil.* 2010; 18(6):769-775.
116. SEGAL NA, GLASS NA. Is Quadriceps muscle weakness a risk factor for incident or progressive knee osteoarthritis?. *Phys Sportsmed.* 2011; 39(4):44-50.
117. SENIAM. *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles.* [2009]. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 09 jun. 2014.

118. SCHMIDT WA, SCHMIDT H, SCHICKE B, GROMNICA-IHLE. Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography. *Ann Rheum Dis.* 2004; 63: 988-994.
119. SOUZA DR, GROSS MT. Comparison of Vastus Medialis Obliquus:Vastus Medialis Muscule Integrated Electromyographic Ration Between Subjects and Patients With Patellofemoral Pain. *Phys Ther.* 1991; 71(4): 310-316.
120. STOKES M, YOUNG A. The contribution of reflex inhibition to antherogenous muscle weakness. *Clin Sci.* 1984; 67:7-14.
121. SUTER E, McMORLAND G, HERZOG W, BRAY R. Decrease in quadriceps inhibition after sacroiliac manipulation in patients with anterior knee pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999; 3:149-153.
122. SUTER E, HERZOG W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997; 7(2): 123-130.
123. SUTER E, HERZOG W. Effect of number of stimuli and timing of twitch application on variability in interpolated twitch torque. *J Appl Physiol.* 2001; 90:1036-1040.
124. SUTER E, HERZOG W, DE SOUZA K, BRAY R. Inhibition of the quadriceps muscles in patients with anterior knee pain. *J App Biomech.* 1998a; 14:360-73.
125. SUTER E, HERZOG W, BRAY R. Quadriceps inhibition following arthroscopy in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech.* 1998b; 13:314-19.
126. SUTER E, McMORLAND G, HERZOG W, BRAY R. Conservative lower back treatment reduces inhibition in knee-extensor muscles: a randomized controlled trial. *J Manipul Physiol Ther.* 2000; 23:76-80.
127. TAVARES GMS, BRASIL ACO, NUNES PM, COSTA NL, GASPERI G, PIAZZA L, SANTOS GM. Condromalácia patelar: análise de quatro testes funcionais. *ConScientiae Saúde.* 2011; 10(1):77-82.
128. THOMAS AC, SOWERS MF, GUTIERREZ CK, SMITH RMP. Lack of quadriceps dysfunction in women with early knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2010; 28:595-9.
129. VAN TIGGELEN D, COWAN S, COOVERITS P, DUVIGNEUAD N, WITVROUW E. Delayed of vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men. *Am J Sports Med.* 2009; 37(60):1099-1105.
130. VAZ MA, BARONI BM, GEREMIA JM, LANFERDINI FJ, MAYER A, ARAMPATIZIS A, HERZOG W. Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscles and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2013; 31(4):511-516.
131. WERNER S, ERIKSSON E. Isokinetic Quadriceps Training in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993; 1 (3-4): 162-168.

132. WILLSON JD, DAVIS IS. Utility of frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38:606-615.
133. WILLSON JD, DAVIS IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater tasks demands. *Clin Biomech.* 2008a; 23:202-211.
134. WITVROUW E, LYSSENS R, BELLEMANS J, CAMBIER D, VANDERSTRAETEN G. Intrinsic Risk Factors for the Development of Anterior Knee Pain in an Athletic Population. A Two-Year Prospective Study. *Am J Sports med.* 2000; 28(4):489-489.
135. YILDIZ Y, AYDIN T, SEKIR U, CETIN C, ORS F, ALP KALYON T. Relation between isokinetic muscle strength and functional capacity in recreational athletes with chondromalacia patellae. *Br J Sports Med.* 2003; 37(6):475-479.

## **ANEXOS**

### **ANEXO 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido**

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é parte de um projeto de pesquisa do qual você participará como sujeito. Ele deve lhe dar uma ideia básica do que se trata o projeto e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento.

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa cujo o objetivo é avaliar a estrutura e função dos músculos da coxa e da articulação do joelho e a partir destes resultados, averiguar as diferenças existentes entre sujeitos acometidos por Síndrome da Dor Anterior no Joelho e sujeitos saudáveis.

Você realizará exames de antropometria (medidas de massa corporal, estatura), cinemetria (medida da amplitude máxima de movimento da articulação do joelho), ecografia (exame de imagem do músculo da coxa e das estruturas do joelho), dinamometria (exame que avalia a sua capacidade máxima de produzir força), eletromiografia (que avalia a atividade elétrica gerada pelo músculo durante o esforço máximo) e inibição muscular (capacidade máxima de recrutar os músculos da coxa). Além disso, dois testes clínicos e um questionário serão aplicados pela fisioterapeuta Anete Morales (CREFITO: 73995-F), a fim de determinar as condições funcionais da articulação do joelho. Pergunte ao pesquisador como funciona cada um destes exames caso tenha dúvidas.

Nenhum destes exames serve para diagnóstico médico, apenas para fins de pesquisa, por isso você não receberá cópias destes exames. Você poderá ficar com um pouco de dor muscular após os testes máximos, bem como poderá ficar com a pele um pouco vermelha após o exame de eletromiografia, e de inibição muscular, o qual envolve estimulação elétrica, mas esta vermelhidão deverá passar em aproximadamente dois dias. Caso algum destes sintomas não desapareça, ou apareça outro sintoma

imprevisto, por favor, entre em contato com o pesquisador. A duração aproximada da avaliação é de 120 minutos e você deverá comparecer ao laboratório 2 vezes.

Os resultados deste estudo serão utilizados única e exclusivamente para fins de pesquisa, de modo que sua identidade será mantida em sigilo absoluto. Ao final da pesquisa e publicação dos resultados você receberá uma cópia dos artigos impressos. Para isso, coloque o seu e-mail ou telefone no final deste formulário.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação. Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor entrar em contato com o Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: 3308.5860), ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Fone: 3308.3738).

Assinatura do sujeito (Nome e Data)

Assinatura do pesquisador (Nome e Data)

*Klauber Dalcerio Pompeo (51- 93463917 / kdpompeo@yahoo.com.br)*

Pesquisador assistente

*Marco Aurélio Vaz (51- 3308.5860 / marcovaz@esef.ufrgs.br)*

Coordenador do Projeto

Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS (51- 3308-3738 / pro-reitoria@propesq.ufrgs.br)

## ANEXO 2 - Questionário Kujala traduzido para o Português

### ESCALA PARA DOR ANTERIOR DO JOELHO

Em cada questão, circule a letra que melhor descreve os atuais sintomas relacionados ao seu joelho.

1. **Você caminha mancando?**
  - a) Não
  - b) Levemente ou de vez em quando
  - c) Constantemente
2. **O seu joelho suporta o seu peso?**
  - a) Apóio totalmente, sem dor
  - b) Apóio, mas sinto dor
  - c) É impossível suportar o peso
3. **Ao caminhar**
  - a) Não tenho limites para caminhar
  - b) Caminho mais que 2Km
  - c) Caminho entre 1 e 2Km
  - d) Não consigo
4. **Ao subir/descer escadas**
  - a) Não tenho dificuldades
  - b) Sinto um pouco de dor ao descer
  - c) Sinto dor ao descer e ao subir
  - d) Não consigo
5. **Ao agachar**
  - a) Não tenho dificuldade
  - b) Sinto dor após agachamentos repetidos
  - c) Sinto dor a cada agachamento
  - d) Somente agacho com diminuição do meu peso (me apoiando)
  - e) Não consigo
6. **Ao correr**
  - a) Não tenho dificuldade
  - b) Sinto dor após correr mais do que 2Km
  - c) Sinto dor intensa
  - d) Não consigo
7. **Ao pular/saltar**
  - a) Não tenho dificuldade
  - b) Tenho um pouco de dificuldade
  - c) Sinto dor constante
  - d) Não consigo
8. **Ao sentar com os joelhos flexionados/dobrados por período prolongado**
  - a) Não tenho dificuldade
  - b) Sinto dor para me manter sentado após ter realizado exercícios
  - c) Sinto dor constante
  - d) A dor faz com que necessite estender (esticar) os joelhos de tempos em tempos
  - e) Não consigo
9. **Dor**
  - a) Nenhuma
  - b) Leve e ocasional
  - c) A dor atrapalha o sono
  - d) De vez em quando é intensa
  - e) Constante e intensa
10. **Inchaço (edema)**
  - a) Nenhum
  - b) Após esforço intenso
  - c) Após atividades diárias
  - d) Toda noite
  - e) Constante
11. **Movimentos anormais (subluxação) e doloridos da rótula (patela)**
  - a) Não ocorre
  - b) Ocorre ocasionalmente durante atividades esportivas
  - c) Ocorre ocasionalmente durante atividades diárias
  - d) Já tive pelo menos um deslocamento
  - e) Já tive mais que dois deslocamentos
12. **Atrofia da coxa (tamanho da coxa)**
  - a) Nenhuma alteração do tamanho da coxa
  - b) Leve alteração do tamanho da coxa
  - c) Severa alteração do tamanho da coxa
13. **Sente dificuldade para flexionar/dobrar o joelho**
  - a) Nenhuma
  - b) Leve
  - c) Nenhuma

## ANEXO 3 - Questionário Kujala (KUJALA et al., 1993)

ANTERIOR KNEE PAIN (Sheet code: \_\_\_\_\_)

Name: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_

Age: \_\_\_\_\_

Knee: L/R

Duration of symptoms: \_\_\_\_ years \_\_\_\_ months

For each question, circle the latest choice (letter) which corresponds to your knee symptoms.

1. Limp
  - (a) None (5)
  - (b) Slight or periodical (3)
  - (c) Constant (0)
2. Support
  - (a) Full support without pain (5)
  - (b) Painful (3)
  - (c) Weight bearing impossible (0)
3. Walking
  - (a) Unlimited (5)
  - (b) More than 2 km (3)
  - (c) 1–2 km (2)
  - (d) Unable (0)
4. Stairs
  - (a) No difficulty (10)
  - (b) Slight pain when descending (8)
  - (c) Pain both when descending and ascending (5)
  - (d) Unable (0)
5. Squatting
  - (a) No difficulty (5)
  - (b) Repeated squatting painful (4)
  - (c) Painful each time (3)
  - (d) Possible with partial weight bearing (2)
  - (e) Unable (0)
6. Running
  - (a) No difficulty (10)
  - (b) Pain after more than 2 km (8)
  - (c) Slight pain from start (6)
  - (d) Severe pain (3)
  - (e) Unable (0)
7. Jumping
  - (a) No difficulty (10)
  - (b) Slight difficulty (7)
  - (c) Constant pain (2)
  - (d) Unable (0)
8. Prolonged sitting with the knees flexed
  - (a) No difficulty (10)
  - (b) Pain after exercise (8)
  - (c) Constant pain (6)
  - (d) Pain forces to extend knees temporarily (4)
  - (e) Unable (0)
9. Pain
  - (a) None (10)
  - (b) Slight and occasional (8)
  - (c) Interferes with sleep (6)
  - (d) Occasionally severe (3)
  - (e) Constant and severe (0)
10. Swelling
  - (a) None (10)
  - (b) After severe exertion (8)
  - (c) After daily activities (6)
  - (d) Every evening (4)
  - (e) Constant (0)
11. Abnormal painful kneecap (patellar) movements (subluxations)
  - (a) None (10)
  - (b) Occasionally in sports activities (6)
  - (c) Occasionally in daily activities (4)
  - (d) At least one documented dislocation (2)
  - (e) More than two dislocations (0)
12. Atrophy of thigh
  - (a) None (5)
  - (b) Slight (3)
  - (c) Severe (0)
13. Flexion deficiency
  - (a) None (5)
  - (b) Slight (3)
  - (c) Severe (0)

## ANEXO 4 - Questionário Internacional de Atividade Física – Forma Curta – IPAQ

Nós estamos interessados em descobrir a respeito do tipo de atividade física que as pessoas fazem como parte das suas vidas diárias. Você será questionado sobre o tempo que gastou em atividades físicas **nos últimos sete dias**. Por favor, pense nas atividades que você faz no trabalho, assim como em tarefas de casa ou na rua (jardim, quintal), deslocando-se de um lugar a outro, em recreação, exercícios ou esporte.

Pense a respeito de todas as atividades vigorosas que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades físicas **vigorosas** referem-se àquelas que lhe solicitaram grande esforço físico e intensificaram muito a sua respiração além do normal. Pense apenas nestas atividades físicas que você fez por no mínimo 10 minutos a cada vez.

1. Durante a última semana, quantos dias você realizou alguma atividade física vigorosa, como levantar peso, cavar, ginástica aeróbica ou pedalar rapidamente?

\_\_\_\_\_ dias na semana

nenhuma atividade física vigorosa  vá para questão 3

2. Quanto de tempo você despendeu fazendo atividade física vigorosa em um destes dias?

\_\_\_\_\_ horas por dia

\_\_\_\_\_ minutos por dia

não sei / não tenho certeza

Pense em todas as atividades **moderadas** que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades Moderadas referem-se àquelas que lhe exigiram moderado esforço

físico e alguma intensificação na sua respiração além do normal. Pense nas atividades físicas que realizou por, no mínimo 10 minutos cada vez.

3. Durante a **última semana**, quantos dias você realizou alguma atividade física moderada, como carregar pequenas cargas, pedalar em superfície regular ou jogar tênis de dupla? Não inclua caminhada.

\_\_\_\_\_ dias na semana

nenhuma atividade física moderada



vá para questão 5

4. Quanto de tempo você usualmente despendeu fazendo atividade física moderada em um destes dias?

\_\_\_\_\_ horas por dia

\_\_\_\_\_ minutos por dia

não sei / não tenho certeza

5. Durante a última semana, quantos dias você caminhou por no mínimo 10 minutos?

\_\_\_\_\_ dias na semana

nenhuma caminhada



vá para questão 7

6. Quanto de tempo você usualmente despendeu caminhando em um destes dias?

\_\_\_\_\_ horas por dia

\_\_\_\_\_ minutos por dia

não sei / não tenho certeza

A última questão é a respeito do tempo despendido sentado nos dias da semana. Inclui tempo sentado no trabalho, em casa, fazendo tarefas de estudo e tempo de folga. Pode incluir tempo sentado à mesa, visitando amigos, leitura ou assistindo televisão.

7. Durante a última semana, quanto tempo você despendeu em um dia da semana?

\_\_\_\_\_ horas por dia

\_\_\_\_\_ minutos por dia

não sei / não tenho certeza

Este é o fim deste questionário, obrigado pela sua participação.

Versão curta - últimos sete dias - do IPAQ, traduzida.

**ANEXO 5 - Cartaz de Convite de Participação no Projeto de Pesquisa: Grupo SDAJ**

# **VOCÊ POSSUI DOR NO JOELHO?**



A Escola de Educação Física da UFRGS, seleciona **mulheres** com idade entre 20 e 40 anos, fisicamente ativas e que apresentem **DOR NO JOELHO** para participar de Projeto de Pesquisa.

Serão realizadas **2 sessões** de avaliações sobre as características estruturais e funcionais dos músculos da coxa e do joelho. Os testes serão desenvolvidos no Setor de Plasticidade Neuromuscular, do LAPEX.

Os testes foram aprovados pelo Comitê de Ética da UFRGS.

Caso você esteja interessado em participar da pesquisa, entre em contato através do e-mail: ***kdpompeo@yahoo.com.br*** ou telefone ***(51)93463917***

## ANEXO 6 - Cartaz de Convite de Participação no Projeto de Pesquisa: Grupo Controle

# PROJETO DE PESQUISA



A Escola de Educação Física da UFRGS, seleciona **mulheres** com idade entre 20 e 40 anos, fisicamente ativas e que **não possuam histórico de dor ou lesões no joelho**, para participar de Projeto de Pesquisa.

Serão realizadas **2 sessões** de avaliações sobre as características estruturais e funcionais dos músculos da coxa e do joelho. Os testes serão desenvolvidos no Setor de Plasticidade Neuromuscular, do LAPEX.

Os testes foram aprovados pelo Comitê de Ética da UFRGS.

Caso você esteja interessado em participar da pesquisa, entre em contato através do e-mail: ***kdpompeo@yahoo.com.br*** ou telefone ***(51)93463917***