



ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO,  
VASTO LATERAL E GLÚTEO MÉDIO EM CORREDORES COM E SEM DOR  
ANTERIOR DO JOELHO

Paulo Augusto de Almeida Britto

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Jurandir Nadal

Adriane Mara de Souza Muniz

Rio de Janeiro

Agosto de 2013

ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO,  
VASTO LATERAL E GLÚTEO MÉDIO EM CORREDORES COM E SEM DOR  
ANTERIOR DO JOELHO

Paulo Augusto de Almeida Britto

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof. Lílíam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2013

Britto, Paulo Augusto de Almeida

Estudo eletromiográfico dos músculos Vasto medial oblíquo, Vasto lateral e Glúteo médio em corredores com e sem dor anterior do joelho/ Paulo Augusto de Almeida Britto. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

VIII, 63 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Jurandir Nadal

Adriane Mara de Souza Muniz

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 53-60.

1. Eletromiografia de superfície. 2. Corrida. 3. Dor anterior de joelho. I. Nadal, Jurandir *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## **Agradecimentos**

Aos meus pais, Juarez de Almeida Britto e Thereza de Almeida Britto, que fizeram de tudo, sempre, para realizar meus sonhos, e graças a eles mais um foi realizado. Onde estiverem, estão com certeza muito felizes. Vocês estarão sempre no meu coração. MUITAS SAUDADES.

À minha rainha, Jussara Regina Pereira Britto, e a minha princesa, Ana Carolina Pereira Britto, que estiveram sempre do meu lado me incentivando e me “suportando” nestes longos três anos. Incentivando a cada vitória e me suportando a cada tropeço. Jú, graças ao seu incentivo eu consegui. Somente nós dois sabemos o tamanho da minha felicidade. AMO MUITO VOCÊS.

Aos meus orientadores, Prof. Jurandir Nadal e à Prof.<sup>a</sup> Adriane Mara de Souza Muniz. Um agradecimento muito especial à Adriane, que com muita paciência e dedicação me ajudou muito. Você teve um papel muito importante nesta jornada. OBRIGADO.

Aos meus amigos do PEB que me socorreram no desespero. Marco Túlio, Lucenildo, Aloísio, Cátia, Diogo, Bruno, Gustavo, Felipe, Roger, Alexandre e tantos outros que estão sempre à disposição para ajudar. VALEU GALERA.

Ao Prof. Roberto Macoto Ichinose que me ajudou a levantar no meu “maior tropeço”.

À Cel. Denise e a Cel. Nayara, que não mediram esforços para que minhas obrigações no trabalho não impedisse as obrigações acadêmicas. MEU MUITO OBRIGADO.

E a DEUS, que colocou no meu caminho todas estas pessoas.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO,  
VASTO LATERAL E GLÚTEO MÉDIO EM CORREDORES COM E SEM DOR  
ANTERIOR DO JOELHO

Paulo Augusto de Almeida Britto

Agosto/2013

Orientadores: Jurandir Nadal  
Adriane Mara de Souza Muniz

Programa: Engenharia Biomédica

A dor anterior do joelho (DAJ) é uma condição musculoesquelética comum que afeta atletas e jovens. O nível de atividade e o atraso no início do EMG do vasto medial oblíquo (VMO) comparado com o vasto lateral (VL), tem sido identificado em pacientes com DAJ. Recentemente tem sido sugerido também que um atraso ou diminuição no nível de ativação do glúteo médio (GM) pode influenciar a biomecânica da articulação patelofemoral. Este estudo comparou os padrões de ativação eletromiográfica desses três músculos durante a corrida em esteira. Doze homens com DAJ (GCD) e 20 sujeitos saudáveis (GC) participaram deste estudo. O nível de ativação foi medido pelo envelope linear ( $I_{EMG}$ ) e o início da contração através do operador de energia Teager-Kaiser. Foi analisada também a função de correlação cruzada (FCC) entre VMO e VL. Na avaliação entre os grupos o VMO e GM apresentaram um tempo de pré-ativação e um tempo total de contração significativamente maior no GC ( $p < 0,05$ ). Dentro dos grupos não houve diferenças entre VMO e VL. O nível de ativação do VMO antes do início do ciclo da corrida foi maior no GC. Na proporção de sujeitos com atraso medidos pela FCC, o GCD apresentou um número maior. Embora não tenha sido observado desequilíbrio em nos padrões de ativação dos músculos estabilizadores da patela, os resultados obtidos sugerem que tanto o VMO quanto o GM apresentam atrasos e déficits de ativação que podem contribuir para o aparecimento da dor.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF THE VASTUS MEDIALIS OBLIQUUS,  
VASTUS LATERALIS AND GLUTEUS MEDIUS MUSCLES IN RUNNERS WITH  
AND WITHOUT ANTERIOR KNEE PAIN

Paulo Augusto de Almeida Britto

August/2013

Advisors: Jurandir Nadal

Adriane Mara de Souza Muniz

Department: Biomedical Engineering

Anterior Knee Pain (AKP) is a common musculoskeletal condition that affects athletes and youth. The level of activity and the delay in the start of the EMG of the vastus medialis oblique (VMO) compared with the vastus lateralis (VL), have been identified in patients with AKP. Recently it has also been suggested that a delayed or diminished gluteus medius (GM) activation can influence the biomechanics of the patellofemoral joint. This study compared patterns of EMG activation of these three muscles during treadmill running. Twelve men with DAJ (GCD) and 20 healthy subjects (CG) participated in this study. The level of activation was measured by the linear envelope ( $I_{EMG}$ ) and the onset of contraction through the Teager-Kaiser energy operator. It was also performed the cross-correlation function (CCF) between VMO and VL. In the evaluation between groups VMO and GM had a time of pre-activation and a total time of contraction significantly greater in GC ( $p < 0,05$ ). Within groups there were no differences between the VMO and VL. The VMO activation level before the start of the run cycle was higher in the GC. The proportion of subjects with delayed measured by the FCC, the GCD presented a higher number. Despite the absence of imbalance between the stabilizers muscles of the patella, the present results suggest that both VMO and GM muscles present delayed and reduced activation which may cause the pain.

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>1</b>
1.1 Introdução.....	1
1.2 Objetivos .....	3
1.2.1 Objetivo Geral .....	3
1.2.2 Objetivos Específicos .....	3
1.2 Hipóteses .....	4
<b>CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>5</b>
2.1 Biomecânica da Corrida.....	5
2.2 Lesões na Corrida.....	8
2.3 Dor Anterior do Joelho.....	10
2.3.1 <i>Controle Neuromuscular da Patela</i> .....	13
2.3.2 <i>Ação do Glúteo Médio na Dor Anterior do Joelho</i> .....	16
<b>CAPÍTULO 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>19</b>
3.1 Formas de Detectar o Início da Ativação Muscular em Eletromiografia .....	19
3.1.1 <i>Uso do Operador Teager-Kaiser</i> .....	21
3.2 Medidas de Ativação Muscular.....	23
3.3 Função de Correlação Cruzada .....	25
<b>CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>27</b>
4.1 Definição da Amostra.....	27
4.2 Protocolo Experimental.....	28
4.2.1 <i>Aquisição e Digitalização dos Sinais</i> .....	30
4.3 Processamento dos Sinais.....	30
4.3.1 <i>Pré-Processamento</i> .....	30
4.3.2 <i>Identificação do Início do Ciclo da Corrida</i> .....	31
4.3.3 <i>Identificação dos Instantes de Início e Fim da Atividade Mioelétrica</i> .....	32
4.3.4 <i>Amplitude do Sinal de EMG</i> .....	33
4.3.5 <i>Função de Correlação Cruzada</i> .....	34
4.4 Análises Estatísticas .....	34

<b>CAPÍTULO 5 – RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
5.1 Início e Fim da Atividade Mioelétrica .....	37
5.2 Nível de Ativação Muscular.....	39
5.3 Função de Correlação Cruzada .....	41
<b>CAPÍTULO 6 – DISCUSSÃO .....</b>	<b>43</b>
<b>CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>53</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>61</b>
ANEXO 1 – Aprovação do projeto de pesquisa pelo comitê de ética da UFRJ .....	61
ANEXO 2 – Escala de desordens patelofemorais (Questionário KUJALA) .....	62

# CAPITULO 1

## 1.1 Introdução

O aumento da conscientização de que o exercício aeróbio é importante para manter um estilo de vida saudável tem promovido o aumento da popularidade das corridas, em função da facilidade de sua prática, dos benefícios para a saúde e do baixo custo [1]. Nos Estados Unidos cerca de 30 milhões de pessoas praticam a corrida com objetivos recreacionais ou competitivos.

Apesar da facilidade da prática e dos numerosos benefícios para a saúde, a corrida está associada com lesões, principalmente nos membros inferiores [2], com predominância na articulação do joelho [2, 3], tanto em homens quanto em mulheres. De acordo com HRELJAC [4] em um período de um ano espera-se encontrar uma taxa de lesão entre 27% e 70% nos corredores recreacionais e corredores de longa distância.

A dor localizada na região anterior do joelho, conhecida como dor anterior do joelho (DAJ), é uma lesão comum entre corredores [5], que pode ser causada basicamente por dois mecanismos: trauma agudo ou esforço repetitivo, ou ainda pela associação de ambos [6]. Em esportes de não contato como a corrida, o mecanismo principal é o esforço repetitivo [6]. A causa exata destas lesões não é bem conhecida devido à etiologia multifatorial do problema [7], porém algumas causas como erro no treinamento, deficiências na força e flexibilidade, alterações no controle neuromuscular dos estabilizadores da patela, calçados inadequados e superfície de treino irregular são os problemas mais comuns associados com a DAJ entre os corredores [8].

Diversos autores [9-18] relatam a associação entre o desequilíbrio dos músculos estabilizadores patelares, principalmente os estabilizadores patelares medial (Vasto Medial Oblíquo) e o lateral (Vasto Lateral), como o principal fator etiológico da DAJ.

Os movimentos da patela são controlados pelo músculo quadríceps, formado pelas porções reto femoral, vastos medial, vasto lateral e vasto intermédio. Se alguns destes músculos estão em desequilíbrio, seja insuficiência do VMO ou diferença entre o início da contração muscular entre os estabilizadores, a patela desviará de seu caminho natural produzindo lesões na superfície articular e dor. Comparando com o grupo sem dor, SANTOS [18] observou menor atividade eletromiográfica (EMG) do músculo VMO em comparação com VL além de um atraso no tempo de início da contração, tanto em exercícios em cadeia cinética aberta, como em cadeia cinética fechada. CESARELI *et al.*[19] na flexão e extensão no equipamento isocinético, TIGGELEN *et al.* nos exercícios de equilíbrio na ponta dos pés, SOUZA e GROSS [20] na contração isométrica do quadríceps e FELICIO *et al.*[15] avaliando um grupo de mulheres com DAJ, encontraram resultado similares. Em atividades como subir e descer escadas, COWAN [11] *et al.* encontraram um atraso significativo no início da ativação do EMG de superfície do VMO comparado com VL na população portadora de dor patelofemoral. Desta forma, não apenas a fraqueza muscular, mas também estratégias de controle neural, como o atraso no tempo de ativação e no sincronismo muscular parecem estar associados à DAJ [20]. Por outro lado KARST *et al.* [16], OWINGS *et al.* [21] e GRABINER [21] e CAVAZUTI *et al.* [22] não observaram diferenças no equilíbrio muscular dos estabilizadores dinâmicos da patela entre os grupos com e sem DAJ em diversas atividades funcionais, mostrando que ainda há controvérsia sobre o papel desses músculos e o posicionamento da patela neste grupo de pacientes.

Recentemente tem sido sugerida também a associação entre as disfunções dos abdutores e rotadores externos do quadril com as disfunções da articulação femoropatelar [23]. Diminuição na força dos abdutores do quadril, aumento da adução do membro inferior durante o salto e a corrida, além do atraso e curto período de

ativação na eletromiografia do glúteo médio (GM) tem sido relatado por diversos autores [24-26] em portadores da DAJ.

De acordo com DUGAN *et al.* [27], o melhor entendimento da mecânica da corrida permite o entendimento dos mecanismos causadores das lesões e consequentemente a evolução do tratamento adequado e dos métodos de prevenção.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo Geral**

Na literatura pesquisada, não foi encontrado qualquer estudo que relacionasse o sinergismo dos músculos VMO e VL durante a corrida, associados à avaliação do padrão de recrutamento do GM em corredores recreacionais portadores de DAJ. Diante deste contexto o objetivo do estudo será avaliar o controle neuromuscular através da eletromiografia dos músculos VMO, VL e GM durante a corrida em esteira de corredores recreacionais com ou sem DAJ.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Detectar o início da ativação muscular utilizando o operador de energia Teager-Kaiser (TK);
- Comparar o início da ativação dos músculos VMO, VL e GM em corredores com e sem DAJ;
- Comparar o nível de ativação muscular antes e depois do contato inicial através da análise da integral do sinal de EMG;
- Estudar a correlação cruzada dos sinais do VMO e VL para verificar atraso entre estes músculos.

## **1.2 Hipóteses**

As hipóteses são que o VMO tem o seu início de ativação atrasado em relação ao VL no grupo com dor, assim como o GM, confirmado tanto nos sinais com o operador TK, quanto na função de correlação cruzada (FCC). Além do início, o tempo total de ativação e o nível de ativação medido pela integral do EMG estarão também diminuídos no mesmo grupo.

## CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Biomecânica da Corrida

A corrida além de estar presente em quase todas as manifestações do movimento humano, principalmente nos gestos esportivos, é a mais popular forma de atividade física e recreação [28]. Entender como é a biomecânica normal da corrida é fundamental antes da abordagem das suas diversas lesões.

A ação de correr é diferente do caminhar, enquanto a caminhada é uma sequência de apoio simples e duplo apoio, a corrida se caracteriza por ausência do duplo apoio e a presença de uma fase onde os dois pés não estão em contato com o solo, a chamada fase aérea, que ocorre duas vezes durante um ciclo completo [27]. Na corrida as forças de reação do solo, as amplitudes articulares requeridas e a atividade muscular são maiores que na caminhada.

O ciclo da corrida começa com o contato do pé no solo e termina com o contato seguinte deste mesmo pé. Pode ser dividido em fase de contato e fase de balanço, sendo que a fase aérea ocorre no início e no fim da fase de balanço [27]. Metade da fase de contato está relacionada com a absorção, por meio do movimento de pronação, e a outra metade relacionada com a propulsão, através da supinação [27]. NOVACHECK [29] mostrou que menos tempo é gasto na fase de contato quanto maior a velocidade do corredor.

As funções do pé e do tornozelo durante o período de contato é servir de base de suporte, acomodar as discrepâncias do terreno, absorver o choque e funcionar como uma alavanca rígida para uma propulsão eficiente [27]. A pronação da articulação subtalar, formada pelo tálus e o calcâneo, é um mecanismo importante na absorção do choque durante a fase de contato, juntamente com a flexão do quadril e do joelho [27].

O movimento de pronação é definido como a combinação da eversão, no plano frontal, a dorsiflexão no plano sagital e a abdução do pé no plano transversal [27]. Quando o pé está totalmente apoiado, chamada de fase de apoio médio, ocorre o término da pronação e o início do movimento de supinação, que também ocorre na articulação subtalar. A supinação ocorre pela ação dos músculos supinadores do pé e da rotação lateral da tíbia, que resulta na flexão plantar, na inversão e na adução do antepé, sendo fundamental para transformar o pé de uma estrutura flexível para uma estrutura rígida e estável durante a fase de propulsão [27]. A fase de impulsão começa com a flexão plantar do tornozelo por meio da contração concêntrica do tríceps sural. Nesta fase da corrida as forças da reação do solo estão mais elevadas, podendo chegar a 2,8 vezes o peso corporal [30].

Antes de o pé deixar o solo, o joelho e o quadril estendem para dar início à fase aérea. Esta fase começa antes da metade do ciclo completo da corrida, sendo que o seu início depende da velocidade do corredor. A pelve do mesmo lado gira para frente e flete com a ação do iliopsoas e outros músculos da pelve [31]. No fim da fase aérea, os abdutores do quadril contraem para estabilizar a pelve, enquanto os adutores estão ativos tanto na fase de contato quanto na fase aérea. O pé faz o contato com o solo terminando a fase aérea e reiniciando a fase de contato, fechando o ciclo da corrida [31].

Os corredores requerem muito mais de seus músculos e articulações do que quem caminha. Com a corrida, a flexão do quadril e do joelho, a coluna lombar, a pelve e a dorsiflexão do tornozelo alcançam amplitudes articulares muito maiores, necessitando de muito mais flexibilidade e força muscular para controlar estes movimentos [27]. A corrida requer do corpo que ele absorva forças de impacto contínuas que são inicialmente absorvidas pelo pé e transferidas para cima por toda a cadeia cinética

muscular [31]. O impacto é dissipado com os movimentos do pé, tornozelo e joelho, com o uso de calçados adequados ao tipo de superfície onde ocorre a corrida [28].

Durante a corrida os músculos trabalham desacelerando ou acelerando o movimento de forma excêntrica ou concêntrica respectivamente, sendo que a ação muscular excêntrica é maior. Na fase de contato, os músculos têm basicamente a função de desacelerar os movimentos devido às forças de impacto aumentadas [31]. O grupo do quadríceps, isto é, o vasto medial, vasto lateral, vasto intermédio e o reto femoral, têm a função de estender o joelho no período final da fase aérea [32]. HAMMER *et al.* [32] revelaram que o quadríceps no início da fase de contato, diminui a velocidade de deslocamento para a frente do centro de massa do corpo e provê, com o auxílio do glúteo máximo e glúteo médio, suporte do peso corporal absorvendo o choque através da ação excêntrica. O reto femoral auxilia os flexores do quadril na fase aérea, controla a altura do centro de massa do corpo, resiste ao excesso de flexão e juntamente com os isquiotibiais estabiliza o joelho [32]. Os isquiotibiais também controlam o excesso de extensão no final da fase aérea [27, 29]. A extensão do quadril na fase de balanço e na metade da fase de contato é realizada pelos isquiotibiais e os extensores do quadril. Na fase de impulsão o tríceps sural eleva o calcanhar de forma concêntrica. O glúteo máximo, que é um rotador externo do quadril, na corrida controla a rotação interna do membro inferior de forma excêntrica. O quadril aduz na fase de apoio e abduz na fase de balanço. O glúteo médio controla a adução e a rotação interna do quadril durante a primeira metade da fase de apoio e estabiliza a pelve na fase de balanço. A estabilidade do membro inferior no contato inicial é realizada pelos adutores do quadril, que permanece ativo durante toda a corrida, diferentemente da caminhada, quando estão ativos somente na fase de balanço. A atividade do tibial anterior depende do tipo de

contato do pé com o solo, sendo maior quando o corredor faz o contato com o calcanhar [33]. Corredores mais rápidos fazem o contato com o antepé.

## 2.2 Lesões na Corrida

Diversos estudos epidemiológicos com corredores recreacionais e competitivos estimam que 70% são acometidos pelo menos por uma lesão num período de um ano, sendo o joelho o local mais comum [1, 3, 13, 34, 35, 36]. TAUTON *et al.*[3] acompanharam mais de 2000 corredores e revelaram que aproximadamente 42% das lesões ocorreram no joelho. HINO *et al.*[1] entrevistaram 295 corredores de rua e observaram que aproximadamente 1/3 dos homens e 1/4 das mulheres relataram ter sofrido algum tipo de lesão nos últimos seis meses anteriores à pesquisa, sendo que mais da metade dos entrevistados apresentaram afastamento das atividades num período entre um e três meses. Estas lesões podem interromper ou suspender temporariamente a prática da atividade, causando prejuízos para a saúde e para o desempenho de seus praticantes.

A etiologia das lesões em corredores é multifatorial e diversa, não existindo um consenso sobre o assunto [7], sendo que muitos autores afirmam que as lesões são o resultado da combinação de fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores extrínsecos incluem os métodos de treinamento, a superfície de treino e os calçados utilizados pelos corredores, enquanto os fatores intrínsecos estão relacionados com as características individuais como, força muscular, flexibilidade, arco plantar e desalinhamento da extremidade inferior [4, 7, 37].

Segundo HRELJAC [4] 60% das lesões são resultado de erros no treinamento. RUDZKI [38] mostrou que uma diminuição na distância durante o treinamento de 12 meses diminuiu o número de lesões em corredores. HOOTMAN [39] observou que

lesões prévias e cargas de treino, como frequência, duração e intensidade, foram preditores significativos de lesões na extremidade inferior em corredores de ambos os sexos, sendo que a força e a flexibilidade dos músculos do membro inferior podem diminuir o risco de lesão. FERREIRA *et al.* [40] avaliaram 100 corredores amadores através de um questionário e observaram uma prevalência de 40% de lesões, e os fatores associados às lesões que se destacaram foram a distância média diária e o volume de treinamento. Os erros mais comuns são aumentar a intensidade de treinamento sem dar tempo suficiente para a adaptação dos tecidos e não suspender o treino diante da dor [41].

HRELJAC [4] também descreve a relação entre as variáveis antropométricas e as lesões durante a corrida, com a potencialização das cargas impostas ao sistema músculo-esquelético. As variáveis mais citadas são o aumento e diminuição do arco longitudinal do pé, a amplitude de movimento do tornozelo, joelho e quadril, a diferença no tamanho e desalinhamento dos membros inferiores, além do excessivo ângulo-Q. DUFFEY [13] revelou que os corredores com lesão no joelho tinham um arco plantar alto, trocavam seus calçados mais frequentemente, realizavam menor pronação durante os 10% iniciais da fase de apoio e tinham os extensores do joelho mais fracos quando comparados a um grupo controle.

As lesões por esforço repetitivo, conhecidas como *overuse*, são as mais comuns nos corredores, e podem ser definidas como lesões do sistema musculoesquelético causadas por exposição prolongada a cargas repetitivas de pequena amplitude [4, 7]. A combinação de cargas cumulativas e as alterações nas estruturas anatômicas podem contribuir para essas lesões [42].

Dentre as lesões mais comuns estão a dor patelofemoral, fratura de *stress*, tendinite patelar, fascite plantar e tendinite do tendão de Aquiles [7]. Dos vários tipos de lesões, a mais comum é a dor anterior do joelho.

### **2.3 Dor Anterior do Joelho**

A dor anterior do joelho (DAJ) é uma entidade clínica ampla que inclui todas as causas de dor na parte anterior do joelho, algumas vezes é usada como um diagnóstico, mas tecnicamente ela apenas descreve a localização da dor [43]. A parte anterior do joelho consiste principalmente de estruturas pertencentes à articulação patelofemoral, que inclui uma variedade de tecidos, como cartilagem, osso subcondral, plica sinovial, bolsa sinovial, cápsula e tendões. Cada uma destas estruturas pode sozinha ou em combinação, ser uma fonte de DAJ [44]. DAJ pode ser experimentada pelos pacientes como uma dor forte, aguda ou crônica. Ela pode ser agravada por atividades prolongadas que aumentam as forças compressivas como subir e descer escadas, agachar ou ajoelhar, ou ainda inatividade prolongada. Um claro entendimento da localização, duração e tipo de dor é necessário para o exato diagnóstico e para determinar a melhor terapia [44].

Embora as causas sejam numerosas, o diagnóstico pode ser feito através de uma boa anamnese e um cuidadoso exame clínico, sem necessidade de investigações radiológicas [8, 44]. A história clínica também permite distinguir o mau alinhamento e o esforço repetitivo das causas traumáticas. No caso de trauma a dor é súbita, enquanto nos casos crônicos, a dor é gradual e progressiva [8].

Existe um grupo de causas da DAJ que consiste principalmente de lesões localizadas que podem ser neste caso, definidas radiologicamente e clinicamente. Desta forma o tratamento aplicado terá resultados previstos, como na síndrome de Osgood-

Schlatter, nas tendinites dos tendões do quadríceps e patelar, nos traumas, nos tumores, na plica sinovial [45], na ruptura dos ligamentos cruzados, no pós-operatório de lesões no joelho, na anormalidade troclear e na patela alta [6, 46]. Por outro lado existe um grupo de causas que estão relacionadas com problemas dinâmicos como o deslocamento anormal da patela, o mau alinhamento patelar, a síndrome de pressão excessiva lateral, a condromalácia e a síndrome da dor patelofemoral [46]. Não estão claros critérios definidos para distinguir estas diferentes condições patológicas e por isso o termo genérico, dor anterior do joelho, é largamente utilizado [9].

Os fatores de risco para o desenvolvimento da DAJ podem ser divididos em duas categorias principais: os fatores extrínsecos e os fatores intrínsecos. Os fatores extrínsecos, também chamados externos, estão relacionados com variáveis comportamentais, como intensidade e tipo do exercício, além do equipamento utilizado, as condições do ambiente e as características do terreno [13]. Os fatores intrínsecos, também chamados de internos, estão relacionados às características físicas individuais e psicológicas, como variáveis antropométricas (peso, altura, composição corporal), capacidade cardiorrespiratória, instabilidade articular, alinhamento do membro inferior, gênero, força e flexibilidade muscular [36]. SMITH *et al.* [47] mostraram que jovens atletas com flexibilidade muscular dos isquiotibiais diminuída, eram mais susceptíveis a desenvolverem DAJ, e que com o treino para aumentar a flexibilidade diminuíram ou eliminaram a dor. O mesmo resultado encontraram WHITE *et al.* [48] quando compararam pacientes com dor patelofemoral e pessoas assintomáticas com idade entre 18 e 35 anos. Os autores recomendam cautela na interpretação, pois não sabem dizer se a flexibilidade menor é causa ou efeito da dor. PATIL *et al.* [49] mostraram uma diferença estatisticamente significativa no tempo de resposta dos isquiotibiais laterais em portadores de DAJ, considerando-se que este padrão de ativação muscular geraria

uma rotação externa da tíbia contribuindo com o desalinhamento da patela. EMAMI *et al.* [50] mediram o ângulo-Q de 100 indivíduos com e sem DAJ, e encontraram relação entre os indivíduos com dor e o ângulo-Q aumentado. POST *et al.* [51], de acordo com todos os dados revisados, consideram que o ângulo-Q se mostrou uma medida que não se correlacionou satisfatoriamente com os sintomas, e por isso não deve ser utilizado como uma ferramenta clínica isolada, por se mostrar uma medida incerta e limitada. PERRY [52] investigou os efeitos do aumento e diminuição da pronação do pé nas forças de reação do solo durante a corrida e a caminhada e encontrou um aumento significativo destas forças quando a pronação era diminuída, principalmente na corrida, mostrando a importância da pronação na absorção do choque. O excesso de pronação é que se torna um problema, possuindo forte relação com lesões nas articulações, principalmente nos membros inferiores [42]. Corredores lesados frequentemente são hiperpronadores [4].

A tendinite patelar é outra fonte de dor anterior do joelho em jovens atletas. Ela causa dor no pólo inferior da patela que aumenta com a atividade e pode até impedir a sua prática [43]. Inicialmente a dor ocorre somente na prática esportiva, mas à medida que o problema evolui, a dor aparece mesmo nas atividades de vida diária [43]. O tendão patelar é uma extensão distal do tendão do quadríceps, estendendo do polo inferior da patela até tuberosidade tibial, sendo 25 a 30% mais fino que o tendão do quadríceps, portanto mais frequentemente alvo de lesões por esforços repetitivos nos esportes [35]. O exame físico demonstra sensibilidade à palpação do polo inferior da patela e a dor aumenta ao descer superfícies inclinadas, já que este tipo de terreno aumenta o stress no tendão [43].

WITVROUW *et al.* [36] acompanharam durante dois anos 282 estudantes envolvidos numa atividade física e observaram que 24 desenvolveram dor patelofemoral

e apresentaram diferenças significativas quando comparados com o grupo controle, na flexibilidade do quadríceps, diminuição da força explosiva (teste do salto vertical), alteração no tempo de resposta reflexa do VMO e uma hiper mobilidade medial da patela. A anormalidade dos movimentos da patela, seja na fraqueza dos estabilizadores seja na perda de sinergia muscular, é um dos problemas mais comuns que explicam a DAJ [9].

### ***2.3.1 Controle Neuromuscular da Patela***

A patela é um osso sesamóide de formato triangular localizado dentro do complexo do músculo quadríceps e do tendão patelar, auxiliando na coordenação de forças destes dois tendões [53]. É a estrutura central da articulação patelofemoral e o ponto de fixação para ligamentos e tendões. Funciona como uma polia redirecionando as forças normais durante a extensão aumentando a vantagem mecânica do músculo quadríceps femoral [53]. Sua face anterior é facilmente palpável sob a pele e em sua face posterior há uma superfície articular que corresponde à tróclea femoral, separadas por uma crista vertical central que segue a orientação do sulco troclear, formado pela união dos côndilos medial e lateral do fêmur [53].

O desalinhamento patelofemoral ocorre com a combinação da demanda funcional e a estrutura anatômica, além da restrição dos tecidos moles e do inadequado controle neuromuscular. O resultado do desalinhamento patelar é o aumento das forças de compressão e cisalhamento que excedem o limite fisiológico dos tecidos resultando em lesões em tendões, cartilagem articular, ligamentos e osso [6].

A estabilidade da patela no sulco troclear se dá pela ação de estruturas estáticas e dinâmicas. A estabilidade estática da patela se dá pela ação dos ligamentos

patelofemoral e patelotibial, enquanto a estabilidade dinâmica se dá pela ação dos músculos estabilizadores primários, vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) [9].

O vasto medial é dividido em duas porções, vasto medial longo e vasto medial oblíquo (VMO) que apresentam diferenças anatômicas, funcionais, histoquímicas e no padrão de inervação [54], sendo a porção medial inervada de forma independente [55]. O único estabilizador dinâmico medial é o vasto medial oblíquo (VMO) [9]. O deslocamento lateral e o mau alinhamento da patela seria resultado do desequilíbrio entre as forças geradas pelo estabilizador medial e lateral da patela. A coordenação das forças laterais e mediais na patela é fundamental para o deslocamento ótimo desta no sulco troclear [28]. Num alinhamento normal há um equilíbrio entre a ativação dos músculos VMO e VL [56]. O fortalecimento do quadríceps, especialmente do VMO, é uma intervenção proposta para os indivíduos com DAJ [8]. Tem sido relatado [9, 11, 56] que os indivíduos com dor patelofemoral apresentam o início de ativação do músculo VMO atrasado em relação ao VL, caracterizando mais um déficit no controle motor do que uma diminuição na força ou resistência muscular [11]. SANTOS *et al.* [18] investigaram o padrão de recrutamento do VMO, vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral oblíquo (VLO), no controle patelar em portadores de dor patelofemoral, analisando a intensidade e o tempo de início de atividade elétrica durante a realização de atividades em cadeia cinética aberta, em um dinamômetro isocinético, e em cadeia cinética fechada, através de um degrau e também durante o agachamento. Os resultados mostraram uma diminuição na ativação do VMO nos sujeitos com dor em relação ao VL. Os autores também mostraram que o grupo com dor apresentou um atraso do VMO de 10ms comparado com o VLO. CESARELLI *et al* [9] estudando as estratégias de controle do músculo quadríceps durante exercício isocinético, encontraram diferenças entre o grupo com DAJ comparado com sujeitos saudáveis na ativação do quadríceps

femoral, particularmente no comportamento do VMO, não só na fraqueza muscular, mas também nas estratégias de controle neural, mostrando um atraso no tempo de ativação e no sincronismo dos músculos. COWAN *et al* [12] relataram que o início da atividade eletromiográfica do músculo VL antecedeu ao VMO em pacientes com DAJ durante atividades que estimulavam reações de manutenção do equilíbrio na posição ponta de pé, e que após um programa de treinamento com duração de seis semanas, ocorreu uma mudança significativa no início do EMG do VMO em comparação com o VL, e esta mudança foi acompanhada de uma redução nos sintomas.

Outros autores não têm encontrado evidências que mostrem que o desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos da patela em portadores de DAJ seja um fator etiológico importante. KARST *et al.* [16] recrutaram 15 sujeitos sintomáticos e 12 sujeitos assintomáticos para avaliar o tempo de início da atividade eletromiográfica do VMO em relação ao VL e não encontraram diferenças significativas entre os dois grupos para nenhuma das três atividades testadas: extensão reflexa por meio de uma percussão no tendão do quadríceps, extensão ativa do joelho sem descarga de peso e extensão ativa do joelho com descarga de peso. OWINGS *et al.* [21] avaliaram se o VMO era ativado mais atrasado em relação ao VL e se a amplitude de ativação diferia entre os sujeitos com e sem dor patelofemoral, durante a extensão voluntária máxima do joelho iniciada com a articulação na posição fletida ou estendida, e também não encontraram diferenças entre os grupos.

WONG [57] mostrou através de uma revisão na literatura que a maioria dos estudos analisados apresentou uma diferença significativa no tempo de ativação do VMO em relação ao VL, mas que nenhum estudo permitia concluir se a dor era causa ou efeito da síndrome patelofemoral, ou seja, era o atraso que causava a disfunção e a dor ou a síndrome que causava o atraso. O autor observa que os estudos apresentaram

amostras com número reduzido de sujeitos, sem correlacionarem os achados com determinadas medidas clínicas, como a duração dos sintomas ou a intensidade da dor, o que não permite a generalização dos resultados. Através de uma metanálise CHESTER *et al.* [58] encontraram resultados que mostravam uma tendência de atraso entre VMO e VL comparando sujeitos com e sem DAJ, porém os resultados analisados apresentavam uma grande variabilidade entre os grupos e limitações metodológicas entre os estudos, o que deveria gerar cautela na interpretação dos resultados. Segundo MELLOR *et al.* [17] as razões para estes resultados contraditórios talvez estejam justamente nos diferentes protocolos, metodologias e técnicas de análise empregada.

### **2.3.2 Ação do Glúteo Médio na Dor Anterior do Joelho**

Estudos recentes têm mostrado que fatores proximais como força dos abdutores e rotadores externos do quadril influencia a biomecânica da articulação patelofemoral [59]. Durante a caminhada e a corrida, os abdutores estabilizam a pelve evitando que ela incline para o lado da perna que está na fase de apoio, além de evitarem a adução e rotação interna do fêmur. A adução excessiva do fêmur leva a um joelho mais valgo, o que pode aumentar as forças compressivas laterais na patela contribuindo com a etiologia da DAJ [23].

O principal abdutor da articulação do quadril é o glúteo médio (GM). Com o objetivo de determinar se a força do glúteo médio está alterada nos pacientes com síndrome patelofemoral, BOLGLA *et al.* [24] recrutaram 36 mulheres com e sem a síndrome e avaliaram a força dos abdutores do quadril e a cinemática do joelho durante o descer de uma escada, e observaram uma força menor do glúteo médio, através de um dinamômetro isocinético, porém sem alterações significativas na cinemática do joelho. DIERKS *et al.* [26], por sua vez, encontraram abdutores mais fracos associados com um

aumento na adução do joelho (valgismo dinâmico) em corredores com DAJ durante uma corrida de longa duração, resultado que fora confirmado por WILSON [60] durante saltos com uma única perna. IRELAND *et al.* [61] encontraram uma diferença significativa na força isométrica dos abdutores e rotadores externos do quadril quando comparado com um grupo de mulheres assintomáticas. Na média, as mulheres com DAJ eram 26% mais fracas nos abdutores e 36% nos rotadores externos do quadril com relação ao grupo controle.

O padrão de ativação muscular do glúteo médio em pacientes com DAJ, também tem sido investigado por diversos autores. BRINDLE *et al.* [25] avaliaram o VMO, VL e GM em pacientes com DAJ durante o movimento de subir e descer uma escada e encontraram um atraso e um período mais curto de ativação do GM no grupo com dor através do EMG. POWER e SOUZA [62] avaliaram a cinemática, a força e o padrão de ativação dos abdutores e rotadores externos do quadril durante a corrida, o salto e o agachamento. Os dados da cinemática mostraram que o grupo com dor apresentou maior rotação interna em todas as três tarefas, sem diferenças na adução, enquanto no teste de força isométrica, o grupo controle foi capaz de gerar picos de torque maior tanto nos abdutores quanto nos rotadores externos, porém sem diferenças na avaliação da amplitude do sinal de EMG em ambos os grupos.

Resultados contraditórios foram obtidos por NAKAGAWA *et al.* [59] quando avaliaram mulheres com e sem DAJ durante a caminhada. Os autores não encontraram diferenças nos padrões de ativação do GM, tanto na presença de atraso, quanto no nível de ativação muscular. BOLING *et al.* [63] também não encontraram diferenças nos sinais de EMG do GM em sujeitos com a síndrome patelofemoral após um período de tratamento, encontrando diferenças apenas nos músculos VMO e VL na comparação entre os grupos. Diante disto, a relação da alteração no controle neuromuscular do GM

nos sujeitos com DAJ ainda não permite fazer conclusões definitivas, necessitando mais estudos.

## CAPÍTULO 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 3.1 Formas de Detectar o Início da Ativação Muscular em Eletromiografia

O sinal de EMG de superfície representa o sinal elétrico gerado durante a contração dos músculos esqueléticos voluntários e captado através de eletrodos colocados na superfície da pele, possuindo destaque entre os métodos não invasivos de avaliação da atividade muscular durante determinadas tarefas específicas [64]. Os sinais de EMG podem revelar quais músculos estão ativos, o nível e a duração da atividade muscular, monitorar as mudanças fisiológicas durante o processo de fadiga, avaliar o percentual de fibras musculares rápidas e lentas, assim como as estratégias neurais de recrutamento e as propriedades do sistema neuromuscular [64, 65]. Todas estas informações são fundamentais para diversas áreas do estudo do movimento humano como a medicina do esporte, a fisioterapia, a neurofisiologia, a ergonomia, a biomecânica e a cinesiologia [65].

Uma das características mais utilizadas do sinal de EMG é a identificação do início (onset) e do fim (offset) da atividade muscular, além da duração da atividade, que corresponde ao tempo de ativação de um determinado músculo estudado. Várias são as aplicações da identificação destes parâmetros, como na análise clínica da marcha, onde o objetivo é a determinação do tempo de ativação dos músculos envolvidos no movimento, a ordem de recrutamento e quais músculos estão ativos ou inativos, avaliados tanto em indivíduos saudáveis [66] quanto em indivíduos com alguma disfunção neuromuscular [67]. HODGES e RICHARDSON [68] avaliaram o sinergismo do músculo transverso do abdômen com os movimentos dos membros superiores e mostraram que o músculo transverso estava significativamente atrasado em pacientes com lombalgia crônica, sugerindo uma ineficiência na estabilização do tronco.

COWAN *et al.* [11] avaliaram o tempo de início da contração VMO em sujeitos com síndrome patelofemoral e verificaram um atraso nesse grupo em relação a sujeitos saudáveis.

A acurácia e a validade do cálculo dos parâmetros do tempo de ativação dependem da definição de um limiar. Este limiar pré-fixado representa o nível mínimo a partir do qual se considera o início da atividade elétrica muscular. Não há um consenso na literatura sobre a melhor forma de determinar este limiar. O método mais utilizado é através do cálculo do desvio-padrão a partir da linha de base, quando o músculo estaria relaxado, por meio de uma janela móvel com o tamanho que varia entre 25 e 100 ms [69]. O limiar calculado a partir de uma linha de base é muito sensível à presença de ruídos. Por isso STAUDE *et al.* [70] mostraram que todos os métodos avaliados no seu estudo de detecção do início e fim da contração, foram mais eficientes em sinais de boa qualidade, ou seja, sinais com alta relação sinal-ruído (SNR).

A qualidade do sinal pode ser medida quantitativamente através da SNR. A SNR estabelece a razão entre a energia do sinal gerado pelo músculo e a energia do ruído incorporado ao sinal, sendo que quanto maior esta razão menor a influência do ruído no sinal original [69]. O ruído no sinal de EMG é o conjunto de sinais elétricos que não fazem parte do sinal desejado e tem como causas o ruído comum aos componentes eletrônicos no equipamento de detecção e de registro; o ruído ambiental, sendo o mais comum o ruído proveniente da radiação de 60 Hz gerado pela rede de distribuição elétrica; e também os artefatos de movimento, em função da variação frequente gerada no movimento do eletrodo sobre a pele ou do movimento excessivo dos cabos do eletrodo [69], situação comum durante a corrida. Estudos recentes utilizando o operador de energia Teager-Kaiser (TKEO), têm apresentado melhorias nos algoritmos de detecção do início da contração mesmo em sinais com baixa SNR [71-74].

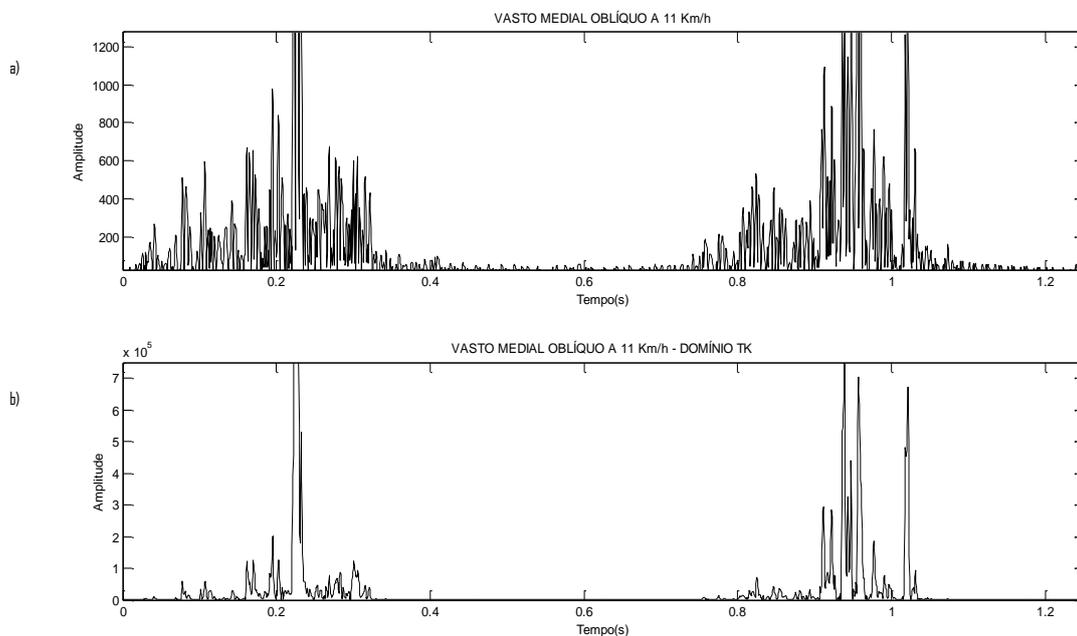
### 3.1.1 Uso do Operador Teager-Kaiser

O TKEO é um operador de energia não linear dado pela seguinte equação:

$$y[n] = x^2[n] - x[n+1]x[n-1] \quad (1)$$

onde,  $x[n]$  é o sinal de entrada,  $n$  é o índice da amostra e  $y[n]$  o sinal de saída. Este sinal de saída  $y[n]$  é representado no domínio discreto TK, e é proporcional ao produto da amplitude pela frequência do sinal de entrada [71].

No início da ativação muscular ocorre um aumento instantâneo na amplitude e frequência do sinal, quando as fibras musculares são despolarizadas gerando estas flutuações bruscas, e é justamente esta transição que o TKEO enfatiza. Portanto o operador teoricamente poderia melhorar a habilidade de avaliar as características temporais da atividade muscular [73]. A figura 1 mostra o eletromiograma do VMO representado no domínio do tempo e o mesmo sinal após o uso do operador e representado no domínio TKEO.



**FIGURA 1** – (a) - Sinal do VMO no domínio do tempo. (b) – Sinal do VMO no domínio TKEO.

Esta eficiência teórica do TKEO tem sido testada em diversos estudos [71-73, 75, 76]. LI e ARUIN [76] utilizando sinais reais e simulados com diferentes níveis de ruídos, para avaliar o desempenho do operador, concluíram que quando o sinal tem uma baixa SNR, fica mais difícil detectar o início da contração, porém com o uso do TKEO houve um aumento na SNR do sinal, melhorando com isso a detecção. SOLNIK *et al.* [72] testaram o uso do TKEO nos músculos VL durante uma contração isométrica voluntária máxima, utilizando como limiar, três vezes o desvio-padrão da linha de base por mais de 25 amostras consecutivas, e também observaram que independentemente da magnitude da SNR o uso do TKEO diminui o erro na detecção do início da ativação muscular. LAUER e PROSSER [75] mostraram a utilidade do TKEO para avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos do tronco e do quadril durante a marcha em crianças com e sem paralisia cerebral. O limiar utilizado neste estudo, foi a soma da média e uma vez o desvio-padrão da linha de base. O uso do TKEO transformou a medida do *onset* e *offset* do sinal de EMG em uma ferramenta mais confiável, objetiva e precisa que métodos sem a utilização do operador segundo os autores do estudo. SOLNIK *et al.* [73] utilizaram três métodos diferentes de determinação das características temporais de um sinal de EMG, com e sem o uso do TKEO. A inclusão do TKEO significativamente reduziu o erro dos três métodos quando comparado com os sinais sem o TKEO, aumentando a acurácia na detecção do início e fim da contração muscular. SANTOS [74] testou o TKEO em 372 sinais contaminados com ECG também utilizando como limiar a média mais três vezes o desvio-padrão, e seus resultados confirmam os achados anteriores, que a utilização do operador facilita a identificação correta do *onset* independente da SNR, além de ser de fácil aplicação.

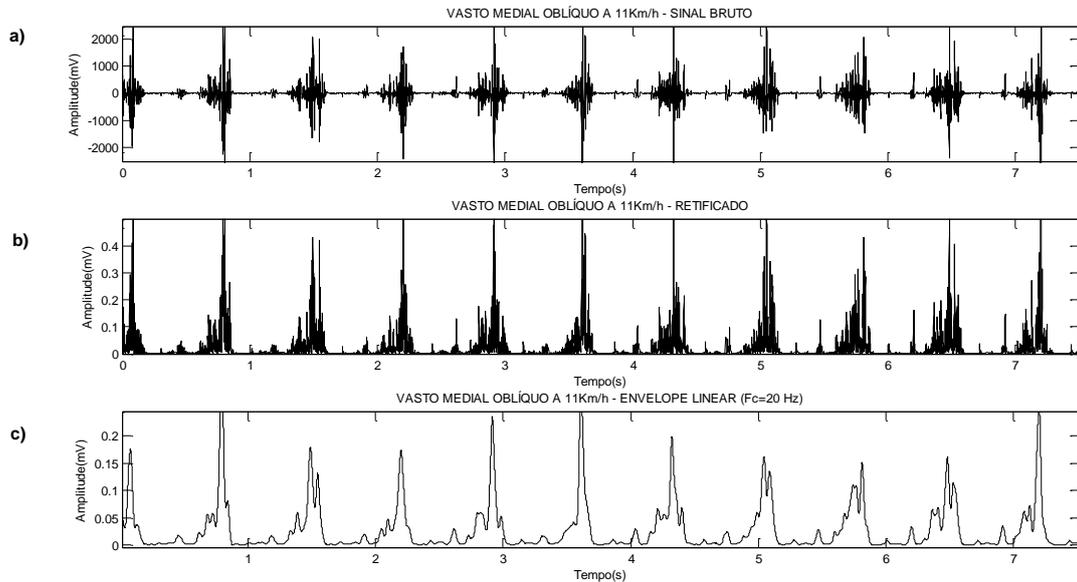
### 3.2 Medidas de Ativação Muscular

A amplitude do sinal de EMG expressa o nível de atividade do sinal e conseqüentemente tem sido utilizada para monitorar o nível e duração da atividade muscular [69]. A amplitude pode ser considerada de natureza estocástica e ser representada por uma função de distribuição Gaussiana, variando de 0 a 10 mV pico a pico [77].

Diferentes parâmetros podem ser utilizados para estimar a amplitude do sinal de EMG, entre eles o valor médio do sinal retificado, o valor máximo e mínimo, o RMS (*Root Mean Square*) ou “valor eficaz” e a integral do sinal de EMG ( $I_{EMG}$ ) [77]. Os parâmetros RMS e  $I_{EMG}$  podem ser considerados de natureza similar [69], porém SMOLIGA *et al.* [78], em um estudo sobre confiabilidade e precisão do sinal de EMG durante a corrida, recomendaram o uso do  $I_{EMG}$  para medir a amplitude do sinal, por este parâmetro se mostrar mais confiável em relação ao RMS.

O  $I_{EMG}$  é a medida da área sob a curva do sinal após a retificação e o alisamento para a construção do envoltório linear. O sinal de EMG é um sinal estocástico com média zero [77], portanto o conceito de integração somente pode ser aplicado após o sinal ter sido retificado [77]. A retificação do sinal transforma uma curva com sinais positivos e negativos em um sinal com valores absolutos (Figura 2b). A retificação em meia-onda elimina os valores negativos, enquanto a de onda-completa inverte os valores negativos adicionando-os aos valores positivos, o que preserva toda a energia do sinal. O envoltório linear é determinado após o alisamento do sinal por um filtro passa-baixa (Figura 2c) para diminuir as variações de alta frequência, o que permite uma avaliação clara da amplitude do sinal de EMG. A frequência de corte do filtro passa-baixa varia entre 3 e 50 Hz dependendo do objetivo da análise [69]. A utilização do  $I_{EMG}$  apresenta algumas limitações, como por exemplo, o fato de não distinguir a energia do sinal

desejado e o ruído, a pouca informação sobre a análise mais detalhada da amplitude do sinal ao longo do tempo e a impossibilidade de comparar o valor absoluto do  $I_{EMG}$  entre músculos em contrações de diferente duração [69].



**FIGURA 2.1** – Sinal do VMO coletados a uma velocidade de 11 Km/h – (a) – Sinal bruto com valores positivos e negativos do VMO. (b) – Sinal do VMO retificado. (c) – Envoltório linear do sinal retificado através de um filtro passa-baixas de 20 Hz.

Alguns estudos [9, 14, 18, 19, 54, 56, 79] têm também utilizado a razão do  $I_{EMG}$  entre dois músculos com o objetivo de avaliar o desequilíbrio no nível de atividade entre eles em diversas tarefas funcionais, de acordo com a expressão:

$$\frac{I_{emgX}}{I_{emgY}} \quad (2)$$

onde  $x$  e  $y$  são dois músculos diferentes e a razão é a uma medida quantitativa da participação de um em relação ao outro durante a atividade avaliada em sujeitos por exemplo, saudáveis e com alguma patologia. O valor igual a 1 indica que o nível de atividade dos músculos são iguais, enquanto que valores muito menores ou maiores que

um indicam um possível desequilíbrio, sugerindo uma mudança no padrão de ativação dos músculos [20].

### 3.3 Função de Correlação Cruzada

A função de correlação cruzada (FCC) envolve a correlação de dois diferentes sinais estocásticos que variam ao longo do tempo, com o objetivo de avaliar a similaridade entre eles. A equação que descreve a FCC para sinais de tempo discreto é:

$$R_{xy}[\tau] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n-\tau] \quad (3)$$

onde  $x[n]$  e  $y[n]$  são dois sinais discretos definidos no intervalo  $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$ ,  $N$  é o número de amostras dos sinais e  $\tau$  é o deslocamento no tempo de um dos sinais, no caso da equação o sinal  $y[n]$ . O tamanho deste deslocamento é predefinido pela frequência de amostragem ( $f_s$ ), em Hz, através da relação  $\tau = 1/f_s$  [80]. Este deslocamento ocorre tanto na direção positiva quanto negativa.

A FCC pode ser normalizada para ter valores de coeficientes entre  $\pm 1$ , através da divisão da  $R_{xy}[\tau]$  pelo raiz quadrada do produtos das autocorrelações dos sinais  $x[n]$  e  $y[n]$  para  $\tau = 0$  [81],

$$\rho(\tau) = \frac{R_{xy}(\tau)}{\sqrt{R_{xx}(0)R_{yy}(0)}} \quad (4)$$

onde,  $\rho(\tau)$  é denominada função de correlação cruzada normalizada [81].

A  $R_{xy}[\tau]$ , é a função de correlação de cada deslocamento  $\tau$  entre os dois sinais [80], com o seu valor máximo ocorrendo no atraso  $\tau$ , onde os dois sinais avaliados são mais similares [80]. A posição do pico da FCC reflete este atraso [80]. Quando o valor de  $\tau$  é negativo o sinal  $y[n]$  está atrasado em relação ao sinal  $x[n]$ , caso contrário, se o sinal  $y[n]$  estiver adiantado em relação ao sinal  $x[n]$ , o valor de  $\tau$  será positivo. Sinais de natureza diferente podem ser avaliados através da FCC, basta que possuam a mesma

duração e contenham o mesmo número de pontos, caso contrário, um dos sinais podem ser reamostrados com a mesma frequência do outro sinal [80].

O valor de  $\tau$  onde a correlação é máxima, tem sido utilizado em diversos estudos para estimar diferenças no início da contração de dois músculos agonistas e antagonistas, tão bem como a ordem de recrutamento muscular. PRINCE *et al.*[82] usaram a FCC para investigar o tempo de início de ativação dos músculos do tronco durante a marcha de sujeitos saudáveis. BENGOTXEA *et al.* [83] avaliaram como o sistema nervoso central gera os padrões de ativação muscular em tarefas que exigem movimentos de maior complexidade. VIEIRA *et al.* [84] investigaram o comportamento dos gastrocnêmios durante a avaliação do equilíbrio na postura de pé. Segundo LI e CALDWELL [85], a FCC é um método objetivo para avaliar e comparar padrões de ativação muscular, pois independe da escolha subjetiva do investigador na análise do limiar que será utilizado, diferente dos métodos tradicionais de obtenção de *onset* e *offset*, como por exemplo, o uso do desvio-padrão.

Além da avaliação do atraso  $\tau$ , a FCC pode ser utilizada para avaliar a similaridade na forma dos sinais utilizando o coeficiente da FCC ( $\rho(\tau)$ ), avaliando com este parâmetro os padrões de coativação ou a ativação recíproca entre os músculos durante o movimento [80]. Um coeficiente alto e positivo indica que os músculos estão trabalhando juntos em fase, ou seja, os músculos estão ativando e desativando simultaneamente, enquanto um coeficiente negativo indica que um músculo está contraindo quando o outro está relaxado. Uma limitação deste método é que não há informação sobre a magnitude desta coativação ou amplitude relativa dos sinais de EMG de interesse [80].

## CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Definição da Amostra

Participaram do estudo 32 corredores recreacionais do sexo masculino, divididos em dois grupos diferentes, com dor anterior de joelho e sem dor. O primeiro grupo foi denominado de grupo controle (GC) com 20 corredores saudáveis sem sintomas de dor anterior do joelho, com idade média de  $28,7 \pm 4,3$  (média  $\pm$  desvio padrão) anos, massa corporal de  $74,7 \pm 8,3$  Kg e altura de  $1,74 \pm 0,08$  m. O grupo com dor no joelho (GCD) foi constituído de 12 corredores com sintomas de dor anterior de joelho, média de idade de  $27,2 \pm 1,7$  anos, massa corporal  $72,5 \pm 7,1$  Kg e altura média de  $1,76 \pm 0,04$  m.

Para caracterizar o grupo GCD foram utilizados os seguintes critérios de inclusão: dor localizada ou difusa na região anterior do joelho, considerando que alguns pacientes com DAJ têm dificuldades em localizar a área da dor [86]; presença de dor em pelo menos duas das seguintes atividades funcionais: sentar por período prolongado, subir e descer escadas, agachar, ajoelhar, correr e pular.

Foram excluídos do estudo os corredores que apresentavam lesão musculoesquelética ou neurológica que interfira no movimento de corrida; história de lesão traumática no joelho ou patela; subluxação e deslocamento patelar crônico; edema persistente no joelho; cirurgia prévia; lesão ligamentar ou meniscal; deformidades severas no joelho (joelho varo ou valgo) e deformidades severas no pé (pé cavo, pé plano ou hálux valgo). Adicionalmente, o GCD não estava realizando tratamento fisioterapêutico ou médico para o joelho no período do teste.

O recrutamento ocorreu através de divulgação pessoal pelo pesquisador, sendo os voluntários esclarecidos dos riscos e benefícios da pesquisa sem qualquer relação coercitiva. O projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do Instituto de

Estudos em Saúde Coletiva (IESC) da Universidade Federal do Rio de Janeiro no parecer Nº 10/2011 (Anexo 1).

## **4.2 Protocolo Experimental**

Os sujeitos que participaram da pesquisa foram orientados sobre os objetivos e possíveis riscos do teste, além de se familiarizar com os procedimentos aplicados durante a coleta dos dados. Em seguida assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e passaram por uma anamnese e uma avaliação antropométrica (Anexo 2).

Na anamnese foram coletados os dados pessoais, idade, tempo de prática de corrida, volume do treinamento, histórico de lesões anteriores, cirurgias e tratamentos prévios. As medidas antropométricas realizadas foram o peso em quilos, altura em metros, comprimento dos membros inferiores em metros. Neste momento também foi aplicado a escala KUJALA (*Scoring of Patellofemoral Disorders*) que avalia sintomas subjetivos da DAJ e limitações funcionais nas disfunções patelofemorais. A escala já foi traduzida e adaptada culturalmente para a língua portuguesa, tendo como título em português *Escala de Desordens Patelofemorais* [87]. Os itens avaliados na escala são subluxação patelar, dor, claudicação, caminhadas, subida de escadas e manter-se sentado com o joelho flexionado por tempo prolongado. Cada item do questionário recebe uma pontuação e a pontuação total varia de 0 a 100 pontos, onde 0 significa dor constante e diversas limitações funcionais, enquanto 100 pontos significa ausência de dor e/ou limitações funcionais. O questionário foi aplicado em forma de entrevista por sugestão dos autores do trabalho de validação do questionário (Anexo 3).

Após os procedimentos iniciais, os sujeitos foram preparados para a colocação dos eletrodos e dos marcadores reflexivos para a avaliação cinemática. O membro inferior direito nos sujeitos do GC e o membro lesado dos sujeitos do GCD foi avaliado. A

atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), o vasto lateral (VL) e o glúteo médio (GM) foram avaliados. Os eletrodos de superfície utilizados foram de prata-cloreto de prata (Ag/AgCl) descartáveis medi-trace 2000 (Kendall, EUA). Antes da colocação dos eletrodos, com o objetivo de diminuir a impedância da interface pele/eletrodo, a região foi tricotomizada e realizada leve abrasão para remoção de células mortas, além da limpeza com álcool a 70%. Os eletrodos foram posicionados numa configuração bipolar a uma distância de 20 mm, seguindo o protocolo SENIAM [88]. O eletrodo para captação dos sinais do VMO foram posicionados sobre o ventre muscular a 4 cm da borda superomedial da patela com ângulo de inclinação 50°-55°; no VL o eletrodo foi posicionado a 10 cm superior e a 6-8 cm lateral da borda superior da patela com ângulo de inclinação de 15° [11]. Os ângulos foram medidos com o uso de um goniômetro. No GM os eletrodos foram posicionados no ponto médio entre a crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur [59]. O eletrodo de referência foi colocado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical. Os cabos foram fixados na coxa com fita adesiva para que a movimentação dos cabos não gerasse ruído decorrente do movimento durante a corrida. Os marcadores reflexivos foram colocados no calcanhar e no quinto metatarso, sendo que as informações cinemáticas foram utilizadas para detectar o contato inicial e com isso, marcar os ciclos da corrida.

Após a anamnese, a avaliação física e a colocação dos eletrodos e dos marcadores, os sujeitos iniciavam o teste de corrida na esteira. Previamente, para aquecimento e adaptação à condição de teste, os sujeitos correram com o equipamento próprio a uma velocidade de 8 Km/h durante cinco minutos. Após o aquecimento os sujeitos passaram a correr a 11 Km/h e os dados eletromiográficos e cinemáticos foram coletados durante 15 s.

#### **4.2.1 Aquisição e Digitalização dos Sinais**

O sinal de EMG foi coletado por eletromiógrafo da marca EMG System (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) e convertido em um sinal digital por uma placa conversora A/D de 12 bits de faixa de resolução dinâmica de  $\pm 5$  V, um amplificador diferencial com ganho 50, impedância de entrada  $10\text{ G}\Omega$ , banda passante de 1 Hz a 1 KHz e fator de rejeição de modo comum de 100 dB. Os sinais foram digitalizados a uma frequência de amostragem de 2000 Hz.

Os dados cinemáticos foram captados por quatro câmeras digitais da marca Qualisys Track Manager (QTM) e um software de análise visual 3D (C-Motion, Rockville, EUA). As câmeras foram posicionadas lateralmente à esteira para registrar apenas o membro inferior direito no GC e o membro que apresentava dor durante a corrida no grupo GCD. Procedimentos para a calibração do sistema de aquisição dos sinais cinemáticos foram realizados antes de todas as coletas. A frequência de amostragem foi de 200 Hz.

As frequências de amostragem de 2000 Hz do sinal de EMG e a de 200 Hz da cinemetria foram assim escolhidas para facilitar a sincronização dos sinais. A sincronização foi realizada através de um *trigger* que iniciou a gravação das câmeras no mesmo instante que emitiu um pulso de 5 Volts no canal de EMG.

Os dados foram processados através de rotinas desenvolvidas no programa MATLAB versão 7.0 (The Mathworks, Natick, EUA).

### **4.3 Processamento dos Sinais**

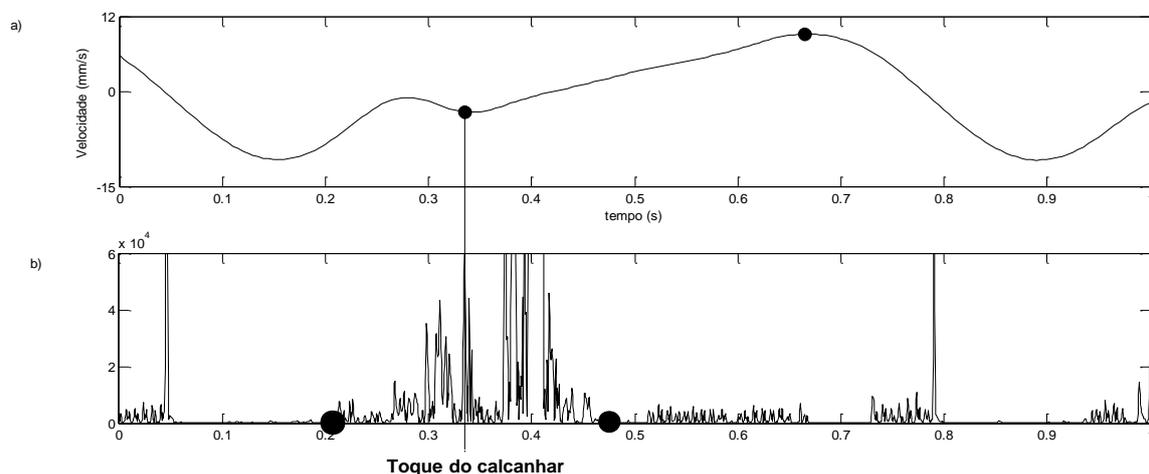
#### **4.3.1 Pré-Processamento**

Os sinais de EMG foram filtrados com um filtro *Butterworth* de 4ª ordem passa-banda de 20 a 400 Hz, na ordem direta e reversa para evitar desvio de fase. Os sinais

foram normalizados pelo pico máximo obtido durante o período de 15 s de sinal. Segundo YANG *et al.* [89] esta normalização diminui a variabilidade intersujeitos dos sinais de EMG. Os sinais cinemáticos foram filtrados por um filtro passa-baixas de 4ª ordem com uma frequência de corte de 7 Hz.

### 4.3.2 Identificação do Início do Ciclo da Corrida

O algoritmo de detecção do início do ciclo da corrida foi o *foot velocity algorithm* (FVA), descrito por O'CONNOR *et al.*[90]. O algoritmo utiliza os marcadores reflexivos localizados no calcanhar e na cabeça do segundo metatarso. O novo sinal representando o centro do pé é criado para calcular o ponto médio entre os marcadores do calcanhar e do segundo metatarso. A velocidade vertical do centro do pé é calculada através da primeira derivada da coordenada vertical do centro do pé usando o método das diferenças finitas. Os eventos do contato inicial foram calculados através da localização dos pontos mínimos e máximos da curva de velocidade (figura 4.1)



**FIGURA 4.1** – Identificação do início do ciclo da corrida. (a) – velocidade vertical do centro do pé com a representação dos pontos máximos e mínimos. (b) A identificação do contato inicial e do início e fim da contração no sinal após a utilização do TKEO.

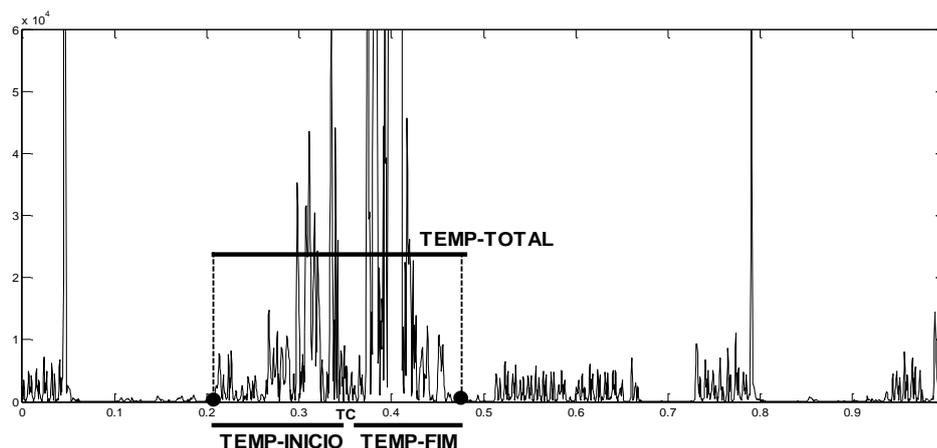
### ***4.3.3 Identificação dos Instantes de Início e Fim da Atividade Mioelétrica***

Foi aplicado aos sinais de EMG o operador TKEO por meio da equação (1), gerando um terceiro sinal que foi utilizado na avaliação. Um algoritmo para detecção do início e fim da atividade muscular foi aplicado aos sinais com o TKEO baseado no trabalho proposto por SANTOS [74]. O limiar utilizado foi a média mais três vezes o desvio padrão dos valores da linha de base, linha esta que representava ausência de contração. O algoritmo detectava como início da contração o primeiro ponto que ultrapassava o valor do limiar por no mínimo 21 amostras consecutivas, e o offset o primeiro ponto em os valores voltavam a ser menores ou iguais ao valor do limiar pelo mesmo número de amostras.

Foram calculadas três variáveis para cada músculo. Foram elas:

- **TEMP\_INICIO:** Tempo médio, em milissegundos, do início da contração até o tempo que correspondia ao início do ciclo da corrida. Este tempo equivale ao tempo de contração antecipatória.
- **TEMP\_FIM:** Tempo, em milissegundos, do início do ciclo da corrida ao tempo que correspondia ao fim da contração muscular. Equivale ao tempo de contração após o início do ciclo da corrida;
- **TEMP\_TOTAL:** Soma das variáveis **TEMP\_INICIO** e **TEMP\_FIM**. Correspondendo ao tempo total de contração, dado também em milissegundos.

Os valores utilizados para todas as variáveis correspondem aos valores médios de todos os ciclos registrados durante os 15 s de aquisição do sinal.



**FIGURA 4.2** – Sinal de EMG do VMO mostrando como foi calculado as variáveis TEMP\_INICIO, TEMP\_FIM e TEMP\_TOTAL

#### 4.3.4 Amplitude do Sinal de EMG

Para medir a amplitude de ativação do sinal de EMG foi utilizado o  $I_{EMG}$ . Após o pré-processamento, o sinal de EMG foi retificado em onda completa e alisado por meio de um filtro *Butterworth* passa-baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 20 Hz, que foi aplicado na ordem direta e reversa.

Como base no início e fim da contração dos sinais detectados como explicado no item 4.3.3, foram calculadas três variáveis diferentes para cada músculo. Foram elas:

- $I_{EMG}$  INICIO: Corresponde à área sob a curva do ponto de inicio da contração até o inicio do ciclo de todos os ciclos registrados durante os 15 s de aquisição. Utilizou-se o valor médio de todas as áreas calculadas;
- $I_{EMG}$  FIM: Corresponde à área sob a curva do ponto do contato inicial até o ponto que marca o fim da contração. Utilizou-se também o valor médio de todas as áreas;
- $I_{EMG}$  TOTAL: Corresponde à soma do  $I_{EMG}$  INICIO com o  $I_{EMG}$  FIM.

Para avaliar a relação entre os níveis de ativação dos músculos VMO e VL, foram calculadas três novas variáveis:

- VMO:VL\_INICIO: É a razão entre o  $I_{EMG}$  INICIO do VMO e o  $I_{EMG}$  INICIO do VL;
- VMO:VL\_FIM: É a razão entre o  $I_{EMG}$  FIM do VMO e o  $I_{EMG}$  FIM do VL;
- VMO:VL\_TOTAL: É a razão entre o  $I_{EMG}$  TOTAL do VMO e o  $I_{EMG}$  TOTAL do VL;

#### **4.3.5 Função de Correlação Cruzada**

A FCC foi utilizada para avaliar o atraso entre os músculos VMO e VL. Os sinais de EMG dos respectivos músculos foram, após o pré-processamento inicial, retificados em onda completa e alisados através de um filtro passa-baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 20 Hz. A análise foi aplicada aos sinais completos de 15 s de EMG de cada músculo. O atraso (ATRASO\_VMOVL) entre os músculos foi obtido pela posição do valor máximo dos coeficientes da FCC dado em ms (milissegundos) sem levar em consideração qual músculo estava atrasado.

Foi calculado também o número de sujeitos em que o músculo VMO estava atrasado em relação ao VL (ATRASO VMO) e o número de sujeitos onde o VL estava atrasado em relação ao VMO (ATRASO VL). O atraso negativo indicava que o VL estava atrasado em relação ao VMO, caso os valores no atraso fossem positivos o VMO que estava atrasado em relação ao VL. Com estas variáveis foi montada uma tabela de contingência 2x2 para posterior análise.

#### **4.4 Análises Estatísticas**

Inicialmente todos os dados coletados passaram por uma avaliação de normalidade através do teste *Kolmogorov-Smirnov*. Os dados que seguiram uma distribuição normal utilizaram testes estatísticos paramétricos, caso contrário, os testes utilizados foram não-paramétricos.

Para avaliar as diferenças em todas as variáveis coletadas (TEMP\_INICIO, TEMP\_FIM, TEMP\_TOTAL, I<sub>EMG</sub>INICIO, I<sub>EMG</sub>FIM, I<sub>EMG</sub>TOTAL, foi utilizado a ANOVA dois fatores (2x3), sendo um fator o grupo (com dor (GCD) e sem dor (GC)) e o segundo fator o músculo (VMO, VL e GM). As variáveis Razão I<sub>EMG</sub>INICIO, Razão I<sub>EMG</sub>FIM, Razão I<sub>EMG</sub>TOTAL, ATRASO\_VMOVL e o índice do questionário (KUJALA), entre os grupos GC e GCD foram analisados através do teste-t de Student de amostra independentes para os dados normais e o teste de Wilcoxon para os dados não normais.

Uma tabela de contingência 2x2 foi construída com o número de sujeitos com tempo de atraso entre os músculos VMO e VL avaliados a partir da FCC. O teste estatístico utilizado foi teste Qui-quadrado( $\chi^2$ ) com um grau de liberdade.

As análises foram feitas com o programa estatístico SPSS versão 17.0 (SPSS, EUA) e o nível de significância utilizado em todos os testes foi  $\alpha = 0,05$ .

## CAPÍTULO 5 – RESULTADOS

A idade, as características antropométricas, os dados sobre experiência com a corrida e volume de treinamento, além dos índices do questionário KUJALA são apresentados na tabela 5.1. Com exceção do índice KUJALA, todas as demais variáveis seguiram uma distribuição normal segundo o teste *Kolmogorov-Smirnov*.

De acordo com a tabela 5.1 as variáveis como a idade, peso, altura, tempo de corrida e distância não apresentaram diferenças significativas entre os grupos, enquanto o índice do questionário KUJALA foi significativamente maior no GC comparado ao GCD. O índice de KUJALA dividiu os dois grupos, mostrando que o GCD apresenta maiores limitações que o GC.

**Tabela 5.1** – Média e desvio padrão da idade, características antropométricas, volume de treinamento e índice do questionário KUJALA.

<b>Parâmetro</b>	<b>GC</b>	<b>GCD</b>	<b>Valor-p</b>
<b>IDADE (anos)</b>	27,17±1,74	28,70±4,26	0,247
<b>PESO (kg)</b>	74,67±8,25	72,48±7,09	0,451
<b>ALTURA (m)</b>	1,74 ± 0,08	1,76 ± 0,04	0,427
<b>Tempo de Corrida (anos)</b>	9,93 ± 5,37	9,75 ± 3,13	0,919
<b>DISTÂNCIA (m)</b>	27,05 ± 12,12	24,42 ± 7,41	0,503
<b>KUJALA</b>	98,90 ± 2,46	86,92 ± 7,67	0,001*

(\*) – Menor que o nível de significância ( $\alpha = 0,05$ )

## 5.1 Início e Fim da Atividade Mioelétrica

O teste *Kolmogorov-Smirnov* indicou, para todos os músculos avaliados, que as variáveis analisadas apresentaram distribuição normal dos dados ( $p < 0,05$ ) e a diferença entre as variâncias dos grupos foram homogêneas ( $p < 0,05$ ).

Houve diferença significativa entre os grupos e entre os músculos, mas não houve interação significativa entre ambos para a variável TEMP\_INICIO ( $p = 0,281$ ), TEMP\_FIM ( $p = 0,759$ ) e TEMP\_TOTAL ( $p = 0,217$ ).

O músculo VMO apresentou no GC em média 25,36 ms de ativação antecipada em relação ao GCD e o GM apresentou 35,38 ms. Conseqüentemente ambos apresentaram maior tempo de ativação antes do início do ciclo da corrida (Tabela 5.2). Por sua vez, o VL não apresentou diferença estatística entre os grupos na variável TEMP-INICIO. No GC houve diferença no TEMP-INICIO entre o VMO-GM e entre o VL-GM, mostrando que neste grupo o GM contrai primeiro que o VMO e VL, algo que não acontece no GCD, indicando que GM dos sujeitos sem DAJ contrai antes e se mantém contraído durante mais tempo (Tabela 5.2).

Na variável TEMP\_FIM não há diferença no tempo dos músculos entre os grupos (VMO –  $p = 0,666$ ; VL –  $p = 0,634$ ; GM –  $p = 0,666$ ). Dentro dos grupos há diferença entre o VMO-GM do GCD ( $p = 0,008$ ) e do GC ( $p = 0,001$ ) e também uma diferença no VL-GM no GCD ( $p = 0,028$ ). Após o contato inicial o GM permanece contraído por um tempo menor que o VMO e VL diferente do que ocorre antes do contato inicial (Tabela 5.2).

No tempo total de contração dos músculos (TEMP-TOTAL), houve uma diferença entre os grupos ( $p = 0,005$ ) mas não houve entre os músculos ( $p = 0,267$ ). Nos sujeitos sem dor o VMO e GM permaneceram contraídos por um tempo maior quando

comparados com o GCD. Em média o VMO ficou contraído 28,09 ms a mais no GC comparado com GCD e o GM ficou contraído 38,10 ms (Tabela 5.2).

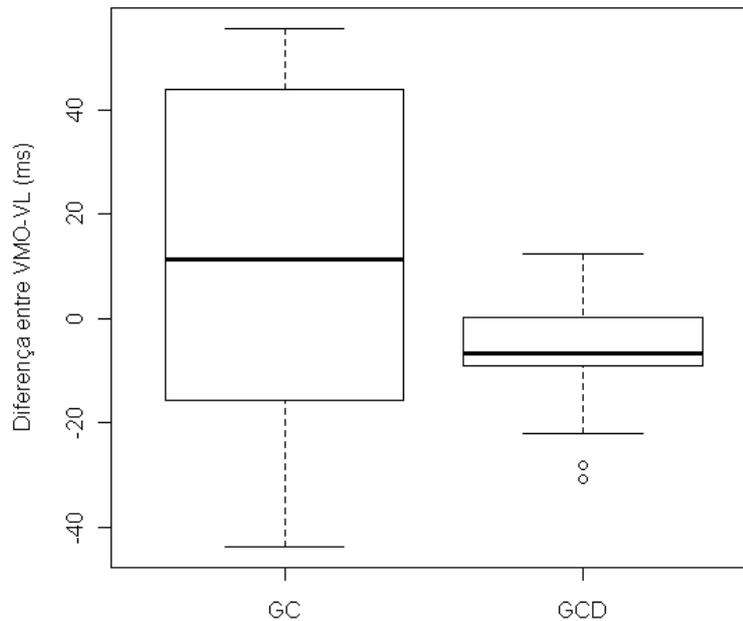
**Tabela 5.2** – Média e desvio padrão das variáveis (ms) que avaliaram os tempos de atividade mioelétrica do músculo VMO.

<b>GRUPO</b>	<b>VMO</b>	<b>VL</b>	<b>GM</b>
<b>GC</b>			
TEMP_INICIO	146,92 ± 28,35	135,42 ± 38,09	173,16 ± 38,78 <sup>2,3</sup>
TEMP_FIM	118,82 ± 15,52	109,77 ± 11,39	99,80 ± 23,38 <sup>2,3</sup>
TEMP_TOTAL	265,74 ± 33,61	245,19 ± 41,29	272,96 ± 39,48
<b>GCD</b>			
TEMP_INICIO	121,56 ± 29,85*	128,33 ± 22,44	137,78 ± 43,82 <sup>*2,3</sup>
TEMP_FIM	116,09 ± 17,08	112,77 ± 19,47	97,07 ± 13,42
TEMP_TOTAL	237,65 ± 34,04*	241,11 ± 26,91	234,86 ± 50,86*

Menor que o nível de significância entre os grupos (\*) e dentro dos grupos (VMO-VL<sup>1</sup>, VMO-GM<sup>2</sup> e VL-GM<sup>3</sup>).

Analisando a diferença entre VMO e VL (Figura 5.1), o teste mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos ( $p = 0,558$ ). Em média no grupo controle, o VMO estava adiantado em relação ao VL 11,49 ms e no GCD estava atrasado 6,76 ms.

### Diferença entre VMO e VL no início do tempo de ativação



**Figura 5.1** – Diferença entre os tempos de início de ativação dos músculos VMO e VL nos grupos controle (GC) e no grupo com dor (GCD)

## 5.2 Nível de Ativação Muscular

Com exceção das variáveis  $I_{EMG}TOTAL$  do músculo VMO e a Razão  $I_{EMG}INICIO$  dos músculos VMO e VL, todas as outras variáveis seguem uma distribuição normal dos dados ( $p > 0,05$ ). O teste estatístico utilizado nestas duas variáveis para avaliar as diferenças entre as médias foi o teste de *Wilcoxon*. A diferença entre as variâncias dos grupos foram homogêneas ( $p < 0,05$ ).

Houve diferença significativa entre os grupos e entre os músculos, mas não houve interação significativa entre ambos para as variáveis  $I_{EMG}INICIO$  ( $p = 0,297$ ),  $I_{EMG}FIM$  ( $p = 0,221$ ) e  $I_{EMG}TOTAL$  ( $p = 0,677$ ).

**Tabela 5.3** – Média e desvio padrão das variáveis que avaliaram os níveis de atividade mioelétrica dos músculos VMO, VL e GM.

GRUPO	VMO	VL	GM
<b>GC</b>			
$I_{EMG}INICIO$	19,15 ± 8,79 <sup>*2</sup>	23,37 ± 7,20	27,85 ± 8,44
$I_{EMG}FIM$	34,20 ± 4,24 <sup>1,2</sup>	43,66 ± 8,82 <sup>*3</sup>	25,32 ± 9,95
$I_{EMG}TOTAL$	53,35 ± 10,89 <sup>*1</sup>	67,03 ± 14,17 <sup>3</sup>	53,18 ± 12,59
<b>GCD</b>			
$I_{EMG}INICIO$	12,93 ± 4,81 <sup>1,2</sup>	23,13 ± 5,3	22,59 ± 10,81
$I_{EMG}FIM$	30,03 ± 6,71	36,48 ± 11,93 <sup>3</sup>	25,58 ± 6,09
$I_{EMG}TOTAL$	49,97 ± 4,73 <sup>1</sup>	59,62 ± 10,33 <sup>3</sup>	48,18 ± 13,56

Menor que o nível de significância entre os grupos (\*) e dentro dos grupos (VMO-VL<sup>1</sup>, VMO-GM<sup>2</sup> e VL-GM<sup>3</sup>).

Na comparação entre os grupos, o músculo VMO apresentou maior amplitude do sinal eletromiográfico antes do contato inicial ( $I_{EMG}INICIO$ ), caracterizando maior atividade muscular antecipatória, e maior atividade total ( $I_{EMG}TOTAL$ ) no GC comparado ao GCD (Tabela 5.3). Em contrapartida, não foi observada diferença estatística na amplitude do VL e GM em ambos os grupos no nível de ativação muscular antes do contato inicial ( $I_{EMG}INICIO$ ) e na atividade total ( $I_{EMG}TOTAL$ ) (Tabela 5.3). Após o contato inicial o  $I_{EMG}FIM$  do músculo VL foi maior em média 7,18 mV no GC quando comparado com o GCD ( $p = 0,020$ ).

Na análise dentro dos grupos, o  $I_{EMG}INICIO$  apresentou diferenças entre o VMO-VL ( $p = 0,002$ ) e VMO-GM ( $p = 0,004$ ) no GCD e diferença no VMO-GM ( $p = 0,001$ ) no GC. O nível de ativação do VL foi maior que o do VMO no GCD, porém no GC esta diferença não foi significativa ( $p=0,096$ ) o que mostra que antes do contato inicial nos sujeitos sem dor houve um equilíbrio entre os níveis de ativação dos músculos VMO e VL. Entretanto, após o contato inicial estes resultados se inverteram, ocorrendo diferença entre os músculos VMO e VL ocorreu no GC, onde o VL apresentou maiores

níveis de ativação que o VMO. No  $I_{EMG}TOTAL$ , que mede o nível total de ativação, a diferença significativa entre VMO e VL ocorreu em ambos os grupos.

Analisando a relação entre a atividade muscular do VMO e VL (Tabela 5.4), somente no instante do início da contração até o contato inicial (VMO:VL\_INICIO) essa diferença foi estatisticamente maior no GC comparado ao GCD, indicando que o nível de ativação do VMO se aproximou mais ao VL (0,86), mostrando com isso um equilíbrio maior no controle muscular da patela no GC em comparação ao GCD.

**Tabela 5.4** – Média e desvio padrão das variáveis que avaliaram a relação entre o nível de ativação dos músculos VMO:VL.

Parâmetro	GC	GCD	Valor-p
VMO:VL_INICIO	0,86 ± 0,34	0,57 ± 0,20	0,013*
VMO:VL_FIM	0,81 ± 0,23	0,91 ± 0,34	0,376
VMO:VL_TOTAL	0,83 ± 0,26	0,74 ± 0,18	0,331

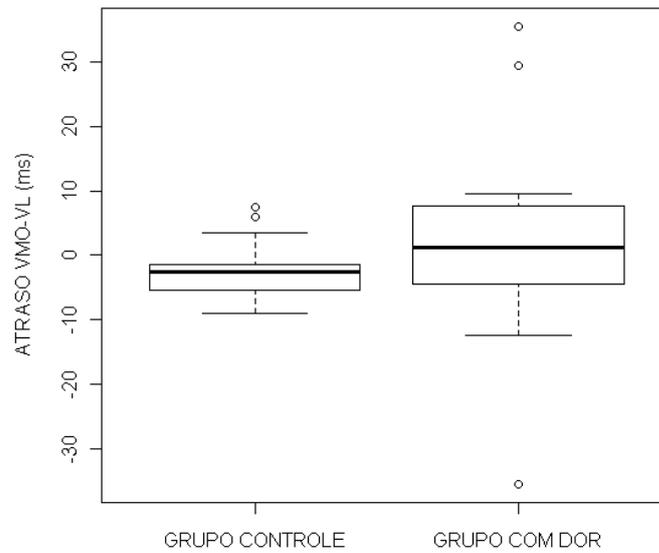
(\*) – Menor que o nível de significância ( $\alpha = 0,05$ )

### 5.3 Função de Correlação Cruzada

O teste de Kolmogorov-Smirnov mostrou que a variável ATRASO VMO\_VL apresentou uma distribuição normal dos dados ( $p > 0,05$ ), mas as variâncias são significativamente diferentes ( $p < 0,001$ ), por isso o teste utilizado foi o *teste Wilcoxon*.

O atraso entre os dois músculos (Figura 5.2), VMO e VL, analisado através da FCC, não apresentou diferença estatisticamente significativa quando se compara o GC com o GCD ( $p = 0,138$ ). Na tabela 5.6 é mostrado a proporção de sujeitos onde ocorre atraso no músculo VMO em relação ao VL (ATRASO VMO) e no VL em relação ao VMO (ATRASO VL). Segundo o teste estatístico realizado, houve uma maior proporção de sujeitos com o VL atrasado em relação ao VMO no GCD ( $p = 0,009$ ).

### FUNÇÃO DE CORRELAÇÃO CRUZADA ENTRE O VMO e VL



**Figura 5.2** – Diferença entre os tempos de início de ativação dos músculos VMO e VL nos grupos controle (GC) e no grupo com dor (GCD) medidos através da Função de Correlação Cruzada

**Tabela 5.6** – Número de sujeitos com atraso no VMO e no VL nos grupos GC e GCD.

Parâmetro	GC	GCD
ATRASSO NO VMO	3	8
ATRASSO NO VL	17	4
TOTAL	20	12

## CAPÍTULO 6 – DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que o músculo VMO dos sujeitos sem DAJ (GC) iniciaram a contração antes que o VMO dos sujeitos do GCD, porém LAM e NG [79] relatam que a atividade do VMO deve ser interpretada em relação ao VL, uma vez que o equilíbrio na ativação simultânea destes dois músculos é fundamental para manter o alinhamento normal da patela. Afirmam ainda que avaliar os valores absolutos pode não ser apropriado em função da interferência de variáveis externas como a resistência do tecido adiposo, os movimentos dos cabos e da interface eletrodo-pele. Em função disto, seria mais correto avaliar não os valores absolutos, mas sim avaliar a diferença entre os tempos de início de ativação do músculo VMO em relação ao VL. Na comparação dentro dos grupos, os valores absolutos dos tempos de ativação dos músculos VMO e VL em ambos os grupos não mostraram diferenças estatisticamente significativas e a diferença entre o tempo de ativação entre os músculos também não apresentou resultados significativos comparando os dois grupos. Estes achados não sustentam a teoria de que o atraso entre a ativação dos músculos VMO e VL seja um fator intrínseco para a DAJ e também corroboram com os achados de outros estudos em diversas tarefas diferentes. KARST e WILLET [16] durante a extensão ativa do joelho não encontraram diferença entre os tempos de início dos músculos. OWINGS e GRABINER [21] também não encontraram diferença na mesma atividade, em contrapartida diversos outros estudos mostram esta diferença reforçando a teoria de alteração temporal no controle motor dos músculos estabilizadores da patela [9, 11, 18, 22, 79]. Uma das justificativas destes achados contraditórios é a diversidade de métodos utilizados no processamento dos sinais de EMG para a obtenção do início da contração o que dificulta a comparação dos resultados obtidos. CHESTER *et al* [58], através de

uma metanálise, observaram uma tendência de atraso do VMO em relação ao VL em sujeitos com DAJ, porém nem todos os estudos mostraram estes resultados. Havia uma heterogeneidade das medidas dentro dos grupos e entre os estudos. WONG [57], através de uma revisão da literatura, observou que os estudos revisados apresentavam diversos processamentos do sinal de EMG e protocolos de teste diferentes, e que a ausência de um método padronizado de obtenção do *onset* prejudicaria uma conclusão definitiva, pois embora as evidências existam, ainda não são convincentes.

O presente estudo utilizou a aplicação do operador de energia Teager-Kaiser (TKEO), um método mais confiável, objetivo, preciso e de fácil aplicação na detecção do início da contração comparado com os métodos tradicionais, principalmente em sinais onde a relação sinal-ruído é baixa [72, 73], algo que ocorre com mais frequência nos sinais de atividades dinâmicas como a corrida. Estas variações são resultado do movimento do eletrodo sobre a pele ou da movimentação excessiva dos cabos, e são geralmente de frequência mais baixa que o sinal de EMG. Na literatura pesquisada, não foi encontrado nenhum estudo que utilizasse esta ferramenta na avaliação das características temporais da atividade muscular do VMO e VL em sujeitos saudáveis ou com alguma disfunção. SOLNIK *et al.*[73] examinaram se o uso do TKEO melhora a detecção do início da contração em sinais de EMG e se a SNR afeta a acurácia utilizando o músculo vasto lateral durante uma contração voluntária máxima, e encontraram que o uso do TKEO melhorou a detecção do *onset* independentemente da amplitude da SNR. Os autores do estudo concluíram também que as melhorias na detecção do *onset* podem ser ainda maiores para os dados de EMG registrados durante atividades dinâmicas, pois nestas atividades há um aumento das variações aleatórias da linha de base por meio das vibrações de eletrodos ou fios. Diante disto se faz necessário novos estudos que utilizem o TKEO para confirmar ou refutar os achados deste estudo.

Apesar do TKEO ser uma ferramenta mais robusta que os métodos tradicionais para a detecção do *onset*, o método ainda necessita estipular um limiar que será utilizado como parâmetro para início e fim da contração, sendo esta escolha um critério extremamente subjetivo. Para minimizar este problema tem-se utilizado a FCC para avaliar o atraso entre dois sinais [82-84]. Este estudo também utilizou a FCC entre os sinais de EMG do VMO e VL com o objetivo de avaliar a presença e a magnitude do atraso entre os dois músculos em corredores recreacionais com e sem DAJ. A avaliação das médias dos atrasos não indicou diferenças, porém ao avaliar a proporção de sujeitos com atraso no VMO em relação ao VL, o GCD apresentou um maior número de sujeitos com atraso no VMO comparado com o GC (Tabela 5.5). Em função da área de secção transversa do componente medial do quadríceps ser menor, é importante que o VMO seja ativado mais precocemente que o VL para contrabalancear as forças laterais e manter o alinhamento patelar [91]. CESARELLI *et al* [9] também avaliaram não só a média dos atrasos, como também a proporção de sujeitos e encontraram resultados semelhantes. Na amostra avaliada neste estudo, também existiam sujeitos do GC que apresentavam atraso no VMO. COWAN *et al* [11] relata que nos sujeitos em que o VMO ativou depois do VL, há um risco de desenvolver a DAJ no futuro. Não se sabe qual magnitude de diferença de ativação entre os músculos é suficiente para promover um efeito biomecânico significativamente prejudicial ao alinhamento patelar [11]. Segundo NEPTUNE *et al* [28], através de um estudo de modelagem, observaram que um atraso maior que 5 ms já é suficiente para que ocorra um aumento significativo na carga lateral da articulação.

A ausência de diferença ao se avaliar o tempo de início de ativação pode ser função da alta variabilidade das medidas ou a ausência de dor ou edema durante o teste de corrida de todos os sujeitos avaliados. HODGES *et al* [92] mostraram que a

presença de dor pode promover alteração na coordenação dos músculos do joelho consistentes com a clínica da DAJ. Deve haver cautela também na comparação de resultados obtidos em tarefas completamente diferentes, como extensão isométrica do joelho, subida e descida de degraus e no caso deste estudo a corrida.

O desalinhamento patelar pode ser causado não só pela alteração na diferença do tempo de ativação entre os músculos estabilizadores, mas também pelo desequilíbrio no nível de ativação destes mesmos músculos [55]. Ao avaliar o nível de ativação, os achados mostram que o VMO no GC apresenta maior nível de ativação antes do contato inicial e durante todo o ciclo da corrida comparado com o GCD. Dentro dos grupos, a diferença significativa entre VMO e VL só aparece no período antes do contato inicial, nesta fase no GCD o VL tem um nível de ativação maior que o VMO. A relação VMO:VL, que é uma medida quantitativa da participação relativa do VMO e VL durante a contração muscular, é maior no GC, o que mostra que há um equilíbrio maior nos sujeitos deste grupo, uma vez que a diminuição nesta relação pode estar ligada à redução na força de estabilização medial da patela [55]. Estes resultados corroboram com diversos estudos que avaliaram a relação entre o VMO e VL em diversas tarefas funcionais, como agachamento, subir e descer escadas, que são atividades em cadeia cinética fechada e também durante contrações isotônicas e isométricas, que são atividades em cadeia cinética aberta [9, 20, 79, 93]. Assim como o tempo de início, a diferença no nível de ativação, através da relação VMO:VL, entre os sujeitos com e sem dor no joelho, também apresenta resultados contraditórios. CERNY [94] não encontrou diferença significativa durante uma série de exercícios, tanto em cadeia cinética fechada quanto em cadeia cinética aberta, SHEERY *et al* [95] sugeriram não haver desequilíbrio entre os músculos durante atividades de subida e descida de um degrau, e FEHR *et al* [96] avaliaram a eficiência dos exercícios no tratamento das disfunções femoropatelaes

e concluíram que os exercícios melhoraram a função e diminuíram a dor, mas não alteraram a relação VMO:VL. Na literatura pesquisada não foi encontrado nenhum estudo que avaliasse os sujeitos durante a corrida. Durante a marcha, que é uma atividade funcional com características semelhantes à corrida, SANTOS *et al* [56] verificaram que ambos os grupos apresentavam relação VMO:VL similares tanto no andar em esteira em superfície plana quanto inclinada. Em um estudo mais recente [93], os autores mostraram que na marcha havia sim uma relação direta entre o desalinhamento patelar e a relação VMO:VL. É importante também observar que após o contato do pé com chão e somando todo o tempo de contração, antes e depois do contato inicial, a relação VMO:VL passa a não apresentar diferença significativa, inclusive com um aumento na participação do músculo VL. Esta fase, chamada de fase de apoio, se caracteriza como uma fase de aceitação do peso corporal em cadeia cinética fechada, onde a contração excêntrica do quadríceps tem um papel fundamental de absorção do choque, com um aumento na flexão do joelho [27], o que elevaria os níveis de ativação de todos os componentes do quadríceps com uma esperada participação maior do VL em função de sua maior área de secção transversa [91]. Seria interessante em futuros estudos, verificar se o nível de ativação maior do VMO antes do contato inicial nos sujeitos sem DAJ observado neste estudo causaria um menor deslocamento da patela, mesmo com o VL ativando com maior intensidade, pois se sabe que um amplo número de casos de desordem patelofemoral está relacionado com a mobilidade anormal da patela em relação ao fêmur.

Atualmente sabe-se que o comprometimento dos estabilizadores do fêmur no plano frontal e transversal, entre eles o GM, pode contribuir com a DAJ. O excesso de rotação medial e adução do fêmur em atividades de descarga de peso levariam a um aumento nas forças laterais que incidem na articulação femoropatelar, causando uma

lesão na cartilagem articular [23]. Os resultados deste estudo mostram que o GM contrai antes nos sujeitos do GC, quando comparado com os sujeitos do GCD, e também mantém um tempo maior de contração. Estes achados são consistentes com BRINDLE *et al* [25] e COWAN *et al* [97], pois ambos encontraram um atraso no *onset* do GM e um tempo total de contração menor avaliados durante a subida de escadas. WILLSON *et al* [98] avaliaram mulheres também durante a corrida e encontraram os mesmo resultados, tanto no tempo de contração antecipada quanto no tempo total de contração. Observaram também, através da análise cinemática, que seus achados se correlacionavam positivamente com uma menor amplitude dos movimentos de adução e rotação medial do fêmur, ou seja, o grupo dos sujeitos que não apresentavam dor o membro inferior aduzia e rodava menos que o grupo com dor. Outra semelhança entre os estudos é a ausência de diferença entre o nível de ativação medido através do envelope linear. Os níveis de ativação do GM antes do contato inicial e o nível total não apresentaram diferenças significativas entre os grupos. Segundo revisão sistemática publicada recentemente [99], forte a moderada evidências mostram que há realmente um atraso no início de ativação e um curto período de ativação do GM durante a subida e descida de um degrau nos sujeitos com DAJ, enquanto existem evidências ainda limitadas quando os sujeitos são avaliados durante a corrida. Com relação aos níveis de atividade do GM, moderadas evidências mostram não haver diferenças no nível de atividade do GM, concordando integralmente com os achados do presente estudo. Os autores afirmam também, que existem estudos que não confirmam estes achados e que esta contradição é explicada mais uma vez pela variedade de metodologias e processamentos diferentes e pela natureza multifatorial das disfunções femoropatelares. NAKAGAWA *et al* [59] por exemplo, avaliando durante a subida e descida de um degrau, caminhada e o salto, não encontraram nenhuma diferença nas variáveis

analisadas. A ausência de resultados pode ser justificada justamente pela metodologia de análise do *onset* diferente de outros estudos, pela variabilidade alta de suas medidas e pelo comprometimento não muito severo dos sujeitos avaliados no grupo com dor. É importante salientar que o presente estudo também utilizou uma metodologia diferente, que foi o emprego do TKEO aos sinais de EMG, porém como dito anteriormente, diversos estudos mostram a superioridade desta ferramenta em comparação com os métodos tradicionais, principalmente em atividades dinâmicas. SOUZA e POWERS [62] avaliaram durante a corrida a força dos músculos do quadril, através de equipamento isocinético, e os níveis de ativação por meio do EMG, e observaram que os indivíduos com dor no joelho tinham os abdutores e extensores do quadril fracos, mas sem diferenças no nível de ativação e concluíram que este aumento na atividade era com o objetivo de compensar a fraqueza muscular e com isso tentar controlar a rotação do quadril. A ausência de níveis de ativação diferentes entre os grupos observada no presente estudo pode ser justamente em função da diferença entre os níveis de força muscular entre os dois grupos avaliados, mas que infelizmente não foram medidos durante esta pesquisa.

Os resultados mostraram ainda que ao analisar o tempo de início da contração dos três músculos avaliados, GM, VMO e VL, nos sujeitos do GC o GM contraía antes do VMO e este antes do VL no período antes do contato inicial, após o contato inicial e durante todo o período não houve diferenças. Estes achados estão de acordo com BRINDLE *et al* [25] que encontraram resultados semelhantes ao avaliar os sujeitos durante a subida e descida de uma escada. Os autores verificaram que o GM apresentou um atraso no início de ativação e menor duração da ativação nos sujeitos com disfunção e que entre o VMO e VL não houve nenhuma diferença. Quando os sujeitos com dor desciam do degrau o GM ativava primeiro que o VMO e o VL. BOLING *et al* [63] na

mesma tarefa funcional, encontraram diferenças entre o tempo de início de ativação do VMO e VL, mas não encontraram diferenças no tempo de início ou duração da ativação do músculo GM entre os grupos estudados.

Existem outros músculos na região do quadril que podem influenciar a cinemática do membro inferior, mas os resultados mostram que o GM tem um papel importante na gênese das disfunções femoropatelares. O atraso e o tempo menor de duração de atividade do GM podem indicar uma incapacidade do músculo de controlar a mobilidade do quadril e membro inferior no plano frontal e transversal. Esta característica fica mais evidente nos resultados obtidos antes do contato inicial. Um tempo maior de ativação do GM nos sujeitos sem DAJ parece funcionar como um mecanismo de estabilização eficiente. CHAUDHARI e ANDRIACCHI [100] afirmaram que um alinhamento neutro do membro inferior e a contração antecipatória dos músculos estabilizadores do quadril (adutores e abdutores) podem reduzir a possibilidade de ruptura do ligamento cruzado anterior do joelho durante a fase de aterrissagem. Programas de exercícios para o complexo pelve-quadril-tronco demonstraram resultados positivos na diminuição da dor, na melhora da função e exibiram mudanças significativas na cinemática do fêmur, diminuindo a adução e a rotação interna [63, 101].

O presente estudo apresenta algumas limitações. A normalização dos sinais de intensidade do EMG pelo pico máximo em um determinado período não é equivalente àquela feita por um teste de esforço máximo. Desse modo, as comparações de intensidades entre músculos diferentes devem ser vistas com alguma reserva, embora venha sendo adotada por vários pesquisadores. Além disso, alguns estudos mostram que este tipo de normalização apresenta menor variabilidade intrassujeitos e com isso maior confiabilidade em atividades dinâmicas [102]. A metodologia para obtenção do início

da contração foi diferente da maioria dos métodos descritos na literatura, por isso é necessário cautela na comparação dos resultados, pois é necessário usar os mesmos métodos para que faça sentido uma comparação. A amostra do estudo, principalmente o GCD, foi pequena e composta por sujeitos que não apresentaram dor durante o teste. O estudo também não avaliou outros possíveis fatores intrínsecos causadores da DAJ, como o ângulo Q, flexibilidade e força muscular. Finalmente o trabalho não permite estabelecer relação de causa e efeito, pois o estudo foi do tipo transversal. É necessário a realização de estudos do tipo longitudinal para determinar se os resultados encontrados são a causa ou efeito das disfunções femoropatelaes.

## **CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO**

Os sujeitos do GCD apresentaram o tempo de início de ativação do VMO e GM menor quando comparado com o GC. O nível de ativação do VMO em relação ao VL no GCD foi significativamente diferentes e a relação VMO:VL também foi diferente no período antes do contato inicial. A FCC evidenciou que a diferença entre o VMO e VL não foi significativa entre os grupos, mas a proporção de sujeitos com atraso no VMO foi mais significativo no GCD.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HINO, A. A. F.; REIS, R. S.; RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R., *et al.*, 2009, "Prevalência de lesões em corredores de rua e fatores associados". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 15: pp. 36-39.
- [2] VAN GENT, R. N.; SIEM, D.; VAN MIDDELKOOP, M., *et al.*, 2007, "Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review". *Br J Sports Med*, 41 v.8: pp. 469-480; discussion 480.
- [3] TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B., *et al.*, 2002, "A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries". *Br J Sports Med*, 36 v.2: pp. 95-101.
- [4] HRELJAC, A., 2005, "Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective". *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 16 v.3: pp. 651-667, vi.
- [5] STEFANICK, G. F., 2004, "Low-tech rehabilitation of bilateral patellofemoral knee pain in a runner: a case study". *J Can Chiropr Assoc*, 48 v.4: pp. 259-265.
- [6] E, L. L. e PADRON, M., 2007, "Anterior knee pain". *Eur J Radiol*, 62 v.1: pp. 27-43.
- [7] HRELJAC, A.; MARSHALL, R. N., e HUME, P. A., 2000, "Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners". *Med Sci Sports Exerc*, 32 v.9: pp. 1635-1641.
- [8] TAUNTON, J. E. e WILKINSON, M., 2001, "Rheumatology: 14. Diagnosis and management of anterior knee pain". *CMAJ*, 164 v.11: pp. 1595-1601.
- [9] CESARELLI, M.; BIFULCO, P., e BRACALE, M., 2000, "Study of the control strategy of the quadriceps muscles in anterior knee pain". *IEEE Trans Rehabil Eng*, 8 v.3: pp. 330-341.
- [10] COQUEIRO, K. R.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; BERZIN, F., *et al.*, 2005, "Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome". *J Electromyogr Kinesiol*, 15 v.6: pp. 596-603.
- [11] COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W., *et al.*, 2001, "Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome". *Arch Phys Med Rehabil*, 82 v.2: pp. 183-189.
- [12] COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W., *et al.*, 2003, "Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy". *J Orthop Res*, 21 v.3: pp. 553-558.

- [13] DUFFEY, M. J.;MARTIN, D. F.;CANNON, D. W., *et al.*, 2000, "Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners". *Med Sci Sports Exerc*, 32 v.11: pp. 1825-1832.
- [14] EARL, J. E.;SCHMITZ, R. J., e ARNOLD, B. L., 2001, "Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction". *J Electromyogr Kinesiol*, 11 v.6: pp. 381-386.
- [15] FELICIO, L. R.;BAFFA ADO, P.;LIPORACCI, R. F., *et al.*, 2011, "Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects". *J Electromyogr Kinesiol*, 21 v.1: pp. 148-153.
- [16] KARST, G. M. e WILLETT, G. M., 1995, "Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome". *Phys Ther*, 75 v.9: pp. 813-823.
- [17] MELLOR, R. e HODGES, P. W., 2005, "Motor unit synchronization is reduced in anterior knee pain". *J Pain*, 6 v.8: pp. 550-558.
- [18] SANTOS, E.;BESSA, S.;LINS, C., *et al.*, 2008, "Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo e vasto lateral durante atividades funcionais em sujeitos com síndrome da dor patelofemural". *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12: pp. 304-310.
- [19] CESARELLI, M.;BIFULCO, P., e BRACALE, M., 1999, "Quadriceps muscles activation in anterior knee pain during isokinetic exercise". *Med Eng Phys*, 21 v.6-7: pp. 469-478.
- [20] SOUZA, D. R. e GROSS, M. T., 1991, "Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain". *Phys Ther*, 71 v.4: pp. 310-316; discussion 317-320.
- [21] OWINGS, T. M. e GRABINER, M. D., 2002, "Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain". *Am J Sports Med*, 30 v.4: pp. 483-487.
- [22] CAVAZZUTI, L.;MERLO, A.;ORLANDI, F., *et al.*, 2010, "Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome". *Gait Posture*, 32 v.3: pp. 290-295.
- [23] POWERS, C. M., 2003, "The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective". *J Orthop Sports Phys Ther*, 33 v.11: pp. 639-646.
- [24] BOLGLA, L. A.;MALONE, T. R.;UMBERGER, B. R., *et al.*, 2008, "Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome". *J Orthop Sports Phys Ther*, 38 v.1: pp. 12-18.

- [25] BRINDLE, T. J.;MATTACOLA, C., e MCCRORY, J., 2003, "Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain". *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11 v.4: pp. 244-251.
- [26] DIERKS, T. A.;MANAL, K. T.;HAMILL, J., *et al.*, 2008, "Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run". *J Orthop Sports Phys Ther*, 38 v.8: pp. 448-456.
- [27] DUGAN, S. A. e BHAT, K. P., 2005, "Biomechanics and analysis of running gait". *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 16 v.3: pp. 603-621.
- [28] NEPTUNE, R. R.;WRIGHT, I. C., e VAN DEN BOGERT, A. J., 2000, "The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running". *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15 v.8: pp. 611-618.
- [29] NOVACHECK, T. F., 1998, "The biomechanics of running". *Gait Posture*, 7 v.1: pp. 77-95.
- [30] CAVANAGH, P. R. e LAFORTUNE, M. A., 1980, "Ground reaction forces in distance running". *J Biomech*, 13 v.5: pp. 397-406.
- [31] NICOLA, T. L. e JEWISON, D. J., 2012, "The anatomy and biomechanics of running". *Clin Sports Med*, 31 v.2: pp. 187-201.
- [32] HAMNER, S. R.;SETH, A., e DELP, S. L., 2010, "Muscle contributions to propulsion and support during running". *J Biomech*, 43 v.14: pp. 2709-2716.
- [33] OUNPUU, S., 1994, "The biomechanics of walking and running". *Clin Sports Med*, 13 v.4: pp. 843-863.
- [34] HRELJAC, A., 2004, "Impact and overuse injuries in runners". *Med Sci Sports Exerc*, 36 v.5: pp. 845-849.
- [35] PANNI, A. S.;BIEDERT, R. M.;MAFFULLI, N., *et al.*, 2002, "Overuse injuries of the extensor mechanism in athletes". *Clin Sports Med*, 21 v.3: pp. 483-498, ix.
- [36] WITVROUW, E.;LYSENS, R.;BELLEMANS, J., *et al.*, 2000, "Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study". *Am J Sports Med*, 28 v.4: pp. 480-489.
- [37] COSCA, D. D. e NAVAZIO, F., 2007, "Common problems in endurance athletes". *American family physician*, 76 v.2: pp. 237.
- [38] RUDZKI, S. J., 1997, "Injuries in Australian Army recruits. Part I: Decreased incidence and severity of injury seen with reduced running distance". *Mil Med*, 162 v.7: pp. 472-476.

- [39] HOOTMAN, J. M.;MACERA, C. A.;AINSWORTH, B. E., *et al.*, 2002, "Predictors of lower extremity injury among recreationally active adults". *Clin J Sport Med*, 12 v.2: pp. 99-106.
- [40] FERREIRA, A. C.;DIAS, J. M. C.;FERNANDES, R. D. M., *et al.*, 2012, "Prevalence and associated risks of injury in amateur street runners from Belo Horizonte, MG". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18 v.4: pp. 252-255.
- [41] JOHNSTON, C. A.;TAUNTON, J. E.;LLOYD-SMITH, D. R., *et al.*, 2003, "Preventing running injuries. Practical approach for family doctors". *Can Fam Physician*, 49: pp. 1101-1109.
- [42] TARTARUGA, L. A. P.;TARTARUGA, M. P.;BLACK, G. L., *et al.*, 2005, "Comparação do ângulo da articulação subtalar durante velocidades submáximas de corrida". *Acta Ortopédica Brasileira*, 13: pp. 57-60.
- [43] KODALI, P.;ISLAM, A., e ANDRISH, J., 2011, "Anterior knee pain in the young athlete: diagnosis and treatment". *Sports Med Arthrosc*, 19 v.1: pp. 27-33.
- [44] BIEDERT, R. M. e SANCHIS-ALFONSO, V., 2002, "Sources of anterior knee pain". *Clin Sports Med*, 21 v.3: pp. 335-347, vii.
- [45] BOYD, C. R.;EAKIN, C., e MATHESON, G. O., 2005, "Infrapatellar plica as a cause of anterior knee pain". *Clin J Sport Med*, 15 v.2: pp. 98-103.
- [46] JACKSON, A. M., 2001, "Anterior knee pain". *J Bone Joint Surg Br*, 83 v.7: pp. 937-948.
- [47] SMITH, A. D.;STROUD, L., e MCQUEEN, C., 1991, "Flexibility and anterior knee pain in adolescent elite figure skaters". *J Pediatr Orthop*, 11 v.1: pp. 77-82.
- [48] WHITE, L. C.;DOLPHIN, P., e DIXON, J., 2009, "Hamstring length in patellofemoral pain syndrome". *Physiotherapy*, 95 v.1: pp. 24-28.
- [49] PATIL, S.;DIXON, J.;WHITE, L. C., *et al.*, 2010, "An electromyographic exploratory study comparing the difference in the onset of hamstring and quadriceps contraction in patients with anterior knee pain". *Knee*.
- [50] EMAMI, M. J.;GHAHRAMANI, M. H.;ABDINEJAD, F., *et al.*, 2007, "Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain". *Arch Iran Med*, 10 v.1: pp. 24-26.
- [51] POST, W. R.;TEITGE, R., e AMIS, A., 2002, "Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox". *Clin Sports Med*, 21 v.3: pp. 521-546, x.
- [52] PERRY, S. D. e LAFORTUNE, M. A., 1995, "Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion". *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10 v.5: pp. 253-257.

- [53] MINKOWITZ, R.;INZERILLO, C., e SHERMAN, O. H., 2007, "Patella instability". *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 65 v.4: pp. 280-293.
- [54] BEVILAQUA GROSSI, D.;PEDRO, V. M., e BÉRZIN, F., 2004, "Análise funcional dos estabilizadores patelares". *Acta Ortopédica Brasileira*, 12: pp. 99-104.
- [55] MALONE, T.;DAVIES, G., e WALSH, W. M., 2002, "Muscular control of the patella". *Clin Sports Med*, 21 v.3: pp. 349-362.
- [56] SANTOS, G. M.;SAY, K. G.;PULZATO, F., *et al.*, 2007, "Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 13: pp. 17-21.
- [57] WONG, Y. M., 2009, "Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad?". *Phys Ther Sport*, 10 v.2: pp. 71-74.
- [58] CHESTER, R.;SMITH, T. O.;SWEETING, D., *et al.*, 2008, "The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis". *BMC Musculoskelet Disord*, 9: pp. 64.
- [59] NAKAGAWA, T. H.;MUNIZ, T. B.;BALDON, R. M., *et al.*, 2011, "Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain". *Rev Bras Fisioter*, 15 v.1: pp. 59-65.
- [60] WILLSON, J. D. e DAVIS, I. S., 2009, "Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain". *J Sport Rehabil*, 18 v.1: pp. 76-90.
- [61] IRELAND, M. L.;WILLSON, J. D.;BALLANTYNE, B. T., *et al.*, 2003, "Hip strength in females with and without patellofemoral pain". *J Orthop Sports Phys Ther*, 33 v.11: pp. 671-676.
- [62] SOUZA, R. B. e POWERS, C. M., 2009, "Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain". *J Orthop Sports Phys Ther*, 39 v.1: pp. 12-19.
- [63] BOLING, M. C. B., LORI A;MATTACOLA, C. G. U., TIM L, e HOSEY, R. G., 2006, "Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome". *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87 v.11: pp. 1428-1435.
- [64] MERLETTI, R.;BOTTER, A.;TROIANO, A., *et al.*, 2009, "Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art". *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24 v.2: pp. 122-134.

- [65] DE LUCA, C. J., 1997, "The use of surface electromyography in biomechanics". *Journal of applied biomechanics*, 13: pp. 135-163.
- [66] SEMCIW, A. I.;PIZZARI, T.;MURLEY, G. S., *et al.*, 2013, "Gluteus medius: An intramuscular EMG investigation of anterior, middle and posterior segments during gait". *J Electromyogr Kinesiol*.
- [67] PARK, B. K.;SONG, H. R.;VANKOSKI, S. J., *et al.*, 1997, "Gait electromyography in children with myelomeningocele at the sacral level". *Arch Phys Med Rehabil*, 78 v.5: pp. 471-475.
- [68] HODGES, P. W. e RICHARDSON, C. A., 1996, "Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis". *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 v.22: pp. 2640-2650.
- [69] BASMAJIAN, J. V. e DE LUCA, C., 1985, "Muscles alive". *Proceedings of The Royal Society of Medicine*, 278: pp. 126.
- [70] STAUDE, G.;FLACHENECKER, C.;DAUMER, M., *et al.*, 2001, "Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods". *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2001 v.1: pp. 67-81.
- [71] LI, X.;ZHOU, P., e ARUIN, A. S., 2007, "Teager–Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection". *Annals of biomedical engineering*, 35 v.9: pp. 1532-1538.
- [72] SOLNIK, S.;DEVITA, P.;RIDER, P., *et al.*, 2008, "Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio". *Acta of bioengineering and biomechanics/Wroclaw University of Technology*, 10 v.2: pp. 65.
- [73] SOLNIK, S.;RIDER, P.;STEINWEG, K., *et al.*, 2010, "Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection". *European journal of applied physiology*, 110 v.3: pp. 489-498.
- [74] SANTOS, S. B. S., "Detecção de início de ativação muscular no eletromiograma com o operador teager-kaiser". Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.
- [75] LAUER, R. T. e PROSSER, L. A., 2009, "Use of the Teager-Kaiser energy operator for muscle activity detection in children". *Annals of biomedical engineering*, 37 v.8: pp. 1584-1593.
- [76] LI, X. e ARUIN, A. *Muscle activity onset time detection using teager-kaiser energy operator*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*. 2005: IEEE.
- [77] DE LUCA, C. J., 2002, "Surface electromyography: Detection and recording". *DelSys Incorporated*, 10: pp. 2011.

- [78] SMOLIGA, J. M.;MYERS, J. B.;REDFERN, M. S., *et al.*, 2010, "Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running". *J Electromyogr Kinesiol*, 20 v.1: pp. e1-9.
- [79] LAM, P. L. e NG, G. Y., 2001, "Activation of the quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain". *Am J Phys Med Rehabil*, 80 v.11: pp. 804-808.
- [80] NELSON-WONG, E.;HOWARTH, S.;WINTER, D. A., *et al.*, 2009, "Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research". *J Orthop Sports Phys Ther*, 39 v.4: pp. 287-295.
- [81] BENDAT, J. S. e PIERSOL, A. G., Random data: Analysis and measurement procedures. Vol. 729. 2011: Wiley.
- [82] PRINCE, F.;WINTER, D.;STERGIOU, P., *et al.*, 1994, "Anticipatory control of upper body balance during human locomotion". *Gait & Posture*, 2 v.1: pp. 19-25.
- [83] BENGOTXEA, A.;DAN, B.;LEURS, F., *et al.*, 2010, "Rhythmic muscular activation pattern for fast figure-eight movement". *Clin Neurophysiol*, 121 v.5: pp. 754-765.
- [84] VIEIRA, T. M.;WINDHORST, U., e MERLETTI, R., 2010, "Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles?". *J Appl Physiol*, 108 v.1: pp. 85-97.
- [85] LI, L. e CALDWELL, G. E., 1999, "Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence". *J Electromyogr Kinesiol*, 9 v.6: pp. 385-389.
- [86] SANCHIS-ALFONSO, V., Anterior knee pain and patellar instability. Vol. 2006: Springer Verlag.
- [87] AQUINO, V. D. S.;FALCON, S. F. M.;NEVES, L. M. T., *et al.*, 2011, "Tradução e adaptação cultural para a língua portuguesa do questionário scoring of patellofemoral disorders: estudo preliminar; Translation and cross-cultural adaptation of the scoring of patellofemoral disorders into portuguese: preliminary study". *Acta ortop. bras*, 19 v.5: pp. 273-279.
- [88] HERMENS, H. J.;FRERIKS, B.;MERLETTI, R., *et al.*, European recommendations for surface electromyography. Vol. 1999: Roessingh Research and Development The Netherlands.
- [89] YANG, J. F. e WINTER, D., 1984, "Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis". *Arch Phys Med Rehabil*, 65 v.9: pp. 517-521.
- [90] O'CONNOR, C. M.;THORPE, S. K.;O'MALLEY, M. J., *et al.*, 2007, "Automatic detection of gait events using kinematic data". *Gait Posture*, 25 v.3: pp. 469-474.

- [91] GRABINER, M. D.;KOH, T., e DRAGANICH, L. F., 1994, "Neuromechanics of the patellofemoral joint". *Med Sci Sports Exerc*, 26 v.7: pp. 0-2.
- [92] HODGES, P. W.;MELLOR, R.;CROSSLEY, K., *et al.*, 2009, "Pain induced by injection of hypertonic saline into the infrapatellar fat pad and effect on coordination of the quadriceps muscles". *Arthritis Rheum*, 61 v.1: pp. 70-77.
- [93] PAL, S.;BESIER, T. F.;DRAPER, C. E., *et al.*, 2012, "Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients". *J Orthop Res*, 30 v.6: pp. 927-933.
- [94] CERNY, K., 1995, "Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome". *Physical Therapy*, 75 v.8: pp. 672-683.
- [95] SHEEHY, P.;BURDETT, R.;IRRGANG, J., *et al.*, 1998, "An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps". *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 27 v.6: pp. 423.
- [96] FEHR, G. L.;CLIQUET JR, A.;CACHO, E., *et al.*, 2006, "Efetividade dos exercícios em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor femoropatelar". *Rev Bras Med Esporte*, 12 v.2: pp. 66-70.
- [97] COWAN, S. M.;CROSSLEY, K. M., e BENNELL, K. L., 2009, "Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain". *Br J Sports Med*, 43 v.8: pp. 584-588.
- [98] WILLSON, J. D.;KERNOZEK, T. W.;ARNDT, R. L., *et al.*, 2011, "Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome". *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26 v.7: pp. 735-740.
- [99] BARTON, C. J.;LACK, S.;MALLIARAS, P., *et al.*, 2013, "Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review". *Br J Sports Med*, 47 v.4: pp. 207-214.
- [100] CHAUDHARI, A. M. e ANDRIACCHI, T. P., 2006, "The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury". *J Biomech*, 39 v.2: pp. 330-338.
- [101] FUKUDA, T. Y.;MELO, W. P.;ZAFFALON, B. M., *et al.*, 2012, "Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up". *J Orthop Sports Phys Ther*, 42 v.10: pp. 823-830.
- [102] BURDEN, A., 2010, "How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we learned from over 25 years of research". *J Electromyogr Kinesiol*, 20: pp. 1023-1035.

## ANEXOS

### ANEXO 1 – Aprovação do projeto de pesquisa pelo comitê de ética da UFRJ



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO  
INSTITUTO DE ESTUDOS DE SAÚDE COLETIVA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

**PARECER Nº10/2011**  
**PROCESSO Nº65/2010**

**Projeto de Pesquisa: Fatores biomecânicos à dor anterior do joelho em corredores recreacionais.**

**Pesquisador: Adriane Mara de Souza Muniz**

O Comitê de Ética em Pesquisa, tendo em vista o que dispõe a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, resolve APROVAR o presente projeto. Informamos que o CEP está à disposição do pesquisador para quaisquer esclarecimento ou orientação que se façam necessários no decorrer da pesquisa.

Lembramos que o pesquisador deverá apresentar relatório da pesquisa no prazo de um ano a partir desta data.

Cidade Universitária, 09 de fevereiro de 2011.

  
Marisa Palácios  
Coordenadora CEP/IESC

Instituto de Estudos de Saúde Coletiva-CCS/UFRJ  
Praça Jorge Machado Moreira, 100 - Cidade Universitária  
Ilha do Fundão - Rio de Janeiro RJ  
CEP: 21.941-598 - Rio de Janeiro -  
Tel:(021) 2598 9293 Tel/Fax:(021) 2270 0097  
e-mail: cep@iesc.ufrj.br

*adriane\_muniz@yahoo.com.br*

## ANEXO 2 – Escala de desordens patelofemorais (Questionário KUJALA)

1. Ao andar, você manca?

- (a) Não (5)
- (b) Às vezes (3)
- (c) Sempre (0)

2. Você sustenta o peso do corpo?

- (a) Sim, totalmente sem dor (5)
- (b) Sim, mas com dor (3)
- (c) Não, é impossível (0)

3. Você caminha:

- (a) Sem limite de distância (5)
- (b) Mais de 2 km (3)
- (c) Entre 1 a 2 km (2)
- (d) Sou incapaz de caminhar (0)

4. Para subir e descer escadas você:

- (a) Não tem dificuldade (10)
- (b) Tem leve dor apenas ao descer (8)
- (c) Tem dor ao descer e ao subir (5)
- (d) Não consegue subir nem descer escadas (0)

5. Para agachar você:

- (a) Não tem dificuldade (5)
- (b) Sente dor após vários agachamentos (4)
- (c) Sente dor em um/cada agachamento (3)
- (d) Só é possível descarregando parcialmente o peso do corpo na perna afetada (2)
- (e) Não consegue (0)

6. Para correr você:

- (a) Não tem dificuldade (10)
- (b) Sente dor após 2 km (8)
- (c) Sente dor leve desde o início (6)
- (d) Sente dor forte (3)
- (e) Não consegue (0)

7. Para pular você:

- (a) Não tem dificuldade (10)
- (b) Tem leve dificuldade (7)
- (c) Tem dor constante (2)
- (d) Não consegue (0)

8. Em relação à sentar-se prolongadamente com os joelhos flexionados:

- (a) Não sente dor (10)
- (b) Sente dor ao sentar somente após realização de exercício (8)
- (c) Sente dor constante (6)

- (d) Sente dor que faz com que tenha que estender os joelhos por um tempo (4)
- (e) Não consegue (0)

9. Você sente dor no joelho afetado?

- (a) Não (10)
- (b) Leve e às vezes (8)
- (c) Tenho dor que prejudica o sono (6)
- (d) Forte e às vezes (3)
- (e) Forte e Constante (0)

10. Quanto ao inchaço:

- (a) Não apresento (10)
- (b) Tenho apenas após muito esforço (8)
- (c) Tenho após atividades diárias (6)
- (d) Tenho toda noite (4)
- (e) Tenho constantemente (0)

11. Em relação a sua **DOR** aos deslocamentos patelares anormais (subluxações):

- (a) Está ausente (10)
- (b) Às vezes em atividades esportivas (6)
- (c) Às vezes em atividades diárias (4)
- (d) Pelo menos um deslocamento comprovado (2)
- (e) Mais de dois deslocamentos (0)

12. Você perdeu massa muscular (Atrofia) da coxa?

- (a) Nenhuma (5)
- (b) Pouca (3)
- (c) Muita (0)

13. Você tem dificuldade para dobrar o joelho afetado?

- (a) Nenhuma (5)
- (b) Pouca (3)
- (c) Muita (0)