

**DÉBORA BEVILAQUA GROSSO**  
**Fisioterapeuta**

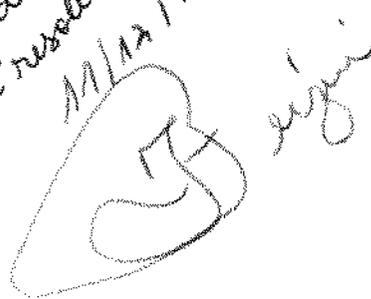
**ANÁLISE FUNCIONAL DOS ESTABILIZADORES  
DA PATELA - ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental (Área de Anatomia) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, para obtenção do título de Doutor em Ciências.

**PIRACICABA**  
**1998**

- exemplar  
então mente  
de acordo  
a resolução CCF 6036/83  
11/11/98

**DÉBORA BEVILAQUA GROSSO**  
**Fisioterapeuta**



**ANÁLISE FUNCIONAL DOS ESTABILIZADORES DA PATELA -  
ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Bucodental (Área de Anatomia) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, para obtenção do título de Doutor em Ciências

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

1998

**PIRACICABA**  
**1998**

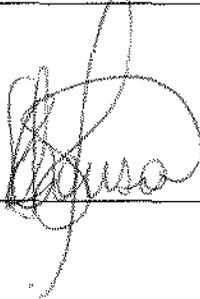
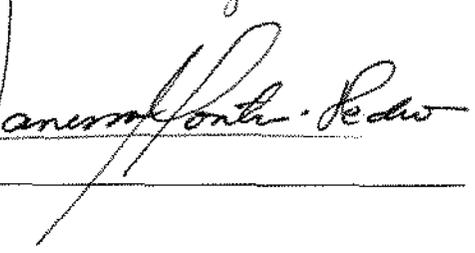
UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 04 de Dezembro de 1998, considerou a candidata DEBORA BEVILAQUA GROSSO aprovada.

1. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN 
2. Prof. Dr. GILMAR DA CUNHA SOUSA 
3. Profa. Dra. CLAUDIA REGINA SGOBBI DE FARIA 
4. Prof. Dr. CARLOS ROBERTO HOPPE FORTINGUERRA 
5. Profa. Dra. VANESSA MONTEIRO PEDRO 

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Rubens e Luzia**

Por serem incansáveis em colaborar,  
Exemplos de Vida e Doação,  
Por construírem nossa casa sobre a  
Rocha, que é **JESUS**.

Ao meu irmão e irmãs,  
meus cunhados e cunhada, pela  
presença e apoio constantes e ao meu  
sobrinho e sobrinhas pela inocência e alegria.

Ao meu esposo **Valdir**,  
fiel na alegria e na tristeza.  
Por saber demonstrar Amor,  
Não medindo esforços para me fazer feliz!  
"Já não somos dois, mas uma só carne".

Ao **Pedro** e ao **João Paulo**,  
Dons de Deus e maior Graça de  
nossas vidas, pelo Amor inocente e  
puro, que nos impulsiona viver.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao Prof. Dr. **Fausto Bérzin** e sua esposa **María da Graça**, casal adorável que na simplicidade exortam, corrigem, auxiliam, compreendem, amparam, incentivam, animam....muito obrigada!

À prof.<sup>a</sup> Dra. **Vanessa Monteiro Pedro**, do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar – SP), em última instância responsável por este Título, uma vez que me conduziu à pós-graduação e sempre acreditou em mim (mais do que eu mesma), que me permitiu desfrutar da sua convivência e integrar seu grupo de trabalho. A quem eu devo em grande parte meu crescimento como docente. Minha gratidão, admiração e reconhecimento.

*“Ao Rei dos Reis, Senhor dos Senhores  
Minha fortaleza, meu escudo,  
Minha proteção”*

*“Nada te perturbe,  
Nada te amedronte,  
Tudo passa  
A paciência tudo alcança.  
Quem tem Deus,  
Nada falta,  
Só DEUS basta”.*  
**Santa Teresa d'Ávila.**

## AGRADECIMENTOS

À **minha família**, que sempre me apoiou, amparou, incentivou e intercedeu por mim em toda esta trajetória, partilho com todos vocês esta conquista.

Aos **voluntários** que participaram deste experimento, sem os quais não teria sido possível a realização deste trabalho.

À **Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP)**, pela liberação de minhas atividades docentes para execução desta pesquisa.

Aos **alunos do Curso de Fisioterapia** da Universidade Metodista de Piracicaba, que sempre representaram um forte estímulo nesta jornada.

Aos professores do Departamento de Fisioterapia com os quais pude dividir bons e maus momentos, especialmente aos professores da Clínica de Fisioterapia: **Marta Drummond Sampaio Correa, Izabel Baraldi e Silvia José de Matos Colombo**.

À **Marisa Siqueira e Marta Eunice Costa**, secretárias da Clínica de Fisioterapia da UNIMEP, e D. **Anita Fabian Costa**, que me acolheram com carinho e permitiram um agradável convívio neste período.

Aos amigos de Curso: **Rinaldo, Carlos, Cristiane, Ricarte, Paulo, Gilmar e Rubinho**, pela amizade, companheirismo e solidariedade.

Ao prof. **Dr. Gilmar da Cunha Sousa**, amigo de todas as horas, companheiro desde o início dessa caminhada, dividir nossas lutas e dificuldades foi enriquecedor para mim.

Ao amigo, prof. **Rinaldo Guirro**, pelo auxílio na confecção dos slides e por todos os outros inúmeros auxílios neste período.

A amiga, prof<sup>a</sup>. **Dra. Cláudia Maria Navarro**, da Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP), quem primeiro me recebeu e acolheu em Piracicaba, por seu estímulo, sua disposição e amizade.

Ao meu esposo **Valdir**, que além de tudo, me auxiliou na realização dos experimentos e na digitação das referências.

Ao **prof. Pedro Carlos Oprime**, pesquisador do Núcleo de Investigações Tecnológicas (NIT- UFSCar) e professor da Faculdades Claretianas, pelo auxílio na execução da análise estatística.

Aos meus professores do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos - **UFSCar**, que tiveram um papel decisivo na minha formação e no meu interesse pela pós-graduação.

Aos professores **Dr. Sérgio Roberto Peres Line** e **Dr. Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra**, ex-coordenadores do Curso de Pós-graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

A todos os **professores do Curso de Pós-graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental – FOP/UNICAMP**, que orientaram o nosso estudo em matérias que quase sempre representaram um verdadeiro desafio.

A todas as pessoas, em especial aos **amigos** e com os quais tive a oportunidade de conviver nesta passagem por Piracicaba, e todos os que colaboraram direta ou indiretamente na realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

## SUMÁRIO

	folha
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	xii
LISTA DE TERMOS TÉCNICOS.....	xvi
RESUMO.....	xx
INTRODUÇÃO.....	01
REVISÃO DA LITERATURA.....	04
PROPOSIÇÃO.....	49
MATERIAL E METODOS.....	51
RESULTADOS.....	60
DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	70
CONCLUSÕES.....	90
ANEXOS.....	93
SUMMARY.....	97
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99

## **LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figuras		Folha
1	Mesa flexo-extensora que manteve o voluntário sentado com uma estabilização axilar <b>(a)</b> e pélvica <b>(b)</b> , com o quadril e o joelho fletidos a 90°. Um dispositivo <b>(c)</b> foi posicionado cerca de 2 cm acima do maléolo, que através de uma haste de fixação <b>(d)</b> , permitiu a realização da contração isométrica voluntária máxima <b>(CIVM)</b> nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho.	53
2	Porção superficial do músculo <b>VLO</b> na vista lateral do joelho, em <b>(A)</b> , observa-se o tracto iliotibial <b>(TIT)</b> recobrimdo completamente o músculo <b>VLO</b> e formando o retináculo lateral <b>(RL)</b> . <b>(B)</b> Rebatido o <b>TIT</b> , evidencia-se o músculo <b>VLO</b> , desde o início do seu ventre muscular, no ponto distal <b>(PD)</b> , até ser recoberto pelo músculo <b>VLL</b> , no ponto proximal <b>(PP)</b> da sua porção superficial.	55
3	Para servir de parâmetro na colocação dos eletrodos foi traçada uma linha da espinha íliaca ântero-superior <b>(EIAS)</b> até o centro da patela <b>(C)</b> , que é a mesma referência para a medida do ângulo quadriciptal <b>(Q)</b> . Os eletrodos foram posicionados seguindo o alinhamento das fibras dos músculos <b>VMO</b> , <b>VLO</b> e <b>VLL</b> . Para a colocação dos eletrodos sobre o <b>VLO</b> além da inclinação foram consideradas as medidas superficiais deste músculo, tendo como referência os pontos proximal <b>(PP)</b> e distal <b>(PD)</b> à partir do epicôndilo lateral <b>(EL)</b> .	57

- 4 Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ). A atividade do músculo VMO na CIVM 15°, foi estatisticamente maior do que a atividade dos músculos VLL e VLO, que por sua vez não apresentaram diferenças entre si, com alfa de 5% (n=21). 62
- 5 Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ) na CIVM 50°. Todos os músculos analisados foram diferentes entre si. A atividade eletromiográfica do VMO é a nível de 5%, estatisticamente maior do que a do músculo VLO, que por sua vez é superior a do músculo VLL (n=21). 64
- 6 Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ) na CIVM 90°. A atividade elétrica do VMO é a nível de 5%, estatisticamente maior do que a do músculo VLO, que por sua vez é superior a do músculo VLL (n=21). 66
- 7 Atividade dos músculos VLL, VLO e VMO nas CIVM de extensão à 15°, 50° e 90° de flexão do joelho. A atividade eletromiográfica dos músculos foi sempre significativamente diferente, com exceção da atividade do VLL e VLO na CIVM 15°. Alfa de 0.05, indicando um intervalo de confiança de 95%, (n=21). 67

8	Atividade observada em cada movimento (15°, 50° e 90° de flexão do joelho) agrupados por músculos. O músculo VLL é mais ativo a 15°, depois a 50° e apresenta como o VLO e o VMO, a menor atividade a 50°. Os músculos VLO e VMO, mostraram maior atividade a 90°, e em seguida a 15°.	68
---	--	----

## **Tabelas**

1	Análise de variância (ANOVA) considerando os fatores: músculo, indivíduo e movimento e a interação entre eles.	69
2	Comparação múltipla das médias da atividade eletromiográfica em RMS ( $\mu$ V) observada nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho dos músculos VMO, VLL e VLO, (n=21).	69

## **LISTA DE TERMOS TÉCNICOS**

## LISTA DE TERMOS TÉCNICOS

**ÂNGULO Q:** ângulo formado pela intersecção de duas retas: uma que dirige-se da espinha ilíaca ântero-superior ao centro da patela e outra do centro da patela à tuberosidade anterior da tibia. Este ângulo mede a divergência entre o músculo quadríceps da coxa e o tendão patelar.

**CCA:** Cadeia Cinética Aberta, exercícios realizados com o segmento distal livre.

**CCF:** Cadeia Cinética Fechada, exercícios realizados com o segmento distal fixo ou movendo-se sobre uma superfície.

**GLIDE PATELAR:** Deslizamento patelar no plano transversal.

**LCA:** Ligamento Cruzado Anterior, responsável pela estabilização ântero-posterior do joelho.

**QS:** Quadriceps setting, exercícios de "endurecimento" do músculo quadríceps, por exemplo apertando a fossa poplíteia contra a superfície da maca ou uma resistência (pequena toalha ou travesseiro).

**RELEASE LATERAL:** Liberação cirúrgica do retináculo lateral e fibras distais do músculo vasto lateral oblíquo, técnica cirúrgica utilizada para a descompressão femoropatelar.

**SA:** Short Arc, exercícios realizados num pequeno arco de movimento, como os últimos graus de extensão do joelho.

**SDF:** Síndrome de Dor Femoropatelar, patologia que comumente acomete a articulação do joelho, com várias sinonímias. É mais comum em adultos jovens e pessoas do sexo feminino.

**SHIFT PATELAR:** Deslocamento ou translação mediolateral da patela no plano frontal.

**SLR:** Straight Leg Raise, exercícios de levantar a perna estendida, executando um movimento isotônico no quadril e isométrico no joelho. Podem ser realizados na flexão, extensão, adução ou abdução da coxa, ou ainda combinando estes movimentos.

**STEP-DOWN:** Exercício de cadeia cinética fechada onde o indivíduo apoiado com os dois pés sobre o degrau, posiciona um dos membros no chão e desce o degrau.

**STEP-UP:** Exercício de cadeia cinética fechada, que é realizado apoiando um dos pés sobre um degrau (de frente ou de costas) e subindo o degrau.

**TAPPING:** Técnica que utiliza bandagens funcionais para o realinhamento da patela. A bandagem é aplicada firmemente sobre a pele para corrigir a orientação patelar promovendo a correção passiva da subluxação, inclinação e rotação patelar.

**TESTE DE OBER:** Teste utilizado para detectar o encurtamento do tracto iliotibial. Realizado com o paciente em decúbito lateral, o membro apoiado na maca é fletido e o membro a ser testado é abduzido e estendido e o joelho é fletido à 90°. O examinado solta o membro para que volte à maca, se o membro não voltar é indicativo de retração do tracto iliotibial.

**TESTE DO GLIDE PATELAR:** Teste da hipermobilidade passiva, realizado com o joelho fletido cerca de 20° a 30° e o músculo quadríceps da coxa relaxado. O examinador desloca a patela medialmente, se este

deslocamento for maior do que quatro quadrantes, a patela é considerada hipermóvel, ao passo que se o deslocamento for de um quadrante sugere-se uma retração lateral.

**TILT PATELAR:** Inclinação patelar no plano transversal, angulação da patela sobre o seu eixo craniocaudal.

**VLL:** Músculo vasto lateral longo, porção longa do músculo vasto lateral, que recobre parte do músculo vasto lateral oblíquo. A inclinação de suas fibras em relação ao eixo femoral está em torno de 11° a 16°.

**VLO:** Músculo vasto lateral oblíquo, porção oblíqua do músculo vasto lateral. Origina-se do septo intermuscular lateral e insere-se na borda superolateral da patela, interdigitando-se no retináculo lateral e tracto iliotibial. Em relação ao eixo femoral, suas fibras se inclinam cerca de 50°.

**VMO:** Músculo vasto medial oblíquo, porção oblíqua do músculo vasto medial, origina-se principalmente das fibras do músculo adutor magno, suas fibras apresentam 50° a 55° de inclinação com o eixo femoral.

**RESUMO**

## RESUMO

A proposta deste trabalho foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) verificando se havia diferença de atividade entre estas porções relacionando com a atividade de outro importante estabilizador dinâmico da patela: o m. vasto medial oblíquo (VMO). Foram estudados 21 voluntários sendo 10 do sexo feminino e 11 do sexo masculino (idade  $X=23,3$  s 2,9) sem história de disfunção osteomioarticular no joelho. Os sinais eletromiográficos foram coletados utilizando-se um eletromiógrafo computadorizado VIKING II, de oito canais e três pares de mini eletrodos de superfície tipo Beckman. A atividade eletromiográfica foi obtida a partir de uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho. Os dados foram submetidos à análise de variância e aplicado o teste do Intervalo de Confiança. Os resultados evidenciaram que os músculos VLL e VLO apresentam diferenças funcionais entre si especialmente na CIVM a 50° e 90°. O VMO foi mais ativo em todos os ângulos estudados, porém a maior diferença de ativação com o VLL e VLO se deu nos ângulos de 50° e 90°. Os músculos VMO e VLO apresentaram um comportamento semelhante, sugerindo uma função antagonista na estabilização da patela. Os músculos VLL, VLO e VMO parecem desempenhar um importante papel no equilíbrio e tracionamento patelar, agindo como estabilizadores dinâmicos desta articulação.

**Palavras-chave:** Eletromiografia, músculo, membros inferiores, joelho.

## INTRODUÇÃO

## INTRODUÇÃO

Cerca de 50% das lesões músculo-esqueléticas envolvem a articulação do joelho (DOUCETTE & GOBLE,1992) sendo as alterações da articulação femoropatelar a causa mais comum destas lesões (FOX,1975; GOODFELLOW et al. ,1976; LeVEAU & ROGERS, 1980; WOODAL & WELSH, 1990; DOUCETTE & GOBLE,1992 e RUFFIN & KININGHAM,1993). As forças que cruzam essa articulação estão entre as maiores de todo o corpo (HUGSTHON et al., 1984; RUFFIN & KININGHAM,1993), conseqüentemente, possui a cartilagem articular mais espessa do organismo (EVANS,1986; ECKSTEINS et al.,1992). A estabilidade da articulação femoropatelar segundo KETTELKAMP (1981), é mais dinâmica do que estática, sendo exercida pela ação do músculo vasto lateral que com o auxílio do tracto iliotibial atua principalmente como extensor e do músculo vasto medial que traciona a patela medialmente na extensão (LIEB & PERRY, 1968; BOSE et al. , 1980; HOWSE, 1984; SWENSON et al., 1987; SOUZA & GROSS, 1991).

Uma das características mais comuns nos pacientes com dor femoropatelar é o desalinhamento do mecanismo extensor, que resulta em atrofia e diminuição da força do músculo vasto medial e desequilíbrio entre os componentes lateral e medial do quadríceps (SOUZA & GROSS, 1991; VÄÄTÄINEN et al., 1995).

O músculo vasto medial tem sido objeto de estudo de vários autores e apesar de não constar na NOMINA ANATOMICA (1985) e nas obras clássicas de anatomia, como por exemplo: WARWICK & WILLIAMS (1973); TESTUT & LATARGET (1988), para autores como LIEB & PERRY (1968), BOSE et al. (1980), SCHARF et al. (1986), WEINSTABL et al. (1989) e THIRANAGAMA (1990), este músculo é dividido em duas porções: uma proximal, denominada de vasto medial longo (VML) e outra distal, vasto medial oblíquo (VMO). Sabe-se que estas porções do músculo vasto medial apresentam entre si diferenças anatômicas (LIEB & PERRY, 1968; BOSE et al., 1980; WEINSTABL et al., 1989;

JAVADPOUR et al., 1991), funcionais (LIEB & PERRY, 1971; GOODFELLOW et al., 1976; BOSE et al., 1980; HUGHSTON et al., 1984; RUFFIN & KININGHAM, 1993), histoquímicas (TRAVNIK et al., 1995) e também no padrão de inervação (LIEB & PERRY, 1968; SCHARF et al., 1985; THIRANAGAMA, 1990).

Apenas recentemente o músculo vasto lateral passou a ser pesquisado detalhadamente e dividido em duas porções : uma longa e outra oblíqua (SCHARF et al., 1986; WEINSTABL et al., 1989; JAVADPOUR et al., 1991 e BEVILAQUA-GROSSO, 1996). SCHARF et al. (1986) foram os primeiros que descreveram o músculo vasto lateral dividido em duas porções que denominaram de vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral oblíquo (VLO), não encontrando na literatura anatômica e clínica, citações anteriores. O músculo VLO passou a ser estudado também em função da realização do *release* lateral, HALLISEY et al. (1987) verificaram que a liberação da inserção do VLO diminui o tempo de recuperação pós-operatória, quando comparado com a transecção de todo o vasto lateral (VL).

Apesar de WEINSTABL et al. (1989), sugerirem diferenças funcionais entre os músculos VLL e VLO, poucos são os trabalhos encontrados na literatura pesquisada que estudaram eletromiograficamente estes músculos. Da mesma forma, a comparação com a atividade do VMO e a discussão da estabilização da patela na maioria dos trabalhos é realizada com somente com o músculo VLL.

## REVISÃO DE LITERATURA

## REVISÃO DE LITERATURA

### ANATOMIA

Serão descritos inicialmente os aspectos referentes à Anatomia Funcional dos músculos estudados: vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) bem como das estruturas associadas, como tracto iliotibial e retináculo lateral. Até o presente momento, no levantamento realizado para este trabalho, não se encontra a descrição destes músculos, separadamente, em porções longa e oblíqua nos livros textos de Anatomia.

DUCHENE (1867), em seu clássico trabalho "The Physiology of Motion", denominou o músculo quadríceps de *triceps femoris* e considerou inconveniente separar os músculos vasto medial e vasto lateral como duas partes distintas, independentes ou capazes de agir independentemente da outra, já que, de acordo com o Autor, estas porções são inseparáveis em sua ação fisiológica, constituindo um único músculo que poderia ser chamado de *biceps extensor femoris* pois contraem juntos para dirigir a patela para cima e sua ação isolada poderia criar um distúrbio pela diminuição da capacidade de extensão da perna. Considerava ainda importante a direção dos tendões do quadríceps pois as alterações dos mesmos poderia predispor à luxações femoropatelares.

Atualmente, está estabelecido que o músculo quadríceps da coxa é composto por mais de quatro porções que apresentam diferenças anatômicas e funcionais entre si. LAST em 1952, já salientava que não eram todas as fibras do músculo vasto lateral que se originavam do fêmur como estabelecido até então, pois uma considerável massa muscular da porção inferior desse músculo originava-se diretamente do septo intermuscular lateral, sendo uma primeira referência da porção oblíqua do músculo vasto lateral, da mesma forma citava a presença de fibras distais do músculo vasto medial com fibras alinhadas horizontalmente, inseridas na borda medial da patela, sendo responsável pela estabilidade da patela no côndilo femoral e a porção que mais rapidamente sofre atrofia numa lesão desta articulação. O mesmo Autor descreveu o músculo

quadríceps da coxa como o músculo mais "bonito" do corpo com suas quatro porções diferindo uma da outra admiravelmente adaptadas para esse propósito, sendo o músculo vasto lateral a maior massa muscular do quadríceps com a porção superior mais ampla estreitando-se distalmente. A parte superior do vasto lateral encontra-se entre os músculos glúteo máximo, tracto iliotibial e o septo intermuscular lateral, apresentando uma aponeurose na sua superfície. A borda superior e anterior do músculo vasto lateral é, segundo o mesmo autor, unida ao músculo vasto intermédio, que distalmente torna-se tendinoso apresentando uma aponeurose profunda com uma borda tendinosa. A superfície medial e profunda desse músculo apresenta uma porção distal coberta por uma lâmina mais espessa e forte do que a própria fáscia-lata. O tendão do vasto lateral apresenta expansões que se localizam entre o tendão do reto femoral, revestindo-o e vasto intermédio, terminando juntos.

Em relação aos trabalhos que estudaram a Anatomia dos músculos VLL, VLO e VMO, em 1968, LIEB & PERRY realizaram um estudo pioneiro para estabelecer as funções do quadríceps e determinar o alinhamento das fibras dos seus componentes. Para tanto, dissecaram 6 cadáveres determinando a direção das fibras do músculo quadríceps da coxa em relação ao eixo femoral. Houve maior dificuldade para determinar a direção dos vastos já que suas fibras enrolam-se circunferencialmente no eixo do fêmur num curso oblíquo, observando que suas fibras tendem a divergir e convergir em algum grau. Os Autores verificaram que o músculo vasto medial apresentava duas porções distintas: uma porção longa que denominaram de vasto medial longo e outra oblíqua, chamada de vasto medial oblíquo devido ao alinhamento das suas fibras e à presença de uma fáscia areolar plana dividindo essas duas porções. Essas porções apresentaram em relação ao eixo femoral as seguintes angulações: 15 a 18 graus para a porção longa e 50 a 55 graus para a porção oblíqua. Foi analisado também o músculo vasto lateral encontrando de 12 a 15 graus de inclinação das suas fibras no plano frontal, reconhecendo, no entanto, uma maior obliquidade das fibras distais, não fazendo referências à presença de uma porção oblíqua, como no vasto medial.

A porção distal do músculo vasto medial foi estudada também por BOSE et al. (1980), que descreveram o músculo vasto medial oblíquo originando-

se do tendão do músculo adutor longo e principalmente do adutor magno, bem como do septo intermuscular medial com suas fibras oblíquas ou transversas estabilizando a patela contra o fêmur, especialmente nos últimos graus de extensão. Em outros primatas, de acordo com os Autores, o músculo vasto medial se origina exclusivamente no fêmur, portanto a origem do VMO nos músculos adutores da coxa, parece ser uma adaptação à marcha bípede.

HUGHSTON et al. (1984), consideraram os ângulos de inserção do músculo quadríceps da coxa muito importantes para o entendimento da estabilidade patelar e analisando as desordens do mecanismo extensor que preferem chamar de desacelerador, fazem um estudo desses ângulos de inserção na patela dos diferentes componentes do quadríceps relatando os seguintes valores: músculo vasto medial oblíquo 65 graus, vasto medial longo 50 graus e vasto lateral 30 a 40 graus possuindo uma união tendinosa extremamente forte no pólo superolateral da patela, no entanto como LIEB & PERRY(1968), sem considerar a presença de uma outra porção oblíqua lateralmente.

NAVARRO et al. (1985), estudaram a inserção do músculo vasto medial em 60 joelhos, sendo 30 do sexo feminino e 30 do sexo masculino e não encontraram diferenças entre os sexos que pudessem justificar a etiologia das luxações e subluxações patelares mais freqüentes no sexo feminino. Concluíram que as fibras mais inferiores são horizontalizadas e inserem-se na base e margem medial da patela.

SCHARF et al. (1986), através da dissecação de 115 joelhos encontraram em todas as peças uma separação clara entre a porção longa que se insere na base da patela, denominada de vasto medial longo, e a porção curta que se insere na margem medial da patela, o vasto medial oblíquo. Da mesma forma na dissecação do músculo vasto lateral em 42 membros encontraram em todos eles uma separação em duas cabeças: uma cabeça longa inserida na base da patela, o vasto lateral longo e outra curta inserida na margem lateral da patela, o vasto lateral oblíquo. A inclinação das fibras variou de  $15^{\circ}$  a  $18^{\circ}$  para o VML,  $46^{\circ}$  a  $52^{\circ}$  para o VMO e  $10^{\circ}$  a  $17^{\circ}$  para o VLL e entre  $26^{\circ}$  e  $41^{\circ}$  para o VLO. Os Autores não encontraram citação anterior da descrição do músculo VLO na literatura anatômica ou clínica.

CARNEIRO FILHO et al. (1986), estudaram em 30 cadáveres, sendo 15 mulheres e 15 homens, a inserção do músculo vasto lateral na patela, na tentativa de elucidar a etiologia da instabilidade femoropatelar, não encontrando diferenças estatisticamente significantes entre os sexos. Paralelamente, estudaram as estruturas anatômicas que fazem parte da região ântero-lateral do joelho e concluíram que o músculo vasto lateral insere-se na porção distal do tendão do músculo reto da coxa, na base e margem lateral da patela e suas fibras distais continuam por uma expansão aponeurótica que reforça a região ântero-lateral do joelho alcançando o côndilo lateral da tíbia e contribuindo para a formação do retináculo lateral.

HALLISEY et al. (1987), dissecaram 41 membros inferiores, sendo 20 mulheres e 21 homens, para estudarem a relação entre o eixo longitudinal da patela e o ângulo de inserção dos músculos vasto lateral longo e vasto lateral oblíquo e verificarem se havia diferenças entre os sexos, já que as mulheres são mais suscetíveis à lateralização e ao mau alinhamento da patela. Os Autores também estudaram a Anatomia da junção do tendão do músculo vasto lateral e a patela, com o objetivo de favorecer o entendimento da estabilidade da articulação do joelho bem como justificar a realização do *release* lateral nas fibras oblíquas do vasto lateral oblíquo, que de acordo com os resultados do trabalho, apresentaram um tempo de recuperação pós-cirúrgica menor do que quando é feita a transecção de toda a inserção tendinosa do vasto lateral. Na análise do padrão de inserção, os Autores encontraram três padrões distintos. No primeiro padrão, o músculo vasto lateral oblíquo origina-se sob o ventre muscular do vasto lateral longo e, então, circula inferior e anteriormente para se inserir obliquamente junto a esse mesmo músculo no tendão do quadríceps. No segundo padrão, as fibras do músculo vasto lateral oblíquo nem sempre se unem completamente ao tendão do músculo quadríceps da coxa. Ao invés disso elas "atravessam" inferiormente para interdigitar-se com as fibras oblíquas superficiais do retináculo lateral. No terceiro padrão, a porção do músculo vasto lateral no tendão do músculo quadríceps da coxa nem sempre se dirige completamente sobre a patela para unir-se ao ligamento patelar, pois algumas fibras interdigitam-se com as fibras superficiais oblíquas do retináculo lateral e recebem o músculo vasto lateral oblíquo sem contribuir para o ligamento patelar. Na análise dos ângulos de

inclinação da porção oblíqua do músculo vasto lateral, os valores encontrados foram de 48,52 graus para os homens e 38,56 graus para mulheres, medidos em relação à patela com a perna em extensão total.

WEINSTABL et al. (1989), com os mesmos dados de SCHARF et al. (1986), discutem a importância clínica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo na estabilização da patela e na manutenção do equilíbrio femoropatelar. Consideram que os músculos vasto medial e vasto lateral são divididos em duas porções distintas anatomicamente, constituindo músculos independentes. Os Autores sugeriram a inclusão desses dois termos na Nomina Anatômica: músculo vasto medial oblíquo e músculo vasto lateral oblíquo podendo assim contribuir para o reconhecimento da importância dessas estruturas no alinhamento da patela.

THIRANAGAMA (1990), analisou o padrão de inervação do músculo vasto medial oblíquo e evidenciou que as fibras mais inferiores recebem maior suprimento nervoso e apresentam uma morfologia distinta entre os primatas, sendo única no homem. Os seus resultados sugerem que o VMO apresenta um padrão de inervação tripartido.

WILLAN et al. (1990), através da secção transversal das coxas de 40 cadáveres, sendo 19 mulheres e 21 homens, estudaram a morfologia macroscópica do quadríceps da coxa especialmente o músculo vasto lateral, encontrando em 1/3 das peças uma cabeça adicional. Distalmente, a união entre o vasto lateral e o vasto intermédio variou desde a fusão completa a menos de 1/3 de união entre os músculos. Discreta lâmina tendinosa origina-se do vasto lateral em 29% das peças. Os Autores não encontraram diferença nos músculos entre homens e mulheres.

JAVADPOUR et al. (1991), dissecaram 15 membros inferiores e demonstraram que o tendão do músculo quadríceps da coxa é basicamente constituído de três lâminas, além dos vastos medial e lateral apresentarem um componente longo e outro oblíquo com diferenças na origem e inserção, bem como, no alinhamento de suas fibras, desempenhando importantes funções na estabilização e alinhamento da patela.

Com a finalidade de se encontrar parâmetros anatômicos para o estudo funcional dos músculos VLO e VLL, BEVILAQUA-GROSSO em 1996,

analisou o padrão de inserção e a localização anatômica desses músculos descrevendo que o VLO se encontra em média a 2,2 cm do epicôndilo lateral, prolongando-se até 11,15 cm deste, possuindo portanto, um comprimento superficial de 8,95 cm em média. Seus resultados evidenciaram que o VLO encontra-se recoberto pelo tracto iliotibial com suas fibras interdigitadas no tracto iliotibial e retináculo lateral conferindo à essas estruturas estáticas um caráter dinâmico. A fim de orientar um futuro estudo funcional foram também analisados os ângulos de inserção do VLL e VLO, os valores encontrados em média foram de  $13,6^{\circ}$  de inclinação em relação ao eixo do fêmur para o VLL e  $50,4^{\circ}$  para o VLO.

O tracto iliotibial e o retináculo lateral apresentam uma íntima relação com o desalinhamento e a dor femoropatelar, sendo assim, alguns aspectos de sua Anatomia serão também considerados.

KAPLAN (1958), fez uma revisão sobre a Anatomia e função do tracto iliotibial o qual é representado por fibras longitudinais. Essas fibras não são completamente diferenciadas da fáscia lata e aderem firmemente ao septo intermuscular lateral, ao músculo bíceps da coxa e ao músculo vasto lateral, inserindo-se na linha áspera entre o músculo vasto lateral e o fêmur e conectada na parte superior com o septo intermuscular lateral. O tracto iliotibial é livre de inserções ósseas somente entre a porção superior do côndilo femoral e o tubérculo lateral da tibia. O tracto iliotibial é tenso também no cadáver onde obviamente não existe contração muscular. Examinando a porção distal do tracto iliotibial na coxa, o mesmo Autor, observou que ele se torna cada vez mais espesso na porção distal e é conectado por suas fibras na borda lateral da patela. Concluiu que o tracto iliotibial é um ligamento estirado entre a crista ilíaca e a superfície lateral da tibia, intimamente conectado ao septo intermuscular lateral e fixado longitudinalmente na linha áspera do fêmur.

MERCHANT & MERCER (1974), descreveram o compartimento lateral do joelho fazendo as seguintes considerações: o músculo vasto lateral não está somente unido ao tendão do quadríceps e à borda lateral da patela mas suas fibras também estendem-se para baixo, unindo-se à região lateral da cápsula articular, reforçando-a. As expansões do músculo vasto lateral formam o retináculo lateral, o qual, por sua vez reforça a região ântero-lateral do joelho.

FULKERSON & GOSSLING (1980), dissecaram 33 joelhos com o objetivo de estudar as estruturas do retináculo lateral do joelho e o alinhamento de suas fibras, analisando as interconexões de cada camada e determinando a origem e inserção de cada uma delas. O retináculo lateral, de acordo com os Autores, é composto de tecido conjuntivo fibroso e fornece estabilização à patela. Começando na face lateral do joelho, a expansão fibrosa do músculo vasto lateral é encontrada primeiramente ao longo da patela e suas fibras orientam-se longitudinalmente ao longo desta e continuam distalmente para tomar parte do tendão patelar. O retináculo superficial oblíquo origina-se do tracto iliotibial, interdigitando-se com as fibras longitudinais do músculo vasto lateral e tendão patelar. O retináculo transverso profundo pode ser encontrado numa expansão tendinosa que se origina do septo intermuscular lateral e do epicôndilo lateral para a patela, que constituem as fibras de Kaplan ou ligamento epicôndilo troclear. Relatam ainda que a fáscia lata está imediatamente posterior ao retináculo transverso, sendo firmemente aderida ao septo intermuscular lateral. Consequentemente, a fáscia lata encontra-se fixada proximal e distalmente na linha articular lateral, fornecendo estabilidade estática e dinâmica para o joelho. Os Autores também encontraram uma variação anatômica nas fibras do tracto iliotibial direcionadas para a borda superior e lateral da patela as quais originavam-se do septo intermuscular lateral e são densamente aderidas ao tracto iliotibial.

FULKERSON et al. (1984), através da biópsia do retináculo lateral de pacientes submetidos ao *release* lateral, analisaram a origem da dor femoropatelar e concluíram que estava sempre acompanhada de um quadro de mau-alinhamento femoropatelar. Esses pacientes, apesar da dor, podem não apresentar um quadro de condromalácea. A associação do mau-alinhamento femoropatelar e dor é bem reconhecida e o encurtamento do retináculo lateral é um fator que contribui para o aparecimento dos sintomas e até mesmo da condromalácea ou da síndrome da faceta lateral (síndrome da hiperpressão lateral). Esse estresse lateral causa danos na articulação femoropatelar com considerável tensão nos tecidos moles peripatelares, particularmente o retináculo lateral e a inserção do músculo vasto lateral. O estresse crônico dessa estrutura pode causar irritação, degeneração neural e encurtamento do tecido conjuntivo e

dor no osso subcondral. A fibrose neural e perda da mielina das fibras do retináculo peripatelar são resultados do estresse crônico no mau-alinhamento femoropatelar, podendo ser a maior causa de dores nos pacientes com disfunção femoropatelar.

No entanto para ROUSE (1996), não há evidências suficientes para atribuir ao tracto iliotibial um papel importante na dor e desalinhamento femoropatelar, sendo sim, um fator causador da síndrome da fricção do tracto iliotibial no epicôndilo lateral durante a flexo-extensão. Para o autor o tracto iliotibial é basicamente um estabilizador lateral do joelho e não é capaz de tracionar a patela lateralmente.

Contraditoriamente, PUNIELLO (1993), investigou a relação entre o tracto iliotibial e o *glide* (deslizamento) patelar em pacientes com disfunção femoropatelar. Foram avaliados 17 pacientes com disfunção femoropatelar e realizados o teste de Ober e o *glide* patelar. Doze dos dezessete pacientes apresentaram tensão do tracto iliotibial com *glide* patelar positivo, três pacientes apresentaram ambos testes normais e dois pacientes com hipomobilidade e teste de Ober normal. O Autor concluiu haver uma forte relação entre o tracto iliotibial e hipomobilidade patelar nos pacientes com disfunção femoropatelar.

Da mesma forma, BEVILAQUA-GROSSO et al. (1997), demonstraram à partir da dissecação do músculo VLO em 33 joelhos, uma íntima relação do tracto iliotibial com o compartimento lateral do joelho, especialmente com o retináculo lateral da patela e as fibras distais do músculo VLO, onde o mesmo encontrou-se interdigitado.

Para determinar o estresse da tensão do ligamento femoropatelar (porção mais espessa do retináculo lateral), LUO et al. (1997), desenvolveram um modelo experimental, *in vitro*, que aplicaram em 7 cadáveres. O estresse tênsil foi investigado em duas condições: flexão e extensão do joelho durante um movimento passivo e num equipamento isocinético. A avaliação foi realizada em cinco ângulos de flexão do joelho: 0°, 30°, 45°, 60° e 90°. Uma vez que a tensão do retináculo pode ser afetada pela ação do VMO, os Autores simularam uma atrofia deste músculo para examinar os efeitos no estresse tênsil do ligamento femoropatelar. Os resultados indicaram que em todos os ângulos estudados, o estresse tênsil foi estatisticamente diferente. No movimento passivo o menor

estresse encontrado foi de 0° a 15°, atingindo o maior valor a 60°. Quando a tensão do VMO foi diminuída em 75% foi observada uma leve redução do estresse, no entanto a 50% não houve alterações no estresse. Na extensão ativa, o estresse foi baixo em todo arco final da extensão, diminuindo cerca de 2.8 a 3.5 vezes nos ângulos estudados. No movimento ativo, o estresse do ligamento femoropatelar foi menor a 0° e 90° e maior a 60°. Não foram encontradas diferenças quando se reduziu a tensão do VMO seja a 75% ou a 50%. Os resultados deste trabalho suportam a idéia de que a subluxação/luxação patelar ocorre de 20° a 30°.

## **DOR FEMOROPATELAR**

A articulação femoropatelar é reconhecidamente a maior causa de dor e disfunção do joelho (FULKERSON et al. 1980; WOODAL & WELSH, 1990). Os termos: síndrome de dor femoropatelar (CALLAGHAN & OLDHAM, 1996; LAPRADE et al. 1998), síndrome de compressão lateral da patela (DOUCETTE & GOBLE, 1992), dor femoropatelar (HILYARD, 1990; KOWALL et al. 1996), dor anterior no joelho (BOURNE et al. 1988), desordens da articulação femoropatelar (ZAPPALA et al. 1992), disfunção femoropatelar (PUNIELLO, 1993) são as muitas sinônimas para esta patologia. O termo condromalácea patelar é um termo patológico que se tornou impróprio já que pressupõe o amolecimento da cartilagem, sinal que clinicamente não pode ser visto e nem sempre está presente nos pacientes com dor femoropatelar (BOURNE et al. 1988; HILYARD, 1990; TRIA et al. 1992).

Na presença da condromalácea, a atividade mioelétrica do quadríceps não difere nos vários níveis de condromalácea, sugerindo que a diminuição da ativação muscular não está relacionada à severidade da lesão cartilaginosa (VÄÄTÄINEN et al., 1995).

Apesar da alta prevalência da Síndrome de Dor Femoropatelar (SDF), sua etiologia e tratamento permanece controverso (POWERS et al. 1996).

BOURNE et al. (1988), atribuem a etiologia à vários fatores, incluindo as estruturas sinoviais e periarticulares e finalmente óssea. Causas biomecânicas da SDF podem ser agudas ou crônicas. Agudas incluem luxação da

patela, fratura ou bursite patelar; entre as causas crônicas estão: subluxação patelar, mau-alinhamento que causa a pressão lateral excessiva, epifisites, patela alta, plica sinovial patológica entre outras. Como a cartilagem é aneural a mesma não pode ser considerada causa primária de dor, porém quando lesada, diminui sua capacidade de suportar pressão que é então transmitida ao osso subcondral podendo então provocar dor. HILYARD (1990), apresenta como fatores etiológicos os mesmos citados por McCONNELL (1986), que são: aumento do ângulo Q, pronação subtalar excessiva, encurtamentos musculares (ísquios-tibiais, tracto iliotibial, reto femoral e gastrocnêmio), patela alta e insuficiência do VMO.

Para RUFFIN & KININGHAM (1993), anormalidades nos músculos, ligamentos ou ossos, ou a relação entre estes componentes podem alterar o delicado equilíbrio dos movimentos femoropatelares e levar à dor. Divide ainda os fatores etiológicos biomecânicos em extrínsecos e intrínsecos. Entre as causas extrínsecas são citados a fraqueza do VMO, aumento do ângulo Q, alterações na posição patelar, rotação femoral, variação na forma e tamanho da patela, genu valgo, torção tibial, instabilidade patelar e *overuse* da faceta lateral. Entre as causas intrínsecas inclui as anormalidades primárias da cartilagem articular e osso subcondral. Outro fator etiológico apontado por CALLAGHAN & OLDHAM em 1996, é a disfunção do mecanismo extensor, seja por fraqueza ou hipotrofia do músculo quadríceps da coxa ou diferença no padrão de ativação do VMO e VL (SOUSA & GROSS, 1991)

A SDF acomete principalmente adolescentes e adultos jovens (THOMÉÉ et al. 1995) e segundo POWERS et al. (1996), são principalmente atletas do sexo feminino, ou ainda adolescentes que estão acima do peso (DOUCETTE & GOBLE, 1992).

A dor femoropatelar é freqüentemente localizada na região retropatelar ou peripatelar e de início insidioso, piorando quando o indivíduo permanece muito tempo sentado, quando sobe e desce escadas, na prática de alguma atividade esportiva, especialmente aquelas que exigem salto, corrida ou agachamento (DOUCETTE & GOBLE, 1992; THOMÉÉ et al. 1995; CALLAGHAN & OLDHAM, 1996).

Está estabelecido que o tratamento para estes pacientes é geralmente conservador. De acordo com FISHER (1986) e HENRY et al. (1986), a reabilitação pré-operatória diminui a necessidade de intervenção operatória em 84% dos casos. No entanto para TRIA et al. (1992), 95% respondem bem ao tratamento e somente 2 a 3% procuram cirurgia.

## TRATAMENTO CONSERVADOR

O tratamento conservador consiste basicamente de exercícios para o quadríceps, particularmente o VMO, além de gelo, ultra-som, estimulação elétrica, mobilização patelar, anti-inflamatórios não-esteróides, estimulação farádica, *biofeedback*, *taping* patelar, alongamento de ísquio-tibiais, tracto iliotibial, gastrocnêmio, órteses e *braces* (INSALL, 1982; BOSE et al. 1980; LeVEAU & ROGERS, 1980; McCONNELL, 1986; DOUCETTE. & GOBLE, 1992).

Muitos são os autores que tem estudado a articulação femoropatelar e proposto um método de tratamento conservador.

REILLY & MARTENS (1972), verificaram a força do músculo quadríceps da coxa e a força de reação da articulação femoropatelar (resultando de duas forças: do tendão do músculo quadríceps da coxa e do tendão patelar) em diferentes atividades. Seus resultados indicaram que a força de reação da articulação femoropatelar não depende apenas do músculo quadríceps da coxa, mas também, do ângulo de flexão da articulação do joelho que é sempre menor do que a força do músculo quadríceps da coxa, durante o caminhar em superfície plana. Os Autores observaram ainda, que os exercícios isotônicos resistidos de extensão à 90 graus, com uma carga de 9 quilogramas, produziu uma força de 1.4 vezes o peso corporal; enquanto que, no exercício de levantar a perna estendida (*SLR - straight leg rise*) contra a mesma resistência, a força foi de apenas 0,5 vezes o peso do corpo.

De acordo com FOX (1975), o tratamento para hiper-mobilidade patelar deve ser conservador e inclui exercícios para o músculo quadríceps da coxa. Os exercícios isotônicos, do tipo *SLR*, são indicados no caso de existir dor. Se não houver sintomatologia dolorosa, inicia-se com exercícios de resistência

progressiva à partir do ângulo de 30 graus até a extensão total e mantendo a contração por 3 segundos no final do movimento. O Autor acrescentou que o músculo vasto medial é o mais fraco dos componentes do músculo quadríceps da coxa, porque é o primeiro a atrofiar e o último a se reabilitar.

OUTERBRIDGE & DUNLOP (1975), sugeriram exercícios de SLR no tratamento conservador da condromalácea patelar, uma vez que, os exercícios partindo da flexão até a extensão total são contra indicados, principalmente se forem realizados com resistência. Além disso, acrescentaram que em estágio mais avançado do programa, os exercícios isométricos de extensão da articulação do joelho deveriam ser implantados gradualmente.

LAURIN et al. (1978), indicaram os exercícios isométricos para o músculo do quadríceps da coxa em pacientes com subluxação patelar, a qual poderá evoluir para a condromalácea patelar. Além disso, relataram que essa alteração provavelmente não ocorre quando a articulação do joelho é estendida, partindo de uma posição fletida, uma vez que na flexão total, a patela está centralizada na articulação, pelo alongamento passivo do mecanismo extensor. Por outro lado, na extensão total, a patela instável, está livre para deslocar-se lateralmente, porque a medida que se inicia a flexão, ocorre uma subluxação da patela acima da parte anterior ou próxima do côndilo lateral do fêmur, normalmente durante os primeiros 20 - 30 graus de flexão. Concluindo, partindo da flexão para a extensão não ocorre subluxação, enquanto que, partindo da extensão para a flexão, a patela pode subluxar-se.

PEVSNER et al. (1979), sugeriram um programa de reabilitação da articulação do joelho, onde as técnicas de fortalecimento do músculo quadríceps da coxa são inicialmente limitadas a exercícios isométricos de extensão final. Revelaram que o dano causado pela força compressiva sobre a cartilagem patelar e o estresse mecânico, freqüentemente doloroso no mecanismo extensor, são menores na extensão total. Acreditam que, desta forma, o fortalecimento do músculo quadríceps da coxa aumenta como um todo e que, possivelmente, o músculo vasto medial recupere a habilidade de se opor às forças e continuam a tracionar a patela lateralmente.

Como parte do tratamento conservador da condromalácea patelar GRUBER (1979), sugeriu que os exercícios isométricos e isocinéticos (contrações

isotônicas onde a velocidade é mantida constante) para a músculo quadríceps da coxa deveriam ser realizadas nos últimos 30 graus de extensão da articulação do joelho, uma vez que os exercícios realizados com o joelho flexionado a mais de 30 graus produzem um aumento na compressão da patela contra o côndilo femoral e por isso devem ser evitadas.

DEHAVEN et al. (1979), propuseram para o tratamento conservador da condromalácea patelar, exercícios isométricos de resistência progressiva para o músculo quadríceps da coxa e exercícios isotônicos para os músculos ísquio-tibiais. A articulação do joelho é posicionada em extensão total, sem carga, até a angulação desejada, e é mantida isometricamente durante 5 segundos, retornando à posição inicial.

Os exercícios para o músculo quadríceps da coxa, de acordo com HUNGERFORD & BARRY (1979), deveriam ser isométricos para evitar aumento excessivo da pressão na articulação femoropatelar, que ocorre quando os exercícios isotônicos são realizados nos últimos 90 graus de extensão. Os Autores acrescentaram que a articulação do joelho fletida a 60 graus produz compressão patelar de aproximadamente 1,4 vezes o peso corporal.

Os objetivos da fase inicial do tratamento conservador do mau alinhamento patelar, segundo PAULOS et al. (1980), são aliviar a dor, diminuir a atrofia e a inflamação. Para isso, executam-se exercícios isométricos e alongamento para todo membro inferior. Os Autores revelaram que os exercícios isotônicos de resistência progressiva, realizados nos últimos 30 graus de extensão para o músculo quadríceps da coxa especialmente seu componente vasto medial oblíquo e o *step-up* lateral, fazem parte da fase intermediária, cuja finalidade é aumentar a força, sem no entanto, aumentar a dor ou o derrame.

Os exercícios do fortalecimento muscular para pacientes portadores do condromalácea patelar, de acordo com DEHAVEN et al. (1980), devem ser iniciados tão logo o paciente possa suportar. Os exercícios para o quadríceps da coxa são inicialmente realizados isometricamente com o joelho em extensão total mantendo a contração por 5 segundos. O exercício é realizado com o paciente sentado, com o peso no pé, e o terapeuta ou o próprio paciente colocam a articulação em extensão total. Após atingir uma resistência de 20 libras, iniciam-se os exercícios isotônicos em uma amplitude limitada de movimento, como por

exemplo, nos últimos 15 graus. Nos últimos 30 graus evita-se compressão excessiva da patela.

KETTELKAMP (1981), enfatizou que o programa de exercício, como parte do tratamento conservador do mau alinhamento da patela, deve ter como objetivo principal a recuperação da força do músculo quadríceps da coxa, principalmente o seu componente vasto medial oblíquo, através de exercício isométrico de extensão com resistência progressiva. Além disso, o Autor evidenciou que a dor é o sintoma mais freqüente no mau alinhamento patelar e está associada às atividades que exigem flexão da articulação do joelho, tais como: correr, saltar, sentar e subir escadas.

De acordo com SORRELLS (1982), o músculo vasto medial oblíquo é inquestionavelmente o componente mais importante do músculo quadríceps da coxa, e é responsável primário pela estabilização e proteção da articulação do joelho. Além disso, este estabilizador dinâmico é também o primeiro músculo a se atrofiar após lesão, cirurgia ou doença e sua reabilitação é de suma importância no retorno da função normal. O Autor também revelou que os exercícios devem ser iniciados o mais rapidamente possível e realizados apenas nos últimos 30 graus de extensão, que é de 25% do arco total de movimento.

Em relação ao tratamento conservador das alterações da articulação femoropatelar, INSALL (1982), revelou que os exercícios são efetivos no controle da dor, embora os mecanismos pelos quais a mesma é aliviada não estejam bem estabelecidos. Acrescentou ainda, que é fácil entender porque o fortalecimento do músculo vasto medial oblíquo é necessário no mau alinhamento patelar e displasia do músculo quadríceps da coxa, já que o referido músculo é o estabilizador medial da articulação femoropatelar. Entretanto, isso não significa que os exercícios normalmente prescritos, fortaleçam seletivamente esse músculo. O Autor sugeriu que o programa de exercícios deva ser totalmente isométrico (*SLR*), na sua forma mais simplista, consistindo na elevação repetida da extremidade inferior, com a articulação do joelho em extensão total, para que os exercícios não sejam lesivos. Além disso, enfatizou que os exercícios isotônicos devem ser empregados cautelosamente, sem sintomatologia dolorosa, em apenas um arco de movimento.

HUNGERFORD & LENNOX (1983), sugeriram que o programa de

reabilitação para pacientes portadores de alterações da articulação femoropatelar deve incluir exercícios isométricos, exercícios isotônicos resistidos de extensão nos últimos graus e atividades com carga mínima, como o ciclismo e a natação. Revelaram que o conhecimento da biomecânica da articulação do joelho, particularmente da articulação femoropatelar, é o embasamento necessário para se escolher o programa de reabilitação destas alterações, permitindo cargas fisiológicas na articulação e evitando as inapropriadas ou prejudiciais.

BENTLEY et al. (1983), sugeriram que o tratamento conservador da condromalácea patelar, pode ser realizado através de exercícios isométricos para o músculo quadríceps da coxa, com aumento gradativo da carga a fim de obter hipertrofia, principalmente do seu componente vasto medial.

Os exercícios isocinéticos de flexo-extensão realizados no arco de movimento de 0 a 45 graus, segundo LENNINGTON & YANCHULEFF (1983), promovem o fortalecimento do músculo quadríceps da coxa e não aumentam a força de reação da articulação femoropatelar.

Medidas conservadoras das lesões moderadas da cartilagem patelar consistem, segundo PAAR et al. (1985), em reduzir o estresse no fortalecimento do músculo quadríceps da coxa e na utilização de recursos físicos para aumentar o suprimento sangüíneo da cápsula articular. A redução do estresse diminui a irritação mecânica, que é uma das causas de alterações na cartilagem. Portanto, os exercícios como saltar, devem ser evitados porque aumentam acentuadamente a pressão na superfície patelar.

De acordo com FISHER (1986), o tratamento da síndrome da dor femoropatelar deve ser conservador, e que o fortalecimento do músculo quadríceps da coxa é a etapa mais importante deste tratamento. Sugeriu os exercícios isométricos e os de fortalecimento de resistência progressiva com a articulação do joelho em extensão. Além disso, recomendou contração isométrica máxima com o joelho estendido por 5 segundos de 50 a 100 vezes por dia.

ANTICH & BREWSTER (1986), apresentaram uma breve revisão de algumas técnicas indicadas para diminuir ou eliminar a dor em pacientes com várias patologias quando realizam exercícios para o músculo quadríceps da coxa. Revelaram que um exercício comumente usado no fortalecimento da musculatura anterior da coxa, é o "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa (*quadriceps*

*setting* - QS). Esse exercício é realizado contraindo isometricamente o músculo quadríceps da coxa durante 6 a 10 segundos, com a articulação do joelho em extensão total. Além disso, enfatizaram que os exercícios isotônicos para o músculo quadríceps de coxa, realizados no arco total de movimento, ou apenas no final da extensão da articulação do joelho, são superiores ao exercício de SLR, porque o movimento ativo oferece maior carga no músculo quadríceps da coxa.

Van EIJDEN et al. (1987), investigaram, utilizando um dinamômetro, a força do músculo quadríceps da coxa e a força de reação da articulação femoropatelar no movimento de extensão da articulação do joelho variando os ângulos de zero a 90 graus. Demonstraram que a menor força do músculo quadríceps da coxa foi em extensão máxima e a maior força a aproximadamente 75 graus de flexão, enquanto que a força máxima encontrada no ligamento patelar foi a 60 graus. A força de reação da articulação femoropatelar é menor na extensão e é o mesmo valor da força do músculo no arco de 75 a 90 graus. Os Autores concluíram que com o joelho fletido a 90 graus, somente 50 % da força do músculo quadríceps da coxa é transmitida para o ligamento patelar, enquanto que, com o joelho em extensão total, 100 % da força é transmitida.

O programa de reabilitação em pacientes com alterações na articulação femoropatelar, segundo MANGINE (1988), é destinado a aumentar a força do músculo quadríceps da coxa, e possui cinco fases distintas: 1) inicial ou de reabilitação aguda; 2) intermediária ou de reabilitação sub-aguda; 3) reabilitação avançada; 4) programa de corrida; e, 5) retorno à atividade e manutenção da reabilitação. Os exercícios na fase inicial ou de reabilitação aguda são realizados para minimizar a atrofia, e são divididos em três categorias: 1) amplitude de movimento e exercícios de flexibilidade, 2) exercícios de força como os isométricos executados nos ângulos de 30; 45; 60; 75 e 90 graus, de acordo com o conforto do paciente, e 3) Os de SLR. Além disso, estimulação elétrica e *biofeedback* podem ser usados para aumentar o fortalecimento do músculo vasto medial oblíquo.

De acordo com LEHMKUHL & SMITH (1989), os exercícios resistidos do músculo quadríceps da coxa, realizados em toda amplitude de extensão da articulação do joelho podem provocar dor, e se isto ocorrer, os exercícios de fortalecimento do referido músculo poderiam ser executados

aplicando-se resistência com a articulação do joelho em extensão ou através de um pequeno arco de extensão terminal, como por exemplo, os últimos 20 graus. Sobre desvantagem mecânica, os Autores revelaram que: "as inserções e linhas de ação dos músculos localizam-se próximas aos eixos articulares, e a maioria dos tendões fixados ao músculo em ângulo agudo, conseqüentemente, os músculos tem distâncias de braço de força pequenas, e apresentam uma desvantagem mecânica relativa às resistências colocadas mais distalmente".

SHELBOURNE & NITZ (1990), relataram que os exercícios em cadeia cinética fechada (onde o segmento distal está fixo e o proximal se move) são enfatizados no protocolo de reabilitação. Os exercícios em cadeia cinética fechada são executados com o pé colocado na superfície (degrau, assoalho e outros) e todo peso do corpo (carga total). Por outro lado, os exercícios em cadeia cinética aberta (nos quais o segmento distal está livre no espaço) como o de extensão da perna, em que o pé está livre no ar, existe menos compressão e menor estresse. Os Autores acrescentaram que nos exercícios em cadeia cinética fechada, geralmente executados no final da extensão, as pressões na articulação femoropatelar são acentuadamente diminuídas quando comparadas com as forças geradas nos exercícios realizados em cadeia cinética aberta, mas somente no arco do movimento de 30 a 90 graus de flexão da articulação do joelho.

HILYARD (1990), realizou uma revisão da proposta terapêutica de McCONNELL (1986), identificando os fatores biomecânicos que predispõe à SDF. De acordo com a Autora a taxa de sucesso foi de 86 – 90%. No trabalho é sugerido a avaliação destes fatores bem como o tratamento que consiste da realização do *taping* patelar (bandagem para corrigir o alinhamento patelar), a reeducação do VMO, utilizando a rotação externa da perna e a contração simultânea dos adutores. Primeiramente, sugere exercícios isométricos, posteriormente inicia-se os exercícios isotônicos de cadeia cinética fechada (*step-up*) e a correção da pronação subtalar acompanhado de alongamentos musculares e mobilização passiva da patela.

WOODALL & WELSH (1990), analisaram a biomecânica da articulação femoropatelar buscando justificar e facilitar a elaboração de um programa de tratamento individualizado. Depois de apresentar os fatores anatômicos e mecânicos da estabilização femoropatelar propõem um programa

de reabilitação que consta de exercícios de alongamento (especialmente nos pacientes com crepitação). Na fase inicial sugerem o *straight leg raise (SLR)* e *short arc (SA)* nos últimos 20° de extensão em conjunção com estimulação elétrica. Na fase intermediária evita-se ainda a flexão de 45° do joelho por ser uma zona artrítica, mas inicia-se os exercícios de contração concêntrica/excêntrica do quadríceps (*leg-press*), e os exercícios de cadeia cinética fechada assim que for possível. Na fase final, intensifica-se os exercícios de *SLR* e *SA* com 10-15% do peso corporal, bicicleta estacionária e exercícios de agilidade e se o diagnóstico permitir faz-se o teste isocinético.

DOUCETTE & GOBLE (1992), investigaram a influência de um programa de fisioterapia para dor e alinhamento patelar, através do fortalecimento do músculo vasto medial oblíquo, alongamento do tracto iliotibial e exercícios de mobilidade articular durante 8 semanas. Observaram que essa conduta terapêutica promoveu alinhamento na maioria dos pacientes com síndrome de compressão lateral da patela.

KANNUS et al. (1992), sugeriram um programa de tratamento conservador para pacientes com alterações da articulação femoropatelar, que constou de exercícios isométricos (QS) e os de *SLR*. Os referidos exercícios foram realizados em decúbito dorsal estando a articulação do joelho em extensão total, com a finalidade de evitar forças de compressão.

Para ZAPPALA et al. (1992), o programa de reabilitação das alterações da articulação femoropatelar, inclui o fortalecimento do músculo quadríceps da coxa, especialmente seu componente vasto medial oblíquo e os músculos adutores da coxa. Os exercícios mais utilizados na fase inicial do programa, segundo esses Autores, incluem o exercício de "endurecimento" (QS), mantendo a articulação do joelho em extensão total, e a patela sem contato com os côndilos femorais. Os *SLR* devem ser executados em várias posições e finalmente, os isotônicos nos últimos trinta graus.

TRIA et al. (1992), revelaram que os exercícios de fortalecimento do músculo quadríceps da coxa (especialmente seu componente vasto medial oblíquo) freqüentemente sugeridos, consistem em isométricos de "endurecimento" (QS), os de *SLR* e isotônicos resistidos realizados nos últimos trinta graus até a extensão total. Além disso, acrescentaram que os exercícios devem ser

realizados diariamente por 10 a 15 minutos, e que este protocolo de tratamento melhora o alinhamento patelar e diminui o desconforto.

ENG & PIERRYNOWSKI (1993), compararam a efetividade do uso da órtese no tratamento de pacientes com SDF, em vinte (20) voluntários adolescentes, que apresentavam antepé varo ou calcâneo valgo. Foram divididos em dois grupos de 10 voluntários. O grupo controle realizou apenas exercícios de fortalecimento do músculo quadríceps da coxa, (QS e SLR) com ênfase no seu componente vasto medial oblíquo e alongamento dos músculos ísquio-tibiais. O grupo tratado utilizou a órtese e participou do programa de exercícios. Seus resultados mostraram que tanto o grupo tratado quanto o controle apresentaram redução significativa na dor, mas a melhora do grupo tratado foi significativamente maior do que no grupo controle. Os Autores concluíram que associar a órtese aos exercícios é um meio efetivo de tratamento para pacientes com síndrome da dor femoropatelar. A diminuição da dor femoropatelar parece estar relacionada à melhor distribuição das forças entre os côndilos femorais e a patela.

MAFFULLI (1993), revelou que tratamento conservador da síndrome da dor femoropatelar se resume em limitar as atividades que provocam dor, realizar exercícios para o músculo quadríceps da coxa, exercícios proprioceptivos e utilizar órteses. Acrescentou, entretanto, que não está bem claro qual a contribuição individual de cada um destes procedimentos ou etapas.

STEINKAMP et al. (1993), analisaram os efeitos dos exercícios de cadeia cinética aberta (*leg extension*) e cadeia cinética fechada (*leg-press*) na articulação femoropatelar. Para isso, foi medido: o momento da articulação do joelho, a força de reação femoropatelar e o estresse femoropatelar em 20 voluntários normais. Todos os parâmetros foram significativamente maiores no *leg extension* do que nos exercícios no *leg-press* considerando a movimentação de 0° a 30° de flexão do joelho. De 60° a 90° de flexão do joelho, todos os parâmetros foram maiores no *leg-press* do que no exercícios no *leg extension*. O estresse na articulação femoropatelar foi o mesmo para os exercícios em cadeia cinética aberta e fechada no ângulo de 48° de flexão do joelho. Este trabalho demonstrou que pacientes com SDF podem tolerar mais facilmente um programa de exercício no *leg-press* do que *leg-extension*, já que o estresse é menor. A explicação para esse fenômeno é de que apesar das forças no *leg-press* serem maiores, as

mesmas são distribuídas numa maior área de contato, ao contrário a força compressiva no *leg-extension* é menor, porém sobre uma área de contato também menor.

CERNY (1995), verificou o efeito do *taping* patelar na atividade eletromiográfica dos músculos VMO e encontrou diminuição da dor relatada pelos pacientes durante a realização dos exercícios de "step-down". No entanto o *taping* não altera a relação VMO:VL, sugerindo a realização de estudos futuros que utilizem inclusive um grupo placebo.

KOWALL et al. (1996), avaliaram a eficácia do uso do *taping* patelar preconizado por McCONNELL (1986), em 25 pacientes divididos aleatoriamente em dois grupos submetidos ao mesmo programa de exercício. Um dos grupos além do programa realizou também o *taping* patelar. Os autores utilizaram como parâmetro a escala visual analógica, força isocinética e atividade eletromiográfica do músculo quadríceps da coxa. Ambos os grupos apresentaram diferença significativa na força muscular isocinética e atividade eletromiográfica, mas a diferença entre os grupos não foi significativa. Os Autores concluíram que são necessários maiores estudos para se justificar o uso do *taping* no tratamento da SDF.

CALLAGHAN & OLDHAM (1996), revisaram o papel dos exercícios para o quadríceps no tratamento da SDF e discutem o papel de exercícios tradicionais considerados essenciais e que ao contrário do que se pensava não trazem tantos benefícios. Um deles são os isométricos em extensão total que não são capazes de fortalecer seletivamente o VMO. Os exercícios nos últimos graus de extensão, (preconizados pela redução do contato femoropatelar), também tem sido questionados uma vez que a patela se encontra instável no arco de movimento de 0° a 30° e alguns estudos tem mostrado que o VMO se encontra ativo em todo o arco de movimento e não somente nos últimos graus. Em relação ao uso do SLR os Autores concluem que apesar de indicado, este não é o meio mais efetivo de se fortalecer o VMO.

Os Autores acima também discutem a utilização de exercícios de cadeia cinética aberta (CCA) e fechada na reabilitação destes pacientes. Apesar de poucas trabalhos comparativos, o uso de exercícios de cadeia cinética fechada

(CCF) tem sido “fortemente” indicados, uma vez que são mais funcionais e treinam o músculo quadríceps da coxa excentricamente.

HERRINGTON & PAYTON (1997), também analisaram os efeitos do *taping* patelar na atividade elétrica dos músculos VMO e VL e na percepção da dor durante uma contração isométrica máxima do músculo quadríceps da coxa a 0°, 30°, 60°, 90° e 120° de flexão do joelho. Foram selecionados 20 pacientes com dor femoropatelar sendo 10 homens e 10 mulheres. Diferenças significantes foram encontradas no que diz respeito à redução da percepção da dor (que foi maior de 0° a 30° de flexão do joelho) antes e após o uso do *taping*, porém, não houve alterações na atividade eletromiográfica do VMO.

THOMEÉ (1997), comparou os efeitos de um programa de treinamento para pacientes com síndrome de dor femoropatelar utilizando exercícios isométricos e exercícios excêntricos. Quarenta mulheres foram divididas em dois grupos e realizaram o treinamento por doze semanas. Foram avaliados os itens: nível de atividade física, dor (através da escala visual analógica) e função muscular depois de 3 e 6 meses. O autor não encontrou diferença entre os grupos, exceto para o torque que apresentou valores maiores no grupo treinado excentricamente. Ambos os grupos apresentaram melhora na dor, na habilidade de saltar verticalmente e no nível de atividade física.

GILLEARD et al. (1998), analisaram os efeitos do *taping* patelar no início da atividade dos músculos VMO e VL em 40 mulheres com dor patelar. Os Autores encontraram uma redução no tempo de ativação do VMO em relação ao VL especialmente no exercício de *step-down* promovendo uma melhora no tracionamento patelar.

## TRATAMENTO CIRÚRGICO

São várias as técnicas cirúrgicas para o tratamento da SDF. Neste capítulo será focado somente o *release* lateral, técnica que consiste da liberação cirúrgica da inserção do músculo VL e/ou retináculo lateral.

O objetivo ao descrever esta técnica se justifica em função da importância das estruturas laterais como VLL, VLO, retináculo lateral e tracto

iliotibial no início da dor femoropatelar e participação destas estruturas no tracionamento patelar.

Foram MERCHANT & MERCER (1974), que propuseram pela primeira vez uma técnica cirúrgica relativamente simples para a dor e disfunção da articulação femoropatelar que não requeria uma reconstrução do mecanismo extensor e que poderia aliviar os sintomas patelares pela liberação do retináculo patelar e da cápsula lateral : o *release* lateral, sendo indicado nos casos de subluxação e luxação de patela. Uma melhora considerável pode ser esperada nos pacientes que possuem o mau-alinhamento em comparação aos pacientes que apresentam condromalácia patelar, mas sem o mau-alinhamento. Resultados preliminares de uma série de 20 joelhos de 16 pacientes mostraram 17 resultados bons ou excelentes, 3 regulares e nenhum ruim. Os autores preconizavam a incisão no retináculo lateral, cápsula articular e especialmente das fibras mais distais do vasto lateral.

LARSON et al. (1978), analisaram os resultados da realização do *release* lateral em 50 pacientes para descompressão da patela, onde 24 joelhos com severa dor pré-operatória apresentaram-se: 6 joelhos sem dor pós-operatória, 4 com dores mínimas, 11 com dores moderadas e 3 sem alteração. De 20 joelhos com dor pré-operatória moderada apresentaram no pós-operatório, os seguintes resultados: 4 ficaram sem dor, 12 com dores leves e 4 com dor inalterada. Dos 45 joelhos que tiveram a dor diminuída no pós-cirúrgico, 10 pacientes retomaram à atividade atlética normalmente. De acordo com os autores, a síndrome de compressão patelar pode ser uma manifestação do encurtamento do retináculo lateral podendo produzir dores peripatelares particularmente em atividades que exijam a flexão do joelho, e apresentam o retináculo lateral como uma expansão da fásia do músculo vasto lateral com as fibras superficiais do retináculo lateral cobrindo uma segunda camada transversa de fibras, que são as fibras de Kaplan; considerando o retináculo lateral como uma estrutura estabilizadora estática. Durante a realização do *release* lateral, os Autores preconizaram a liberação da porção distal do músculo vasto lateral na borda superior e lateral da patela, uma vez que o mesmo pode produzir uma inclinação lateral.

KROMPINGER & FULKERSON (1983), realizaram o *release* lateral em pacientes que apresentavam dor intratável e localizada no retináculo lateral. De 14 joelhos operados, 79% responderam favoravelmente. Durante a realização do *release* cuidados foram tomados para se realizar a incisão nas fibras de inserção do vasto lateral e ligamento epicondilopatelar. Com a contínua irritação do retináculo pode se desenvolver fibrose no retináculo lateral levando à anormalidades no tracionamento patelar, portanto, a indicação do *release* pode ser também para prevenir que o mau-alinhamento se agrave, e com a realização do *release* do retináculo lateral esses pacientes puderam retornar à atividade normal.

BIGOS & McBRIDE, em 1983, defendem a utilização da técnica do *release* lateral preconizada por MERCHANT & MERCER (1974), e realizaram esta técnica cirúrgica em 102 joelhos de 76 pacientes com diagnóstico de condromalácea, síndrome de compressão patelar, subluxação ou luxação patelar. Houve melhora em 95 dos 102 joelhos, 71% dos joelhos que possuíam limitação das atividades diárias antes da cirurgia retornaram amplamente às atividades. A tolerância aos exercícios para o músculo quadríceps aumentou de 51% antes da cirurgia para 100% depois dela. No entanto, os Autores consideram necessários muitos estudos para se analisar os efeitos negativos e positivos do tratamento cirúrgico ou conservador desses pacientes.

HALLISEY et al. (1987), consideraram que na realização do *release* lateral, a transsecção de toda inserção tendinosa do músculo vasto lateral determina um maior tempo de reabilitação quando comparado à transsecção somente da inserção do VLO. A orientação das fibras do VLO exercem uma força dinâmica lateral na patela e a liberação destas fibras permitem ao quadríceps a tração medial da patela, melhorando o equilíbrio femoropatelar e eliminando ou reduzindo a origem da dor no retináculo lateral.

KOLOWICH et al. (1990), através de um estudo prospectivo preocuparam-se em identificar parâmetros para um exame de pré-operatório antes da realização do *release* lateral. Os Autores revisaram a ficha de 202 pacientes que foram submetidos ao *release* lateral; destes, 100 (Grupo I) apresentaram resultados pós-operatórios bom ou excelente, 43 (Grupo II) a técnica cirúrgica falhou. Concluíram o trabalho recomendando o *release* lateral

para pacientes que antes tentaram o tratamento conservador e que foram submetidos à uma avaliação pré-operatória que constou de teste negativos como o *tilt* patelar e *glide* patelar, medial ou lateral, sendo indicado com muita cautela para pacientes com luxação e hipermobilidade patelar quando realizado isoladamente.

GOH et al. (1995), analisaram através de um aparato especial, os efeitos do *release* lateral no tracionamento patelar e no padrão de contato femoropatelar. Agulhas foram usadas para simular as porções do músculo quadríceps da coxa, a relação de suas tensões foram determinadas através da área de secção destes músculos. Um sistema de três câmeras registrou o movimento da patela durante a flexão e extensão do joelho e o contato femoropatelar foi determinado por um filme sensível à pressão. A ausência da tensão do VMO, causou o deslocamento lateral da patela de cerca de 4.2mm lateralmente e o aumento da carga (peso) na faceta lateral (de 65% para 90%) durante a movimentação do joelho. Quando a tensão da agulha do VL foi reduzida em 40%, simulando o efeito do *release* lateral a cinemática anormal da patela causada pela ausência do VMO, retornou ao normal.

Os Autores supracitados, estudaram a flexão patelar (angulação da patela no plano sagital), o *tilt* patelar (angulação da patela sobre o seu eixo craniocaudal), a rotação patelar (rotação no plano frontal), e o *shift* patelar (translação mediolateral da patela no plano frontal) nos ângulos de 20° a 90°. No grupo I (normal) a 90° de flexão, a patela encontra-se fletida cerca de 65° a 75°, na medida que o joelho estende o ângulo de flexão diminui. Neste mesmo ângulo de flexão do joelho (90°) a patela encontra-se numa posição de rotação lateral que também decresce, na medida que o joelho é estendido. O *tilt* patelar não variou entre os grupos, porém partindo da extensão total até 90° de flexão, a patela inclina-se lateralmente, passa por uma posição neutra até inclinar-se medialmente no fim da flexão.

## ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Os exercícios de cadeia cinética aberta (CCA) tem sido amplamente discutido seja na sua indicação como nas diferentes formas de realizá-lo.

Atualmente os exercícios de cadeia cinética fechada (CCF) também estão sendo bastante estudados, tanto no aspecto mecânico como eletromiográfico. Nesta pesquisa foram utilizados os exercícios de CCA variando os ângulos de flexão do joelho, portanto os trabalhos analisados enfocarão os exercícios de CCA.

A atividade dos músculos VMO e VL tem sido estudada especialmente no que diz respeito à participação dos mesmos no equilíbrio femoropatelar em várias situações e posições. Os trabalhos de forma geral não mencionam o músculo VLO ao se estudar a atividade eletromiográfica do VL. No entanto, foram revisados os autores que estudaram os músculos VMO e VL, considerando que a porção do VL normalmente estudada foi a porção longa (VLL).

Até o presente momento, pelo levantamento realizado, não foram encontrados na literatura trabalhos que estudaram a atividade dos músculos VLL e VLO simultaneamente e que tenham verificado se estas porções apresentam ou não diferenças funcionais.

WHEATLEY & JAHNKE (1951), utilizando eletrodos de superfície, pesquisaram alguns músculos da coxa dentre eles o bíceps da coxa, vasto medial e vasto lateral em indivíduos clinicamente normais, em vários movimentos e posições. Os Autores verificaram que na extensão resistida da articulação do joelho na posição sentado, partindo de 90 graus de flexão (isotônico resistido), o músculo reto da coxa iniciou o movimento, enquanto que os músculos vasto medial e vasto lateral apresentaram maior atividade no final do movimento. Além disso, acrescentaram que o músculo vasto medial apresentou maior atividade mantendo o joelho em extensão, durante o movimento de flexão da articulação do quadril com a perna rodada externamente, enquanto que o músculo vasto lateral mostrou maior atividade mantendo o joelho em extensão, durante o movimento de flexão da articulação do quadril, com a perna rodada medialmente

BREWERTON (1954/55), investigou o torque (ou momento de uma força) e a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral em contrações isométricas máximas de extensão da articulação do joelho nos seguintes ângulos de flexão: 90; 60; 30; 15 e 5 graus. Demonstrou que o torque do músculo quadríceps da coxa diminuiu à medida em que se aproximou da extensão total da articulação do joelho e que isso ocorreu, porque o aparelho

extensor é mecanicamente menos eficiente nesta posição. Em relação a atividade eletromiográfica, o Autor não encontrou diferença significativa entre os músculos vasto medial e vasto lateral.

ALLINGTON et al. (1966), estudaram o músculo quadríceps da coxa através da eletromiografia, usando eletrodos de superfície e de agulha em exercícios do "endurecimento" (QS – *quadriceps setting*) realizados comprimindo ou apertando a fossa poplíteia contra a mesa de exame, a mão do terapeuta, ou pequena toalha) e de contração isométrica contra uma resistência manual em 25 indivíduos. Os Autores concluíram que se existir alguma contra-indicação ou qualquer impossibilidade de se realizar o movimento da articulação do joelho, as técnicas isométricas resistidas podem ser o meio mais efetivo de se fortalecer o músculo quadríceps da coxa.

HALLEN & LINDAHL (1967), verificaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, vasto lateral e vasto medial em indivíduos clinicamente normais, e em portadores de lesões crônicas ou após cirurgia da articulação do joelho. Os voluntários realizaram exercícios isométricos de contração voluntária máxima do músculo quadríceps da coxa, nas posições sentado e semi-inclinado, e em diferentes ângulos de flexão da articulação do joelho. Os Autores não encontraram diferenças na atividade entre os três músculos nas posições e ângulos estudados. Em outra fase do experimento, aplicaram anestésico no músculo vasto medial e 5 minutos após, observaram que a atividade deste músculo diminuiu, mas a extensão da articulação do joelho foi completada pela ação dos músculos vasto lateral e reto da coxa.

LIEB & PERRY (1968), no mesmo estudo anatômico já descrito demonstraram através da eletromiografia, que o músculo VMO não atua nos últimos 15 graus de extensão, mas em toda amplitude do movimento e que a única função seletiva atribuída a esse músculo é o alinhamento patelar.

BASMAJIAN (1970), revelou que os exercícios realizados com peso corporal desenvolvem a força do músculo quadríceps da coxa com maior eficiência, restituindo o mecanismo de proteção desse músculo, e prevenindo assim recidivas de lesões na cápsula, ligamentos ou membrana sinovial da articulação do joelho. Além disso, acrescentou através de estudos eletromiográficos, que a técnica mais efetiva para ativar a unidade motora máxima

é a execução dos exercícios isotônicos (dinâmicos) resistidos da articulação do joelho. A posição mais efetiva da articulação do joelho nas contrações estáticas (isométricas), para produzir atividade máxima no músculo quadríceps da coxa, é quase sempre no final da extensão.

LIEB & PERRY (1971), estudaram eletromiograficamente os componentes do músculo quadríceps da coxa (vasto medial oblíquo, vasto lateral, vasto intermédio e o reto da coxa) em 20 voluntários utilizando eletrodos de fio, durante extensão isométrica máxima da articulação do joelho, na posição sentado com o tronco flexionado à 90°. Os ângulos de flexão do joelho estudados foram: 0°; 5°; 10°; 15°; 30°; 45°; 60° e 90°. A resistência máxima foi dada pelo velcro colocado na perna do indivíduo acima do maléolo. Os voluntários foram orientados para realizar contração isométrica máxima durante 5 segundos. A atividade do músculo vasto medial oblíquo foi a mais alta em todos os ângulos estudados. No entanto, a diferença em relação aos demais componentes não foi estatisticamente significativa.

SNYDER & FORWARD (1972), realizaram estudo eletromiográfico comparando movimentos de flexão e extensão do membro inferior nos planos sagital e diagonal. Investigaram com eletrodos de superfície seis músculos: vasto medial, reto da coxa, bíceps da coxa, glúteo médio, grupo ísquio-tibial medial e os adutores do membro inferior esquerdo. Os Autores observaram que durante a extensão isotônica livre da articulação do joelho, tanto no plano sagital como no diagonal a atividade eletromiográfica do músculo reto da coxa apareceu primeiro, e foi seguida pela atividade do músculo vasto medial, o qual foi mais ativo dos últimos 50 até os 30 graus de extensão, quando a gravidade ofereceu resistência ao movimento. Concluíram que todos os músculos foram menos ativos no plano diagonal do que no sagital, com exceção do adutor.

HAFFAJEE et al. (1972), estudaram o torque e a atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, vasto medial e vasto lateral, com eletrodos de superfície, durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão da articulação do joelho, na posição sentada, e em diferentes ângulos de flexão deste segmento. O ângulo variou de 10 a 90 graus, e a contração foi mantida por 5 segundos. O músculo vasto medial apresentou atividade similar aos outros músculos nos mesmos ângulos estudados. Em relação ao torque, o valor

máximo obtido foi no ângulo de 50 graus; enquanto que, a 10 graus houve redução para 50% deste valor.

Vários estudos tem mostrado que a medida que a perna se estende, a força exercida pelo músculo quadríceps da coxa diminui gradativamente sendo, que este fato, pode estar relacionado a fatores mecânicos e fisiológicos ou a ambos. No entanto, não há explicação detalhada de como isso ocorre. Após revisão da literatura sobre o músculo quadríceps da coxa, SPEAKMAN & WEISBERG (1977), concluíram que a maior atividade elétrica registrada no músculo vasto medial oblíquo foi no final da extensão, porque ele trabalha em desvantagem fisiológica e mecânica.

KNIGHT et al. (1979), revelaram que o exercício de SLR é o movimento de flexão da articulação do quadril realizado pela seu motor primário, o músculo iliopsoas, e como acessório o músculo reto da coxa, e que os músculos vastos lateral e medial são contraídos isometricamente para manter o joelho em extensão. Acrescentaram que tanto o referido exercício quanto os isotônicos de extensão tem sido usados para reabilitar a musculatura atrofiada do músculo quadríceps da coxa após imobilização da articulação do joelho. Através da Eletromiografia, os Autores compararam a tensão muscular desenvolvida pelos músculos vasto medial, vasto lateral e reto da coxa durante os exercícios de extensão e o de SLR. Eles constataram atividade significativamente maior nos exercícios isotônicos de extensão.

MARIANI & CARUSO (1979), investigaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral em 5 voluntários clinicamente normais e em 8 pacientes com subluxação da patela, antes e 6 meses após a cirurgia de realinhamento patelar. A atividade muscular foi verificada a partir de 90 graus de flexão da articulação do joelho e nos intervalos de 90 a 60 graus, 60 a 30 graus e de 30 até zero graus. A extensão final foi mantida por 5 segundos. Os resultados mostraram que nos indivíduos clinicamente normais, a maior atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral foi registrada de 0° a 30° de flexão. Em sete, dos oito pacientes portadores de subluxação patelar, o traçado eletromiográfico obtido antes da cirurgia apresentou acentuada diminuição da atividade, quando comparada a do músculo vasto lateral, observada em toda extensão, porém mais evidente no intervalo de 30° até

zero graus, ou seja, nos últimos 30 graus. Entretanto, após a cirurgia corretiva do mecanismo extensor, a atividade do vasto medial foi nitidamente mais alta do que a registrada antes da cirurgia, e os dois músculos passaram a ter o mesmo padrão de atividade.

SKURJA et al. (1980), estudaram o torque e a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral, reto da coxa e tensor da fáscia lata, no exercício de *SLR* e no isométrico (isolado) de extensão da articulação do joelho. Verificaram que em 8 dos 20 indivíduos, o torque foi significativamente maior no exercício isométrico isolado de extensão da articulação do joelho. Além disso, a análise eletromiográfica demonstrou que os dois músculos vastos apresentaram maior atividade durante a extensão isométrica isolada de extensão da articulação do joelho. Entretanto, os músculos reto da coxa e o tensor da fáscia lata mostraram maior atividade no *SLR*.

LeVEAU & ROGERS (1980), investigaram se em três semanas, o músculo vasto medial poderia ser treinado, através de *biofeedback* (EMG), independentemente do músculo vasto lateral. Seus resultados mostraram atividade significativamente maior no músculo vasto medial do que no vasto lateral. Os Autores concluíram que esse procedimento proporciona contração seletiva do músculo vasto medial. No entanto, questionaram se essa técnica alinhava corretamente a patela.

ELORANTA & KOMI (1980), investigaram os padrões da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, vasto lateral, vasto medial e semimembranoso. Utilizaram eletrodos de superfície sob contração concêntrica e excêntrica de extensão resistida da articulação do joelho na posição sentada. A média da atividade máxima foi maior na contração concêntrica do que na excêntrica. Os dois músculos vastos apresentaram maior atividade eletromiográfica nos últimos graus de extensão. No entanto, o músculo vasto medial apresentou maior atividade na contração concêntrica nos últimos graus de extensão em relação ao vasto lateral.

DUARTE-CINTRA & FURLANI (1981), estudaram a atividade eletromiográfica dos quatro componentes do músculo quadríceps da coxa (vasto medial, vasto lateral, reto da coxa e vasto intermédio), utilizando eletrodos de agulha em vários movimentos. No movimento de extensão da articulação do

joelho na posição sentada, com o tronco flexionado a 120 graus (permitindo alongamento do reto da coxa). Os Autores verificaram que os músculos vasto intermédio e o medial apresentaram graus de atividades semelhantes. Entretanto, maiores do que os do reto da coxa e do vasto lateral.

STRATFORD (1982), verificou a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto de coxa em 16 indivíduos: 8 com, e 8 sem derrame articular do joelho. Os exercícios isométricos de contração máxima foram realizados em decúbito dorsal com a articulação do joelho em zero e a 30 graus de flexão. A contração foi mantida por 6 segundos. Utilizaram eletrodos de superfície, colocados no ponto motor de cada músculo, determinado através de estimulação elétrica. A atividade eletromiográfica dos três músculos diminuiu significativamente no exercício realizado com a articulação do joelho fletida a zero graus quando comparado com o realizado a 30 graus de flexão, nos pacientes portadores de derrame articular. O Autor concluiu que a diminuição da atividade elétrica no joelho com derrame articular, resulta da inibição reflexa causada pela distensão da cápsula e pressão intra-articular, a qual se modifica com a posição do joelho.

WILD JR. et al. (1982), estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral, vasto medial, vasto medial oblíquo e reto da coxa em esforço isométrico máximo de extensão da articulação do joelho, usando eletrodos de superfície, colocados sobre o ventre muscular. Os exercícios realizados foram: "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa (QS), *SLR* e isométrico com 10 graus de flexão da articulação do joelho. A influência da posição da articulação do quadril em rotação interna, externa e neutra também foi observada. Eles evidenciaram que a 10 graus de flexão da articulação do joelho reduziu a efetividade muscular nos músculos vastos. Essa redução em média de um quarto do esforço demonstrado na extensão total da articulação do joelho. Os Autores concluíram que os exercícios de "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa e o *SLR*, realizados em extensão total, são recomendados para pacientes com síndrome de mau alinhamento patelar.

Usando eletrodos intramusculares, REYNOLDS et al. (1983), estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral em 20 mulheres clinicamente normais. A atividade eletromiográfica foi registrada

nos últimos 30 graus de extensão, onde normalmente ocorre a subluxação da patela, e foi normalizada e expressa como porcentagem da contração isométrica máxima. Foram realizadas 3 contrações isométricas máximas com o voluntário sentado, com a articulação do joelho fletida a 60 graus e a resistência aplicada foi manual nos maléolos, durante 2 segundos. Os Autores não encontraram diferença significativa entre a ação dos dois músculos.

ANDRIACCHI et al. (1984), estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio, reto da coxa, grácil, sartório, bíceps da coxa, semitendíneo, semimembranáceo, tensor da fáscia lata e cabeças lateral e medial do gastrocnêmio em movimentos puros de flexão e extensão da articulação do joelho, variando os ângulos de flexão da articulação do joelho em 10, 20 e 40 graus. Seus resultados mostraram que oito, dos doze músculos estudados, incluindo o semitendíneo, gastrocnêmio (cabeça lateral), sartório, tensor da fáscia lata, vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto da coxa, apresentaram maior atividade com o joelho flexionado a 10 graus, enquanto que, os músculos bíceps da coxa, semimembranáceo, gastrocnêmio (cabeça medial) e grácil, tiveram maior atividade com a articulação do joelho medida a 40 graus. Os Autores concluíram que a resposta do músculo depende da direção, do movimento ser simples ou combinado, assim como do ângulo de flexão da articulação do joelho.

Segundo BASMAJIAN & De LUCA (1985), está bem estabelecido que o músculo vasto medial, atua através de todo o movimento de extensão da articulação do joelho, e não somente na fase final. No entanto, parece que o referido músculo aumenta sua atividade no final da extensão, sem carga, e que essa maior atividade é devido ao fato do vasto medial completar a extensão. Acrescentaram ainda, que a única função seletiva do músculo vasto medial no final da extensão é prevenir o desvio lateral da patela.

MOLLER et al. (1986), verificaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral e vasto medial oblíquo, utilizando eletrodos de superfície, em exercícios isométricos máximos de contração na posição sentado com o tronco flexionado a 90 graus, variando o angulo de flexão da articulação do joelho em 90, 60, 45, 30, 15 e zero graus. Os 28 pacientes foram divididos em 3 grupos: 1. grupo controle = 28 joelhos normais (lado não afetado); 2. instabilidade patelar

= 11 joelhos e 3. condromalácea patelar idiopática = 17 joelhos. Observaram que o padrão da atividade muscular foi o mesmo nos dois grupos com lesão, mas diminuiu quando comparado com o grupo controle (assintomático). Acrescentaram entretanto, que nenhum dos grupos mostrou diferença na atividade do músculo vasto medial oblíquo e do vasto lateral, que pudesse sugerir desequilíbrio muscular.

TEPPERMAN et al. (1986), estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto da coxa, em 20 voluntários normais, utilizando eletrodos de superfície. Os voluntários foram orientados (verbalmente) a contrair isometricamente o músculo quadríceps da coxa durante 7 segundos, em decúbito dorsal, com as articulações do joelho e do quadril em extensão total. Os Autores investigaram qual posição da articulação do tornozelo (dorsiflexão, flexão plantar ou posição neutra) era mais confortável para o paciente e que fosse capaz de facilitar a contração do músculo quadríceps da coxa nos exercícios isométricos. Os resultados indicaram que a contração do referido músculo, associada com a dorsiflexão ou flexão plantar da articulação do tornozelo, facilitou esta contração, e que a escolha entre as duas posições deve ser feita pelo conforto do paciente. Acrescentaram que a menor atividade eletromiográfica encontrada foi a do músculo vasto lateral, seguida pelo vasto medial e a maior foi do músculo reto da coxa.

SODERBERG et al. (1987), avaliaram a atividade eletromiográfica de alguns músculos da coxa, incluindo o vasto medial oblíquo, reto da coxa, glúteo médio e bíceps da coxa nos exercícios de "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa (pequena toalha na fossa poplítea - QS) e no de SLR em 14 voluntários clinicamente normais e 16 com história de lesão ou cirurgia na articulação do joelho. Os registros eletromiográficos foram obtidos com eletrodos de superfície e os valores foram normalizados pela prova de contração isométrica de esforço máximo. Os resultados mostraram atividade significativamente maior nos músculos vasto medial oblíquo, bíceps da coxa e no glúteo médio no exercício de "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa. Por outro lado, o músculo reto da coxa foi significativamente mais ativo no SLR do que no de "endurecimento" do músculo quadríceps da coxa.

MOLLER et al. (1987), verificaram a atividade eletromiográfica dos

músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral na contração isométrica máxima de extensão da articulação do joelho, antes e 3 meses após, em 15 joelhos com subluxação patelar e em 11 com condromalácia patelar. A eletromiografia 3 meses após, revelou um aumento na atividade tanto do músculo vasto lateral como no vasto medial oblíquo apenas nos pacientes com subluxação patelar, mas o equilíbrio patelar permaneceu inalterado. Os Autores concluíram que embora os músculos vasto lateral e vasto medial oblíquo sejam fortalecidos igualmente, o tratamento inicial em pacientes com disfunção femoropatelar deveria continuar conservador, com a finalidade de prevenir a atrofia do músculo quadríceps da coxa.

MONTEIRO-PEDRO & VITTI (1989), analisaram eletromiograficamente o músculo vasto medial oblíquo em 10 voluntários adultos normais, nas posições sentada e em decúbito dorsal, em vários ângulos de movimento de extensão livre da articulação do joelho. Os resultados mostraram que em todos os voluntários o referido músculo se apresentou ativo, com grau de intensidade de ação variando entre moderada e muito forte nos diferentes movimentos executados. Entretanto, nos movimentos de extensão, partindo de 90 graus de flexão, o músculo vasto medial oblíquo mostrou no início do movimento uma atividade fraca ou moderada e, passando para forte ou muito forte, a medida que atingia a extensão máxima.

MINOR (1991), apresenta os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral como sinergistas no movimento de extensão da articulação do joelho, e antagonistas em relação à posição horizontal da patela durante seu deslizamento na fossa intercondilar.

SCZEPANSKI et al. (1991), verificaram os efeitos do arco de movimento e o tipo de contração dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral. Trinta voluntários realizaram contração isocinética concêntrica e excêntrica do músculo quadríceps da coxa, através de um dinamômetro isocinético nas velocidades 60 e 120 graus/segundo. Os resultados indicaram que a relação vasto medial oblíquo - vasto lateral em um arco de 60 a 85 graus, foi significativamente maior do que no arco de 35 a 60 graus, e também maior do que de 10 a 35 graus. Além disso, a contração concêntrica a 120 graus/segundo foi significativamente maior do que na de 60 graus/segundo. E também

significativamente maior do que na excêntrica a 120 graus/segundo.

BOUCHER et al. (1992), pesquisaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto medial longo e vasto lateral em exercícios isométricos máximo de extensão a 90, 30 e 15 graus de flexão da articulação do joelho, na posição sentado, com a articulação do quadril flexionada a 90 graus. Eletromiografia de superfície nas fibras oblíquas e longas do músculo vasto medial e no vasto lateral foram registradas simultaneamente com o momento de força. Dezoito pacientes foram divididos em dois grupos, baseando-se no diagnóstico de síndrome da dor femoropatelar e um grupo assintomático com o ângulo Q normal (média de 8,25 graus) e outro com síndrome femoropatelar (dor e ângulo Q aumentado, com média de 21,05 graus). Os Autores demonstraram que o sinal eletromiográfico associado ao torque, para todos os músculos vastos, não mostrou diferença significativa entre os grupos e nem entre os três ângulos estudados, sugerindo que todos os vastos foram constantemente ativados através do arco de movimento. Entretanto, quando 5 pacientes que apresentaram angulo Q aumentado foram isolados, revelaram valor significativamente menores na relação vasto medial oblíquo - vasto lateral, quando comparado com o outro grupo. A mesma relação foi significativamente menor a 15 graus quando comparada a 90 graus.

Para examinar os efeitos do treinamento isométrico na atividade eletromiográfica e no torque do quadríceps, BANDY & HANTEN (1993), formaram três grupos que realizaram contrações isométricas 3X por semana durante 8 semanas nos ângulos de 30°, 60° e 90°, o quarto grupo foi o controle que não realizou exercícios. Os resultados indicaram que houve aumento do torque e da atividade eletromiográfica não somente no ângulo treinado, mas em todo o arco de movimento. Os exercícios realizados na posição alongada (90°) produziram maior aumento no torque e foi a posição mais efetiva para transferir força e atividade EMG para os ângulos adjacentes quando comparado com o treinamento realizado na posição encurtada (30°).

MONTEIRO-PEDRO (1995), estudou a atividade do músculo VMO em 15 voluntários adultos saudáveis, variando os ângulos de flexão do joelho em 15° e 50°. Seus resultados mostraram que o ângulo do joelho não influenciou significativamente na atividade eletromiográfica do referido músculo.

KARST & WILLET (1995), investigaram o início da atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VL em 12 sujeitos assintomáticos e em 15 sujeitos com síndrome de dor femoropatelar em três situações: reflexo de extensão do joelho, extensão ativa sem peso e extensão ativa com peso. Os Autores não encontraram diferença entre os grupos em qualquer uma das situações testadas.

Da mesma forma, POWERS et al (1996), não encontraram diferença no início da atividade dos músculos VMO, VML, VL durante atividades funcionais. Foram estudados 26 pacientes com dor femoropatelar e 19 indivíduos normais. O grupo com dor femoropatelar demonstrou menor atividade dos vastos do que o grupo normal, porém diferenças no início e fim da atividade muscular não foram encontradas.

MONTEIRO-PEDRO et al. (1997), analisaram a atividade dos músculos VMO e VL na extensão isométrica do joelho a 15° e 50°. A atividade do VMO não foi maior do que a do VL à 15°, contudo a 50°, a diferença entre eles foi estatisticamente significativa. Os Autores sugerem que o ângulo de 50° pode ser utilizado para o fortalecimento seletivo do VMO.

CERNY (1995), estudou em 21 voluntários sem dor femoropatelar e em 10 pacientes com dor femoropatelar, o efeito de vários exercícios utilizados na reabilitação de pacientes com SDF na atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VL. Uma das situações estudadas foi a de contração isométrica em cadeia aberta com o joelho flexionado nos ângulos de 15°, 45° e 60°. Os referidos músculos apresentaram maior atividade a 15° do que a 60°, devido a uma demanda mecânica aumentada nos últimos graus em decorrência de fatores como: aumento do braço de alavanca do músculo quadríceps da coxa e da gravidade além da diminuição do comprimento muscular.

VÄÄTÄINEN et al. (1995), estudaram em 41 pacientes com condromalácia (grupo I) e 31 voluntários saudáveis (grupo II), o torque e a atividade eletromiográfica dos músculos da coxa. O estudo demonstrou que pacientes com condromalácia apresentam diminuição do torque e da atividade eletromiográfica em todas as porções do músculo quadríceps da coxa na extensão isométrica.

WORRELL et al. (1995), compararam a relação VMO:VL e o Torque a 0°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho com 19 sujeitos testados a 100% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e 13 a 60% da CIVM. Os resultados mostraram que a relação VMO:VL não apresentou diferença entre os ângulos estudados. Uma diferença significativa foi encontrada em relação ao torque em todas as posições, exceto entre 60° e 90°. Esta alteração no torque é explicada, de acordo com os Autores pela relação comprimento tensão dos músculos.

ZABIK & DAWSON (1996), registraram a força isométrica máxima e o pico da atividade eletromiográfica em 5 voluntários. Os ângulos estudados foram 110°, 90°, 70°, 50° e 30° de flexão do joelho. Os resultados indicaram que a produção da força durante a contração isométrica voluntária dos músculos vasto medial, reto da coxa e vasto lateral não variou nos cinco ângulos estudados; a resposta eletromiográfica foi similar a da força em todos os ângulos estudados.

A ativação dos músculos VMO e VLO foram estudadas por MORRISH & WOLEDGE (1997), em 49 pacientes com problemas femoropatelares crônicos e 20 indivíduos normais. Em todos os grupos a ativação destes músculos permaneceu praticamente sincrônica, sugerindo que o VMO e o VLO, possuem uma ação recíproca no controle da posição patelar, com alguma tendência de serem ativados mais rapidamente do que todo o músculo quadríceps. Diferenças significativas foram encontradas na ativação dos músculos VMO e VLO nos dois grupos, concluindo que o desequilíbrio pode contribuir para problemas femoropatelares. Neste trabalho convém salientar que para a colocação dos eletrodos os Autores utilizaram como referência uma linha do tracto iliotibial até a borda lateral da base da patela "tão abaixo do ventre muscular" quanto possível. O único ângulo estudado foi o de 20° de flexão.

LAPRADE et al. (1998), estudaram a atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral em exercícios de extensão do joelho, extensão com rotação medial da tibia, adução do quadril e adução com extensão do joelho combinadas em oito mulheres com síndrome de dor femoropatelar e 19 mulheres controle. Os resultados não revelaram diferença no comportamento dos músculos entre os dois grupos. No entanto a proporção VMO:VL foi significativamente maior nos

exercícios de extensão do joelho pura ou associada com a rotação medial da tibia. Os exercícios de adução pura ou combinada com extensão não aumentaram a atividade do VMO em relação ao VL.

### **ELETROMIOGRAFIA – Aspectos gerais**

A interpretação dinâmica ou cinesiológica dos dados EMG é usada para prover informações sobre o tempo da atividade muscular e sua intensidade relativa. Os sinais eletromiográficos contudo, são influenciados por muitos fatores que podem dificultar suas interpretações. Elas incluem: a magnitude da tensão, a velocidade de encurtamento, a velocidade de alongamento, a taxa de tensão no fortalecimento, a fadiga, a atividade reflexa e o ângulo articular (ACIERNO et al. 1995).

O número de fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa é chamado de taxa de inervação. Embora a taxa de inervação varie consideravelmente de um músculo para outro, ela é de certa maneira proporcional ao tamanho do músculo. Em músculos extra-oculares de humanos, que são muito pequenos, a taxa é de cerca de 10 fibras musculares por fibra nervosa; nos músculos da mão, a taxa é de cerca de 100 e nos músculos muito grandes como o gastrocnêmio, ela é de 2.000. Uma menor taxa de inervação indica uma maior capacidade de gradação fina da força total do músculo, assim como os pequenos campos receptores permitem uma maior resolução espacial nos sistemas somático-sensorial e visual (GHEZ, 1991)

Em função da diversidade de funções que os músculos apresentam e mesmo da solicitação diferenciada de um mesmo músculo em tarefas diferentes, ocorrem distintas taxas de inervação e também, há distintos tipos de unidades motoras. A classificação do tipo de unidade motora pode ser feita de acordo com suas propriedades histoquímicas, metabólicas ou fisiológicas (LIEBER & BODINE-FOWLER, 1993).

Está bem estabelecido na literatura que o sistema nervoso central controla tanto o recrutamento de novas unidades motoras como a modulação da frequência de despolarização das unidades motoras já ativadas para manter uma

força desejada e efetiva (De LUCA et al. 1982; De LUCA & ERIM, 1994; ZEYNEP et al. 1996).

BASMAJIAN & De LUCA (1985), observaram que com o aumento da força de contração, ocorria um aumento crescente do número de recrutamento das unidades motoras e aumento da frequência de disparo de cada uma delas, até que os potenciais individuais fossem somados e não mais reconhecidos. Este é o achado normal diante de uma contração vigorosa: quanto maior a força de contração, mais unidades motoras são recrutadas e a amplitude do sinal aumenta. Por outro lado, SODERBERG et al. (1987), consideraram inconclusiva a relação entre eletromiograma e tensão, mas reconhecem que a análise eletromiográfica é uma medida apropriada para avaliar a intensidade relativa da atividade muscular produzida durante esforços isométricos.

A relação entre o EMG e força vem sendo estudada atualmente por muitos pesquisadores (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; PHILIPSON & LARSON, 1988; PORTNEY, 1993; De LUCA, 1997; GUIRRO et al. 1998).

LIEB & PERRY (1971), KNIGHT et al. (1979), MONSTER (1979) e ZEYNEP et al. (1996), demonstraram existir uma relação linear direta entre EMG e tensões musculares isométricas desde que o comprimento muscular não sofra alterações, isto é, numa contração isométrica. Além disso, durante níveis similares de tensão muscular o registro eletromiográfico das unidades motoras de grupo muscular diferente pode apresentar um mesmo padrão de frequência de disparo, porém com diferentes amplitudes dependendo do tamanho, tipo de fibra e do limiar de despolarização da unidade motora.

O limiar da despolarização das unidades motoras varia de acordo com as características estruturais e funcionais das fibras musculares que podem ser divididas em fibras de contração lenta ou de contração rápida. As fibras musculares de contração lenta são classificadas como oxidativas, do tipo I, vermelhas, tônicas ou aeróbias. As de contração rápidas se classificam como tipo II, brancas e se subdividem em três categorias: II.a (metabolicamente oxidativas-glicolíticas e alta resistência à fadiga) e as II.b (metabolicamente glicolíticas e fadiga rápida). As fibras do tipo II.c são consideradas fibras indiferenciadas e poli-inervadas, expressando ambos os tipos de metabolismo das fibras do tipo I e II. As fibras de contração lenta apresentam baixo limiar de recrutamento dos

motoneurônios e baixa frequência de despolarização e são mais resistentes, pois apresentam alta frequência energética e minimizam a fadiga. A relação entre frequência de despolarização/produção de força dessas fibras é baixa (BURKE, 1981 e ZEYNEP et al. 1996).

As fibras de contração rápida (tipo II) contraem e relaxam rapidamente, mas fadigam-se rapidamente quando estimulado repetitivamente. Estas unidades geram maior força durante a tensão ou a contração tetânica. As fibra tipo I tem um tempo de contração muito mais longo e é altamente resistente à fadiga. No entanto pode gerar somente 1 a 10% da força das unidade de fibras tipo II, (GHEZ, 1991).

Da mesma forma, NISHIZONO et al. (1995), afirmam que se o músculo possui uma alta porcentagem de fibras tipo II, ele contrai poderosamente mas é mais susceptível à fadiga, enquanto que o músculo com baixas porcentagens dessas fibras, contraem vagarosamente mas são mais resistentes à fadiga. Então, de acordo com os Autores, a informação da composição das fibras musculares é fundamental quando se avalia a performance do músculo de sujeitos individualmente.

Embora as fibras musculares pertencentes a uma unidade motora sejam distribuídas em sub-regiões do músculo, as fibras de uma unidade motora estão espalhadas entre fibras de outras unidades motoras. A consequência funcional desta dispersão é que a força gerada por uma unidade irá se espalhar por uma área tecidual maior. Isto provavelmente minimiza os estresses mecânicos em regiões localizadas dentro do músculo (LIEBER & BODINE-FOWLER, 1993).

JOHNSON et al. (1973) e POLGAR et al. (1973) referem que as fibras musculares classificadas com base em suas características metabólicas e eletrofisiológicas, diferem nos músculos humanos adultos e variam dentro de regiões diferentes no mesmo músculo, entre músculos diferentes no mesmo indivíduo e entre os mesmos músculos de indivíduos diferentes em relação à função.

Tipicamente, as unidades de fibras tipo I, são as mais numerosas e requerem um maior suporte metabólico e estão localizadas mais profundamente

nos músculos. As unidades de fibras tipo II, que usam a glicólise são sempre mais próximas da superfície, onde a vascularização é menor (GHEZ, 1991).

ERIKSSON (1996), afirma que as fibras tipo I, atrofiam mais rapidamente do que as fibras do tipo II e ao dissecar algumas fibras musculares demonstrou que a diminuição da capacidade oxidativa que acontece no processo de atrofia afeta as fibras tipo I e não as fibras tipo II. Em casos avançados de atrofia muscular após uma lesão esportiva e cirurgias repetidas HÄGGMARK et al. (1986), encontraram uma alteração na distribuição das fibras musculares: há uma mudança nas fibras para uma maior concentração de fibras tipo II; esta alteração parece ser reversível, mas leva muito tempo para retornar ao normal.

De acordo com JOHNSON et al. (1973) e POLGAR et al. (1973), em uma unidade motora, as propriedades das fibras nervosas estão intimamente relacionadas. Primeiro o diâmetro e a velocidade de condução dos axônios que suprem a necessidade das fibras tipo II, que são maiores do que aquelas que suprem as unidades de fibras tipo I. Sendo assim, a velocidade de contração da fibra muscular está correlacionada com a velocidade de condução ao longo do axônio. Segundo, os neurônios motores das fibras tipo I somente disparam em frequências baixas porque cada potencial de ação é seguido por um longo período de hiperpolarização pós-potencial, o que previne a ocorrência de outro impulso imediatamente.

Durante exercícios de curta duração e de alta intensidade, primeiramente são ativadas as fibras de contração rápida; conseqüentemente, unidades motoras de alto limiar de recrutamento apresentam alta frequência de despolarização, o que pode precocemente causar fadiga na contração e diminuir sua contribuição para a produção da força. Já em contrações cujo nível de força é menor, tais como aquelas realizadas na vida diária, as unidades de alto limiar são ativadas em menor frequência de disparo do que as unidades de baixo limiar, minimizando então a fadiga (BURKE, 1981 e ZEYNEP et al. 1996).

Considerando os estudos histoquímicos dos músculos vasto lateral e vasto medial, é importante lembrar que os trabalhos clássicos não fazem referência ao músculo VMO.

O músculo VL no adulto é composto aproximadamente por porcentagens equivalentes de fibras tipo I e tipo II, com fibras tipo II.a

predominando sobre o tipo II.c (JOHNSON et al. 1973). Por outro lado, EDGERTON et al. (1975), estudaram histoquimicamente os músculos vasto intermédio, sóleo, gastrocnêmio e vasto lateral. Os resultados indicaram a presença no VL de cerca de 32% de fibras de contração lenta.

LEXELL et al. (1983), através de estudos histoquímicos revelaram que o músculo VL é composto em média por 52% de fibras tipo I. Além disso evidenciaram que a distribuição das fibras variou dentro do próprio músculo de distal para proximal e de indivíduo para indivíduo. A distribuição das fibras também depende da profundidade uma vez que as fibras tipo II se encontram na superfície e as tipo I nas regiões mais profundas. Concluem que o músculo VL apresenta uma distribuição aleatória.

BRIZZI et al. (1989), realizaram através de biópsia um estudo histoquímico dos músculos vasto medial e vasto lateral em 25 pacientes com síndrome do mau alinhamento da patela. Das 43 biópsias realizadas, apenas 3 apresentaram-se normais, as demais mostraram-se com alterações inflamatórias por desuso ou neurológicas. As características do infiltrado inflamatório, de acordo com os Autores são sugestivas de microtraumatismos, além de fascite com proliferação de tecido conjuntivo fibroso. No entanto, não realizaram a descrição da distribuição dos tipos de fibras.

Uma análise das características histoquímicas e morfométricas dos músculos VMO, VML e VL foi realizada por TRAVNIK et al. (1995), através da autópsia destes músculos em 9 homens saudáveis. O estudo mostrou que as diferenças anatômicas e funcionais dos músculos VML e VMO, são acompanhadas de diferentes proporções e tamanhos dos tipos de fibras musculares nos dois músculos. O VML e VMO diferem significativamente ( $P < 0.01$ ) na proporção de fibras tipo I (59,6% : 44%) e tipo IIb (6,3% : 15%). Para o VML a proporção de fibras de contração lenta é duas vezes mais alta do que as de contração rápida. Para o VMO a proporção de fibras de contração rápida é maior do que as de contração lenta. Estas observações indicam que o VML é mais lento e mais resistente à fadiga do que o VMO. Em relação ao diâmetro das fibras, TRAVNIK et al. (1995) encontraram que as fibras do VML são significativamente ( $P < 0.01$ ) menores do que as do VMO.

A comparação entre a proporção dos diferentes tipos de fibras encontrados nos três músculos, os Autores acima mostraram que o VL e o VML diferem significativamente ( $P < 0.01$ ) na proporção de fibras tipo I, enquanto que esta proporção não foi significativamente diferente entre VL e VMO. A proporção de fibras tipo IIa, não diferiu entre os três músculos. O VL foi o músculo que apresentou a proporção mais alta de fibras tipo IIb, esta característica afeta diretamente a fadigabilidade do músculo, já que estas fibras produzem maior concentração de ácido láctico e são menos resistentes à fadiga. O diâmetro das fibras do VL é menor do que nos músculos VMO e VML, apesar da diferença ser pequena. O estudo demonstrou ainda que a distribuição dos tipos de fibra não é aleatória, mas há uma diferença sistemática na proporção dos tipos de fibras entre as regiões superficiais e profunda dos músculos com mais fibras tipo I na região profunda do que na superfície e fibras tipo II mais na superfície do que profundamente nos músculos. De acordo com os Autores, a similaridade das características histoquímicas e morfométricas do VMO e VL refletem a função comum de ambos na estabilidade do joelho, justificando inclusive as dificuldades de se fortalecer seletivamente o VMO.

FLOYD et al. (1987), estudaram histoquimicamente o músculo VL de 12 pacientes com luxação recidivante da patela e comparando com o grupo controle, encontraram que os pacientes com luxação apresentaram predominância de fibras tipo II.c em relação ao grupo controle, cuja predominância foi de fibras tipo I e II.a. As fibras tipo II.c, segundo os Autores, são raras no adulto e sua presença pode ser devido a um processo de denervação e reinervação dentro do músculo, ou ainda, uma patela instável pode demandar maior atividade do músculo quadríceps da coxa que então aumenta a proporção de fibras II.c, podendo ser um fenômeno secundário ao treinamento. Por outro lado, a presença das fibras II.c, representam a conversão das fibras lentas em rápidas devido ao desuso. Os pacientes apresentaram diminuição de fibras tipo I podendo estar associada ao aumento das fibras tipo II.c.

Todos estes aspectos devem ser levados em conta ao se analisar a resposta eletromiográfica dos músculos VLL, VLO e VMO, bem como para elaborar um programa de reabilitação para os pacientes que necessitem da recuperação funcional destes músculos.

## ARQUITETURA MUSCULAR

LOEB & GANS (1986) descrevem o ângulo de penação dos músculos como o ângulo relativo das fibras musculares em relação ao eixo longitudinal do músculo, que é o eixo principal de geração de força do mesmo. O ângulo de penação, de acordo com os Autores, permite que haja mais fibras musculares numa mesma área de secção transversa, propiciando certa quantidade adicional de força gerada por dado volume de músculo. Embora cada fibra perca uma fração da força que ela produz.

Outro fator a se considerar sobre a arquitetura dos músculos de acordo com o mesmo Autor é que esse arranjo angulado tem a vantagem adicional de que as fibras musculares e o tendão pode ter uma direção radiada em relação ao sítio de inserção, ao invés de somente possibilitar uma única direção de inserção.

No que diz respeito à relação comprimento-tensão, LIEBER & BODINE-FOWLER (1993), afirmam que a curva comprimento-tensão numa contração isométrica é gerada pela estimulação máxima de um músculo esquelético em uma variedade de comprimento e mensurando a tensão gerada a cada comprimento. No entanto as bases estruturais precisas para o relacionamento comprimento-tensão no músculo esquelético não foi elucidada até os anos 60. Em seu trabalho, os Autores descrevem a curva de comprimento tensão, válida para as contrações isométricas que determina que a tensão gerada por um músculo esquelético é função direta da superposição entre os filamentos de actina e miosina. A curva apresenta 3 fases: uma ascendente, um platô e uma parte descendente. A fase descendente da curva, que representa o sarcômero demasiadamente alongado (+ de  $3,65 \mu\text{m}$ ) é atribuída ao fato de não haver interdigitação entre os filamentos de actina e miosina. Na fase do platô, o comprimento do sarcômero variou de  $2,0$  a  $2,2 \mu\text{m}$ . Nesse intervalo a força permaneceu constante. Isto se deve ao fato da estrutura do sarcômero ocasionar uma maior sobreposição dos filamentos, sem resultar numa maior geração de força porque não existem conexões adicionais de pontes cruzadas nesta faixa de comprimento do sarcômero. A fase ascendente denota a condição onde a fibra muscular encontra-se encurtada e os filamentos de actina estão numa dupla

sobreposição dos sarcômeros. Sendo assim os filamentos de actina de um lado do sarcômero, interferem na formação de pontes cruzadas sobre o outro lado do sarcômero, resultando numa diminuição da força.

WICKIEWICZ et al. (1983), estudaram a arquitetura muscular do quadríceps e não encontraram diferença no ângulo de penação do VL e VM. Sem considerar as porções oblíquas, apresentam ainda os seguintes valores: massa muscular VL  $220 \pm 56$ , VM  $175 \pm 41$ ; comprimento muscular: VL  $324 \pm 14$ , VM  $335 \pm 15$ ; comprimento das fibras: VL  $65.7 \pm 0.8$ , VM  $70.3 \pm 3.3$ ; área de secção transversal: VL  $30.6 \pm 6.5$ , VM  $21.1 \pm 4.3$ .

**PROPOSIÇÃO**

## PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi:

- estudar a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral oblíquo, vasto lateral longo e vasto medial oblíquo na contração isométrica voluntária máxima nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho.
- verificar se os músculos vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo apresentavam diferenças funcionais entre si.
- Relacionar a atividade eletromiográfica destes músculos com a apresentada pelo músculo vasto medial oblíquo, e analisar o papel destes músculos na estabilização patelar.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

## **MATERIAL E MÉTODOS**

### **1. VOLUNTÁRIOS**

Os músculos vasto medial oblíquo (**VMO**), vasto lateral oblíquo (**VLO**) e vasto lateral longo (**VLL**) foram analisados eletromiograficamente em 21 voluntários, sendo 10 do sexo feminino e 11 do sexo masculino, com idade de 19 a 28 anos ( $X=23,3\pm 2,9$ ) sem história clínica de dor ou lesão osteomioarticular, previamente selecionados (ficha de avaliação, Anexo 1).

### **2. EQUIPAMENTOS**

#### **2.1- ELETROMIÓGRAFO**

Os registros eletromiográficos foram captados pelo eletromiógrafo VIKING II de oito canais (NICOLET BIOMEDICAL INSTRUMENTS) do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

O software utilizado foi o MMP (Multi Mode Program), que permitiu o registro simultâneo de todos os músculos no mesmo movimento. A calibração do equipamento variou de 200 a 500 $\mu$ V divisão e a velocidade de deslocamento do feixe foi de 200ms/divisão. Os filtros foram fixados numa amplitude de 10Hz para baixa frequência e de 10KHz para alta frequência .

#### **2.2- MESA FLEXO-EXTENSORA**

Os exercícios foram realizados em uma mesa flexo-extensora (MONTEIRO-PEDRO, 1992), que permitia a fixação mecânica do membro em diferentes ângulos de flexão do joelho, proporcionando uma contração voluntária isométrica máxima (CIVM) em cada ângulo. O voluntário permaneceu sentado com o tronco e o quadril fletidos a 90<sup>o</sup> e para sua maior estabilização, a mesa possuía dois cintos de estabilização: um axilar (**a**) e outro pélvico (**b**) (FIGURA 1).

O joelho direito de cada voluntário foi posicionado nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão, através de um dispositivo colocado cerca de 2 cm acima dos maleólos (c), e fixado à uma haste (d), que permitia a realização de uma contração isométrica voluntária máxima nos diferentes ângulos, (FIGURA 1).

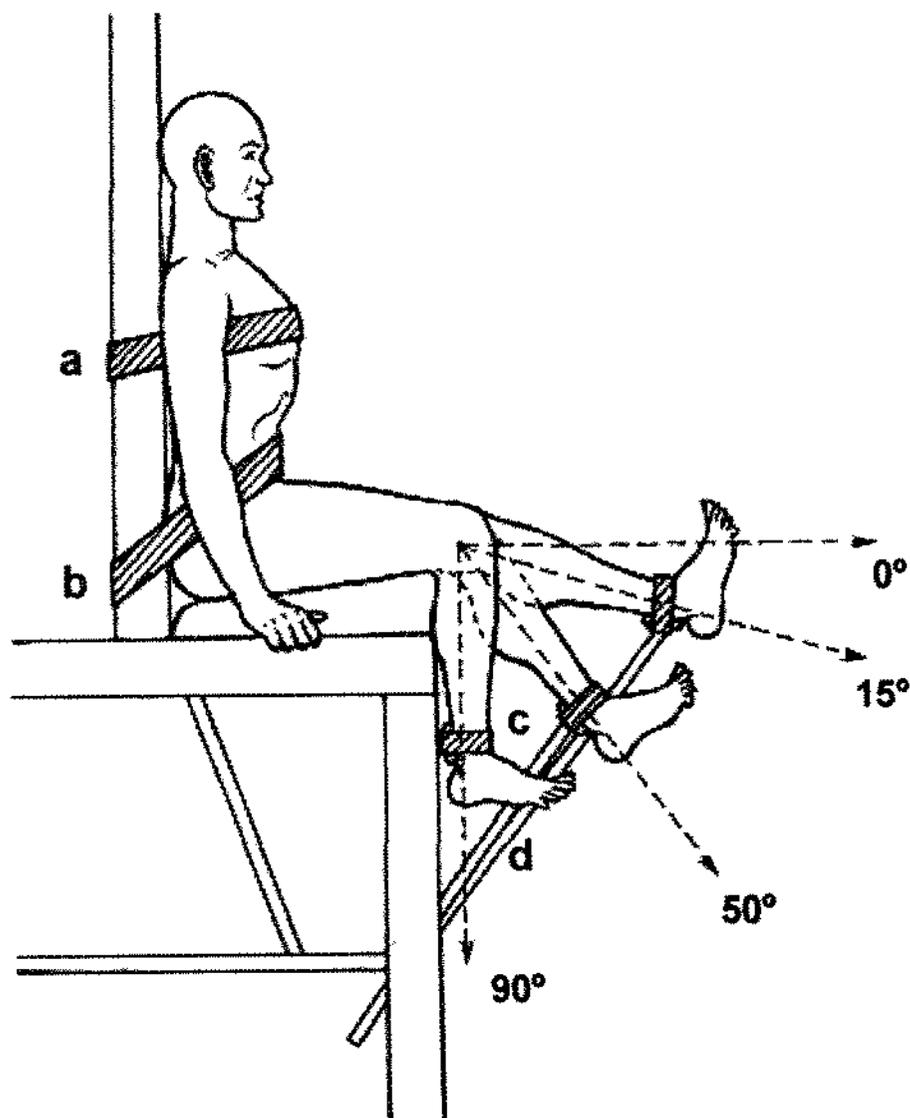


Figura 1. Mesa flexo-extensora que manteve o voluntário sentado com uma estabilização axilar (a) e pélvica (b), com o quadril e o joelho fletidos a 90°. Um dispositivo (c) foi posicionado cerca de 2 cm acima do maléolo, que através de uma haste de fixação (d), permitiu a realização da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho.

### 2.3- ELETRODOS

Para a captação dos potenciais de ação dos músculos VMO, VLL e VLO foram utilizados três pares de mini eletrodos de superfície tipo Beckman, com diâmetro de 11mm e superfície de detecção de 2mm, sobre o ventre de cada músculo, fixados sobre a pele previamente tricotomizada e realizada a limpeza com álcool 70%, a fim de reduzir a impedância e eliminar eventuais interferências produzidas por pêlos ou secreções da pele.

Antes da fixação os eletrodos foram untados com gel eletrocondutor e fixados à pele por meio de fita adesiva micropore (3M do Brasil) e conectados ao pré-amplificador do eletromiógrafo por um fio de 120 cm de comprimento. Um eletrodo terra também foi untado com gel eletrocondutor e fixado à tuberosidade anterior da tibia e ligado ao canal que apresentava mais ruído.

O músculo VLO encontra-se recoberto pelo tracto iliotibial, (FIGURA 2). Desta forma, poderia dificultar a captação do sinal eletromiográfico. Sendo assim, foram realizados testes pilotos preliminares utilizando eletrodos cocêntricos de agulha que demonstraram pouca variação no valor de RMS comparado ao exame realizado com eletrodos de superfície. Além disso, trata-se de uma técnica invasiva, que pode provocar dores e desconforto ao voluntário durante a realização dos exames (o que poderia alterar os resultados). Optou-se então, pela utilização dos eletrodos de superfície. A utilização dos eletrodos de superfície em Eletromiografia Cinesiológica tem se tornado rotina (De LUCA, 1997), e inúmeros autores adotam o eletrodo de superfície para a realização dos seus experimentos. Isto se deve ao fato de que esses eletrodos são mais fáceis de aplicar, não apresentam dor ou desconforto para o voluntário e têm maior reprodutibilidade (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; GIROUX & LAMONTAGNE, 1990).

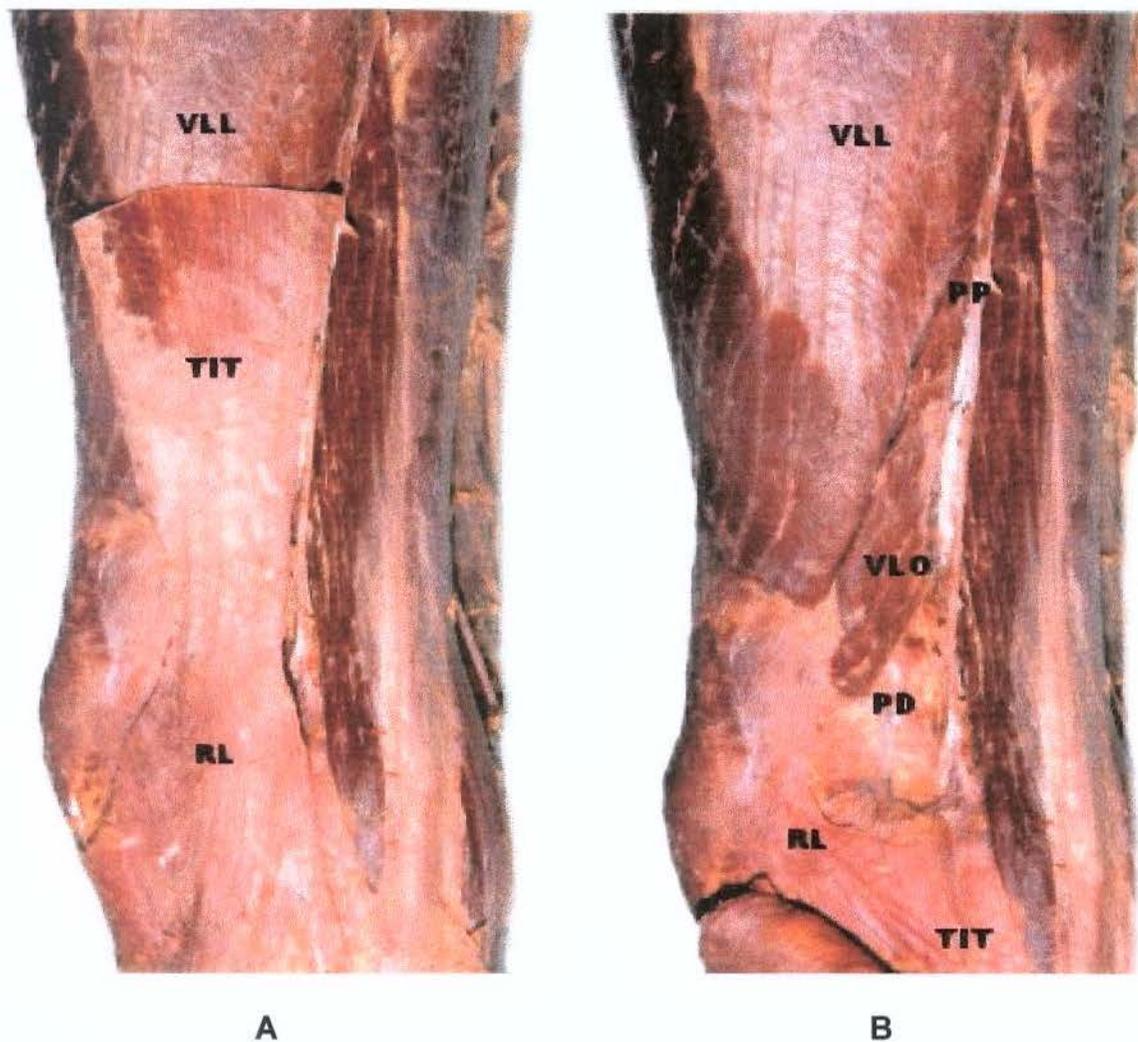


Figura 2. Porção superficial do músculo VLO na vista lateral do joelho, em (A), observa-se o tracto iliotibial (TIT) recobrendo completamente o músculo VLO e formando o retináculo lateral (RL). (B) Rebatido o TIT, evidencia-se o músculo VLO, desde o início do seu ventre muscular, no ponto distal (PD), até ser recoberto pelo músculo VLL, no ponto proximal (PP) da sua porção superficial (BEVILAQUA-GROSSO, 1996).

### 2.3.1- COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS

De acordo com De LUCA (1997), os eletrodos devem ser posicionados no ventre muscular, entre o ponto motor e a junção miotendinosa. Para a colocação dos eletrodos nas diferentes porções do músculo quadríceps: (VMO, VLO e VLL), foi traçado uma linha da espinha ílíaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela (C), para servir de referência na medida dos ângulos de inclinação de cada porção (GROSSO et al. 1996), (FIGURA 3).

O par de eletrodos sobre o m. VMO foi posicionado sobre o ventre muscular numa inclinação de  $55^{\circ}$  (LIEB & PERRY, 1968). Para o m. VLL os eletrodos foram posicionados a 15 cm da borda superolateral da patela numa inclinação de  $13,6^{\circ}$ ). Considerando que o m. VLO apresenta sua porção superficial localizada cerca de 2,2 cm do epicôndilo lateral, com um comprimento superficial de 8,95 cm em média, para a colocação dos eletrodos sobre este músculo localizou-se o epicôndilo lateral do fêmur e a seguir o início e o meio do ventre muscular do VLO com uma inclinação de  $50,4^{\circ}$  (BEVILAQUA-GROSSO & BÉZIN, 1996) e colocado os eletrodos (FIGURA 3).

Cada par de eletrodos foi sempre aplicado com uma distância de 2 cm entre o centro de cada e no sentido longitudinal às fibras.

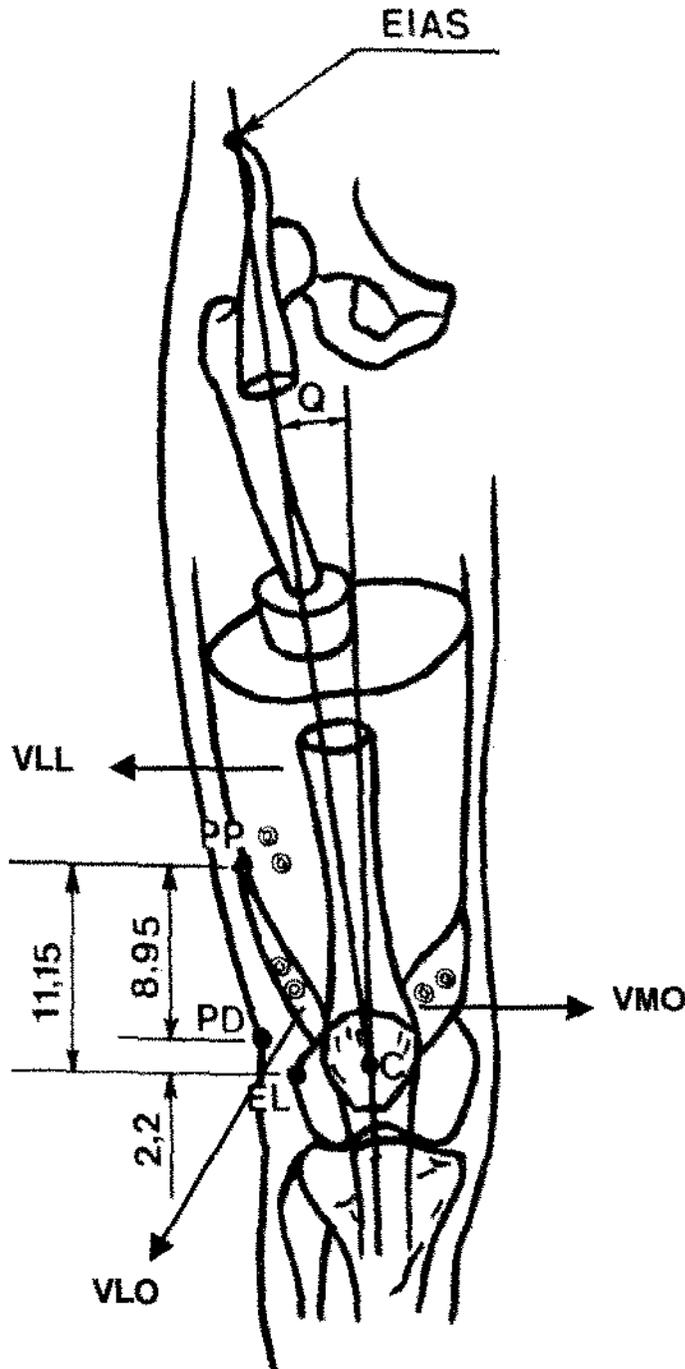


Figura 3. Para servir de parâmetro na colocação dos eletrodos foi traçada uma linha da espina íliaca ântero-superior (EIAS) até o centro da patela (C), que é a mesma referência para a medida do ângulo Quadríceps (Q). Os eletrodos foram posicionados seguindo o alinhamento das fibras dos músculos VMO, VLO e VLL. Para a colocação dos eletrodos sobre o VLO além da inclinação foram consideradas as medidas superficiais deste músculo, tendo como referência os pontos proximal (PP) e distal (PD) à partir do epicôndilo lateral (EL).

### 3. PROCEDIMENTOS

Antes da execução do exame eletromiográfico, todos os voluntários foram avaliados de acordo com a ficha de avaliação (Anexo 1) e posteriormente foi realizado uma familiarização, onde o voluntário realizava os movimentos isométricos solicitados procurando manter uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de forma homogênea e constante.

O voluntário foi instruído para se concentrar no comando verbal: "Atenção!...Força" dado pelo operador do eletromiógrafo, mantendo a contração por 4s até o operador do eletromiógrafo cessar o comando verbal de Força! Força! Mantém, Isso! Relaxe.... O período de repouso entre cada contração foi de 60s.

Antes da realização dos exames, a ordem de execução dos exercícios isométricos foi sorteada aleatoriamente e cada movimento repetido e gravado três vezes. A gravação em disquete permitia armazenagem dos dados para posterior conversão e análise.

#### 3.1- POSIÇÕES E EXERCÍCIOS

Para a execução dos exercícios, o voluntário posicionou-se sentado na mesa, com o tronco e o quadril formando um ângulo de  $90^{\circ}$  e a fossa poplíteia aproximadamente dois centímetros e meio acima do assento da mesa, devidamente estabilizado com os cintos pélvico e torácico, sendo orientado para segurar na borda lateral da mesa durante os exercícios.

A CIVM foi permitida por um dispositivo da mesa que fixava o joelho através de uma haste, na angulação desejada, onde se apoiava o tornozelo (cerca de 2 cm acima do maléolo lateral) do voluntário, posicionando assim o membro e proporcionando resistência máxima aos movimentos (FIGURA 1).

A articulação do quadril e a articulação do tornozelo foram mantidas em posição neutra.

**Exercícios executados (Figura 1):**

- 1. Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado à 15° (CIVM 15°).**
- 2. Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado à 50° (CIVM 50°).**
- 3. Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado a 90° (CIVM 90°).**

#### **4. ANÁLISE DO SINAL**

O *software* MMP é capaz de processar o sinal de até 8 músculos simultaneamente. No entanto não fornece a quantificação da atividade eletromiográfica dos músculos analisados. Portanto, para a análise quantitativa do sinal foi necessário a utilização de um *software* denominado SISDIN (LYNIX) que fornece a RMS (Root Mean Square – Raiz Quadrada da Média) do sinal expressa em microvolts ( $\mu\text{V}$ ). O valor da RMS de cada contração foi anotado numa planilha previamente elaborada (ANEXO 2).

#### **5. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os dados foram tratados como um experimento em parcelas subdivididas, casualizado em blocos e submetidos à análise de variância (ANOVA) e quando detectada a existência de interação foi procedida a comparação das médias aplicando-se o Intervalo de Confiança a nível de 95%.

## **RESULTADOS**

## RESULTADOS

### 1. EFEITO DA VARIAÇÃO DOS ÂNGULOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO NA ATIVIDADE DOS MÚSCULOS VMO, VLL E VLO DURANTE A CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA

#### A) Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado à 15° (CIVM 15°).

Na CIVM 15°, a atividade dos músculos VLL e VLO não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si. Porém ambas foram significativamente menores do que a atividade do músculo VMO, a nível de 5% (Figura 4).

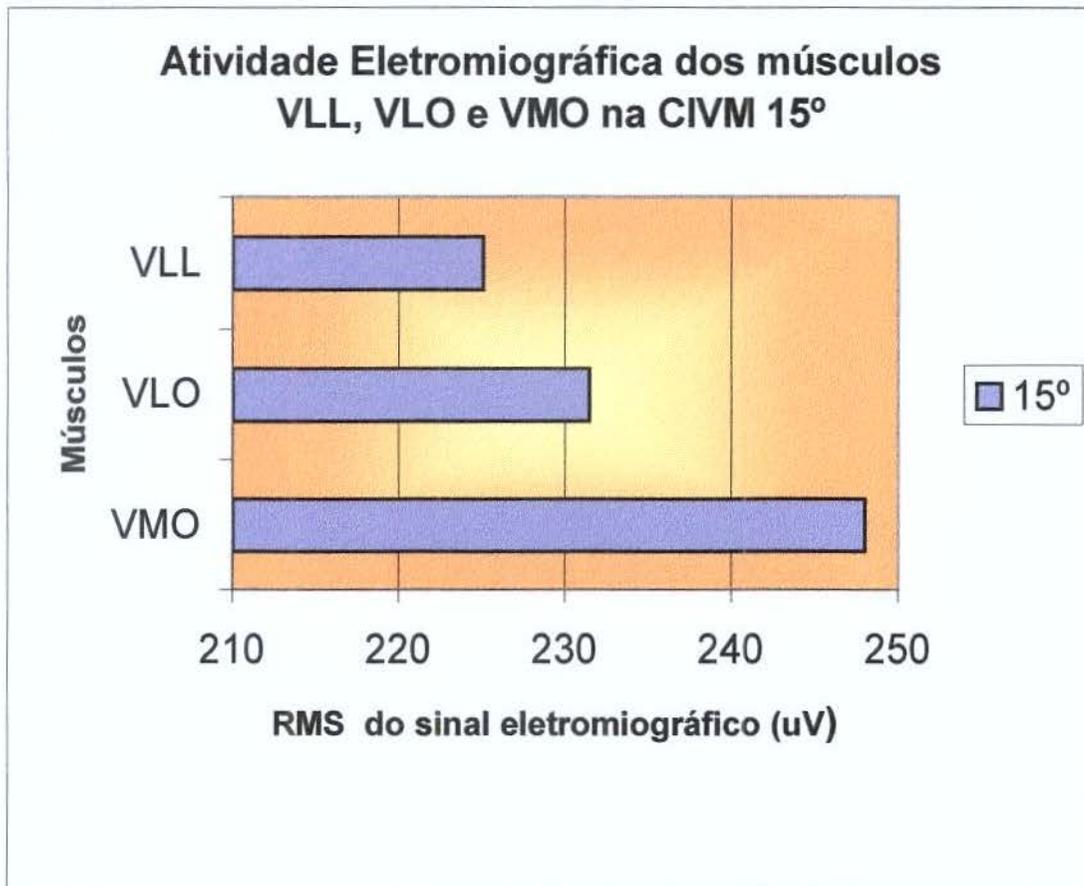


Figura 4 . Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ). A atividade do músculo VMO na CIVM 15°, foi estatisticamente maior do que a atividade dos músculos VLL e VLO, que por sua vez não apresentaram diferenças entre si, com alfa de 5% ( $n=21$ ).

**B) Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado à 50° (CIVM 50°).**

Na CIVM 50°, a atividade elétrica dos músculos VLL, VLO e VMO, são estatisticamente diferentes entre si. O músculo VLL apresenta uma atividade elétrica estatisticamente menor em relação aos demais.

Por outro lado o músculo VMO mostra uma atividade eletromiográfica estatisticamente maior do os músculos VLL e VLO.

O músculo VLO apresenta atividade elétrica maior do que o músculo VLL e inferior ao músculo VMO, (Figura 5).

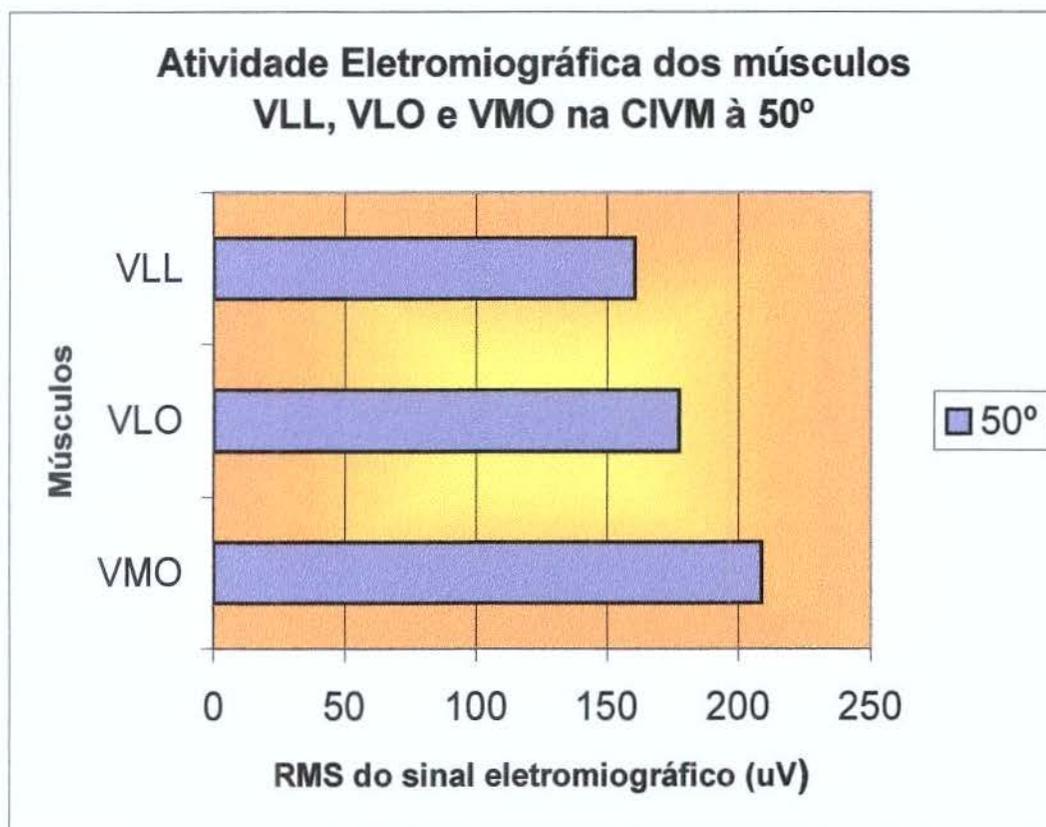


Figura 5. Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ) na CIVM 50°. Todos os músculos analisados foram diferentes entre si. A atividade eletromiográfica do VMO é a nível de 5%, estatisticamente maior do que a do músculo VLO, que por sua vez é superior a do músculo VLL (n=21).

**C) Contração Isométrica Voluntária Máxima de extensão do joelho flexionado à 90° (CIVM 90°).**

Na CIVM 90°, a atividade elétrica dos músculos VLL, VLO e VMO, foi semelhante ao encontrado na CIVM 50°. Os referidos músculos apresentam atividades estatisticamente diferentes entre si. O músculo VMO apresenta atividade elétrica estatisticamente superior aos músculos VLL e VLO.

O músculo VLO apresenta atividade elétrica superior ao VLL que como o ocorrido a 50° apresenta atividade inferior aos demais, (Figura 6).

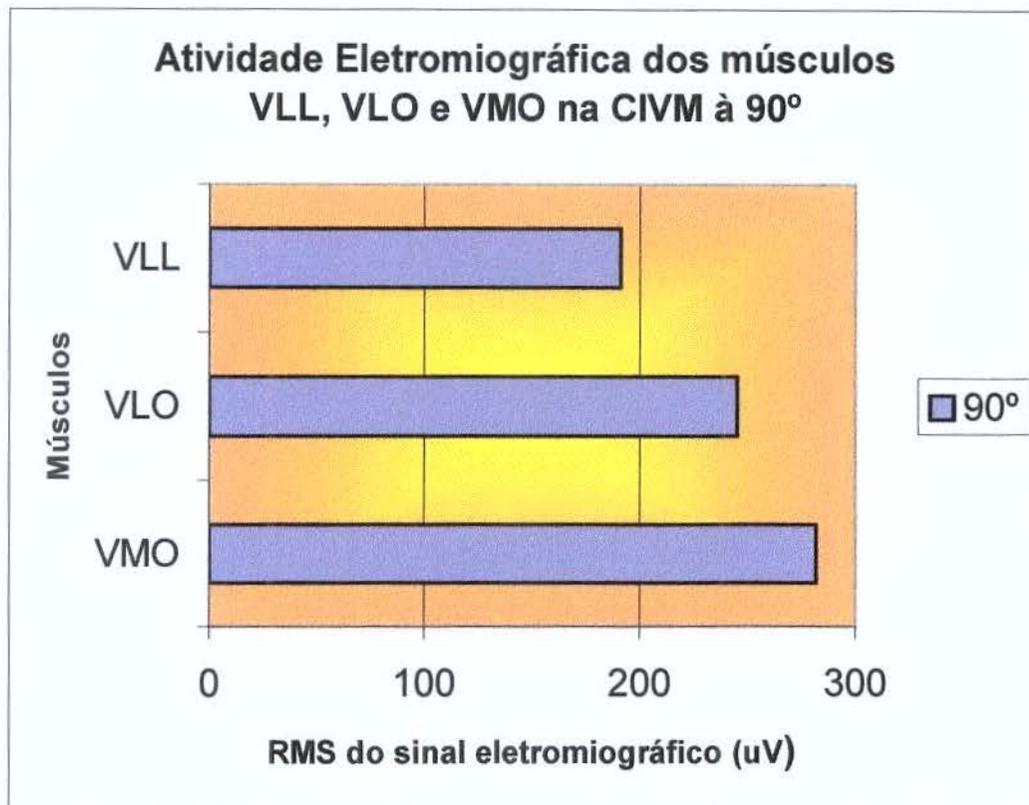


Figura 6. Média da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral longo (VLL), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto medial oblíquo (VMO), expressa em RMS ( $\mu\text{V}$ ) na CIVM 90°. A atividade elétrica do VMO é a nível de 5%, estatisticamente maior do que a do músculo VLO, que por sua vez é superior a do músculo VLL (n=21).

**D) Comportamento dos músculos VLL, VLO e VMO, agrupados nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho.**

A Figura 7 mostra que os músculos VLL, VLO apresentaram atividades semelhantes à 15°. A diferença estatística entre estes músculos aumentou na medida que se aumentou o ângulo de flexão do joelho. A atividade do músculo VMO foi estatisticamente maior do que a atividade dos músculos VLL e VLO em todos os ângulos estudados

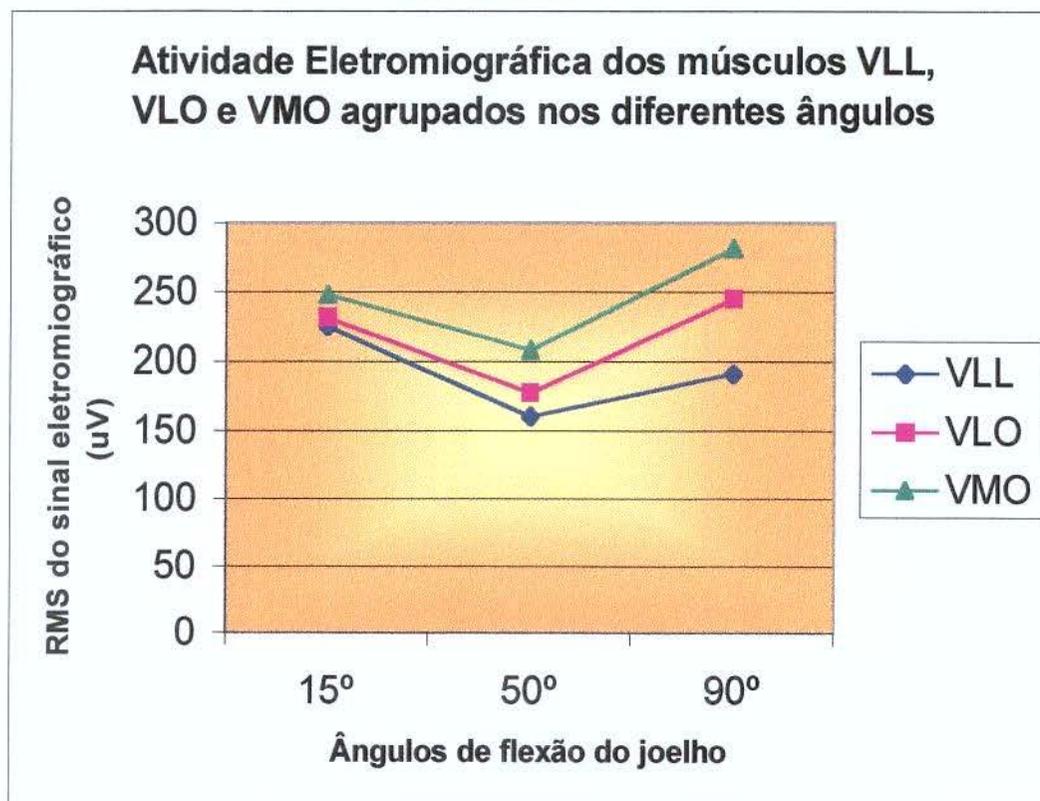


Figura 7. Atividade dos músculos VLL, VLO e VMO nas CIVM de extensão à 15°, 50° e 90° de flexão do joelho. A atividade eletromiográfica dos músculos foi sempre significativamente diferente, com exceção da atividade do VLL e VLO na CIVM 15°. Alfa de 0.05, indicando um intervalo de confiança de 95%, (n=21).

A Figura 8, evidencia o comportamento dos músculos VLL, VLO e VMO, nas diferentes angulações estudadas. Os músculos VLO e VMO apresentam um comportamento semelhante. O músculo VLL, por sua vez, difere destes já que é mais ativo a 15°.

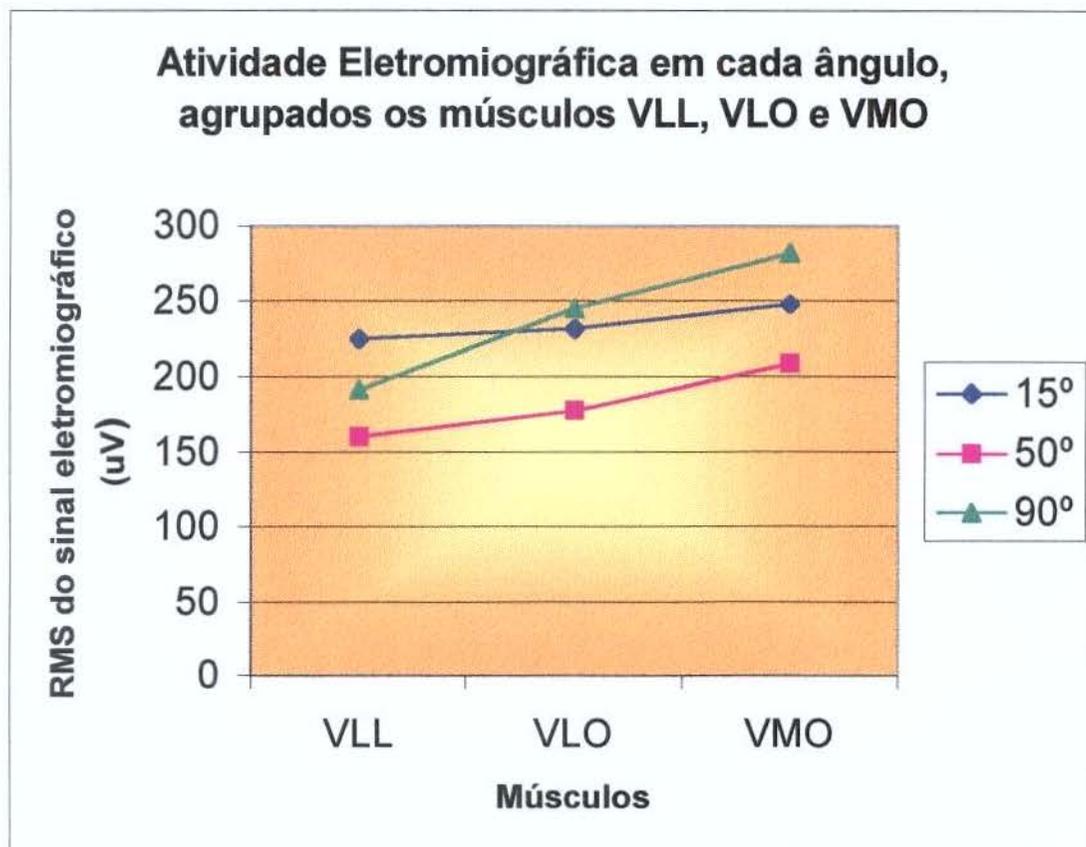


Figura 8. Atividade observada em cada movimento (15°, 50° e 90° de flexão do joelho) agrupados por músculos. O músculo VLL é mais ativo a 15°, depois a 50° e apresenta como o VLO e o VMO, a menor atividade a 50°. Os músculos VLO e VMO, mostraram maior atividade a 90°, e em seguida a 15°.

A tabela 1 apresenta os resultados da análise de variância (ANOVA).

Tabela 1 – Análise de variância (ANOVA) considerando os fatores: músculo, indivíduo e movimento e a interação entre eles.

Causa de Variação	Grau de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrados Médios	Valor-F	P-Value
A: Músculo	2	275072,0	137536,0	146,89	0,0000
B: Indivíduo	20	8,2670906	413354,0	441,47	0,0000
C: Movimento	2	382130,0	191065,0	204,06	0,0000
Interação					
AB	40	1,959176	48979,2	52,31	0,0000
<b>AC</b>	<b>4</b>	<b>80404,6</b>	<b>20101,1</b>	<b>21,47</b>	<b>0,0000</b>
BC	40	715831,0	17895,8	19,11	0,0000
Resíduo	378	343926,0	936,312		
Total					
Corrigido	566	1,258070			

Tabela 2 - Comparação múltipla das médias da atividade eletromiográfica em RMS ( $\mu\text{V}$ ) observada nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho dos músculos VMO, VLL e VLO, (n=21).

Angulação	Músculos		
	VMO	VLL	VLO
15°	248.01	225.1	231.47
50°	208.55	160.45	177.37
90°	281.75	190.96	245.07

## **DISCUSSÃO DOS RESULTADOS**

## **DISCUSSÃO DOS RESULTADOS**

Inicialmente serão discutidos alguns aspectos em relação à colocação dos eletrodos, uma vez que o estudo funcional do músculo VLO ainda é incipiente e não há metodologia definida para isto. Em seguida procederemos a análise morfo-funcional dos músculos estudados e sua relação com as estruturas do compartimento lateral da patela no equilíbrio da articulação femoropatelar.

Este capítulo se encerrará com a discussão da relevância clínica e as aplicações práticas dos resultados, procurando contribuir com os profissionais que trabalham na reabilitação funcional destes músculos.

## **COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS**

Um dos objetivos do trabalho de BEVILAQUA-GROSSO (1996) foi o de estabelecer parâmetros para a colocação dos eletrodos para um futuro estudo funcional dos músculos VLL e VLO. Para isso foram tomadas (em relação ao epicôndilo lateral) as medidas do comprimento superficial do VLO, uma vez que o mesmo encontra-se recoberto em parte pelo tracto iliotibial e músculo VLL (Figuras 2 e 3). No entanto, mesmo para o VMO que é um músculo estudado há vários anos e tem a angulação de suas fibras estabelecida, alguns autores ao descreverem a localização dos eletrodos apenas citam que os mesmos foram colocados sobre o ventre muscular (WORRELL et al. 1995; KOWALL et al. 1996). Da mesma forma acontece com o músculo VL, porém é um músculo muito maior que o músculo VMO e os autores descrevem para o VL a colocação dos eletrodos sobre o 1/3 da distância entre a patela e a espinha ilíaca ântero-superior (CERNY, 1995; HERRINGTON & PAYTON, 1997).

De acordo com De LUCA (1997), os eletrodos no estudo eletromiográfico devem ser posicionados entre a junção miotendinosa e o ponto motor, perpendicularmente ao comprimento das fibras musculares. Portanto,

respeitando o sentido das fibras, pois isto pode afetar e interferir no valor do potencial de ação e conseqüentemente na amplitude e freqüência do sinal.

Neste sentido, a arquitetura muscular a ser analisada deve ser conhecida pelo experimentador e ser levada em conta quando da colocação dos eletrodos. Sendo assim, ao posicionar os eletrodos sobre o músculo quadríceps, a orientação de suas fibras devem ser respeitadas. Autores como BOUCHER et al. (1992), KARST & JEWETT (1993), MONTEIRO-PEDRO et al. (1998) e GILLEARD et al. (1998) ao descreverem sua metodologia não somente se preocuparam com a distância mas com o alinhamento das fibras dos músculos analisados.

MORRISH & WOLEDGE (1997), ao descreverem o posicionamento dos eletrodos sobre o músculo VMO, afirmaram que os mesmos foram colocados à 55° com a linha do fêmur. Contudo para o VLO, os Autores, não citam qualquer angulação, apenas que os eletrodos foram posicionados considerando uma linha dirigida da banda iliotibial à margem lateral da patela, tão distal quanto o ventre muscular permitiu.

A metodologia seguida para a colocação dos eletrodos sobre o VLL e VLO neste trabalho foi elaborada à partir de um estudo anatômico prévio, onde foram tomadas as medidas que serviram de referência, seja para, a localização superficial dos músculos como suas inclinações em relação ao eixo femoral. Sendo assim, uma das preocupações foi evitar a captação da atividade eletromiográfica dos músculos adjacentes, por isso foi seguido rigorosamente as inclinações destes músculos (VLL 13,6° e VLO 50,4°), além da distância entre eles, uma vez que os eletrodos do VLL foram colocados 15 cm acima da margem superior da patela e os do VLO poucos centímetros acima do epicôndilo lateral (como descrito na metodologia).

A opção de trabalharmos com eletrodos de superfície se deu em função de estudos pilotos preliminares que revelaram pequena variação nos valores obtidos com eletrodos de agulha e de superfície. Outro aspecto importante de se considerar foi o desconforto e a dor provocada ao utilizarmos os eletrodos de agulha, que poderia ser um fator complicador na realização dos experimentos. No entanto, se o uso dos eletrodos de agulha fossem mais recomendados, estes problemas deveriam ser contornados, contudo todos os

músculos analisados neste estudo foram músculos superficiais, onde os eletrodos de superfície são mais indicados.

Corroborando com estas questões levantadas, BASMAJIAN & De LUCA (1985) e GIROUX & LAMONTAGNE (1990), afirmaram que os eletrodos de superfície além de serem mais fáceis de aplicar, não apresentam desconforto ou dor e possuem maior reprodutibilidade. PHILIPSON & LARSSON (1988), realizaram um estudo comparativo com eletrodos de agulha e superfície e verificaram da mesma forma, que os eletrodos de superfície foram os mais confiáveis.

## **ANÁLISE MORFO-FUNCIONAL DOS MÚSCULOS VLL, VLO E VMO.**

O conhecimento das estruturas que estabilizam a patela é um fator muito importante para entender as desordens no tracionamento patelar e os ângulos de inserção contribuem para o entendimento da dinâmica patelar, bem como a atividade eletromiográfica destes músculos. DUCHENE (1867) já considerava que as alterações na direção dos tendões do quadríceps na patela poderia predispor à luxações femoropatelaes.

### **1. Atividade eletromiográfica dos músculos VLL X VLO.**

Os músculos VLL e VLO apresentam diferenças anatômicas na origem, na inserção e no alinhamento de suas fibras (SCHARF et al. 1986; HALLISEY et al. 1987; WEINSTABL et al. 1989; JAVADPOUR et al. 1991; BEVILAQUA-GROSSO, 1996). No entanto suas diferenças funcionais necessitam ser melhor elucidadas.

Os resultados desta pesquisa revelaram que estes músculos possuem um comportamento diferente na atividade eletromiográfica. O único movimento que o VLL e VLO não apresentam diferenças entre si é a CIVM 15° (Figura 4 e 7). No entanto pode-se perceber que este é o ângulo onde as atividades dos músculos VMO, VLL e VLO apresentam maior similaridade.

Apesar da igualdade estatística na atividade eletromiográfica do VLL e do VLO nesta angulação, na Figura 8, nota-se que na CIVM 15° o VLL apresenta sua maior atividade, diferentemente do VLO que é mais ativo a 90° semelhante ao VMO. Mesmo não sendo estatisticamente significativa, BOUCHER et al. (1992), também encontraram maior atividade do VLL a 15° do que a 90° e ESCAMILLA et al. (1998) também relataram maior atividade dos músculos VLL e VML nos últimos graus de extensão do que em flexão do joelho.

A atividade destes músculos nos ângulos de 50° e 90° foi estatisticamente diferente. O VLO apresentou maior atividade do que o VLL a 50° e mais significativamente a 90°. Ambos apresentaram menor atividade eletromiográfica a 50°.

Uma vez que não foram encontrados trabalhos que estudaram a atividade eletromiográfica destes músculos simultaneamente, estes dados não puderam ser diretamente comparados, porém é possível levantar alguns aspectos nesta discussão.

Esta diferença de atividade eletromiográfica pode ser em parte atribuída às diferenças anatômicas do VLL e VLO.

O VLL possui extensa aponeurose nos 2/3 proximais do músculo como descrito por GOSS (1975), WARWICK & WILLIAMS (1973) e BEVILAQUA-GROSSO (1996), que abrange cerca de 3/4 da superfície do músculo. No entanto, não é somente na superfície que esta aponeurose é encontrada, mas também profundamente no 1/3 distal, como expansão da fásia de separação entre as porções do músculo vasto lateral fazendo deste, um verdadeiro tendão. LAST (1952) descreveu esta característica do VL, que torna-se distalmente tendinoso.

É importante salientar que a presença da aponeurose profunda, não somente distingue as duas porções mas também confere ao músculo vasto lateral características peculiares que o diferencia das demais porções do quadríceps, especialmente do componente vasto medial. Devido a estas características anatômicas o músculo vasto lateral possui uma capacidade de tracionamento muito forte da patela diferentemente do músculo vasto medial que é exclusivamente carnoso. O músculo VL apresenta segundo WICKIEWICZ et al.

(1983) em relação ao VM também maior área de secção transversal (VL  $30,6 \pm 6,5$  e o VM  $21,1 \pm 4,3$ ).

As dissecações do músculo VLO mostraram que o mesmo apresenta uma porção distal e superficial em espiral e outra proximal coberta pelo vasto lateral longo com suas fibras longitudinais na diáfise femoral confundindo-se com o músculo vasto intermédio (BEVILAQUA-GROSSO, 1996).

Em relação à morfologia do VLO, LIEB & PERRY (1968) descreveram as fibras dos vastos "enrolando-se" circunferencialmente no fêmur num curso oblíquo. Da mesma forma, HALLISEY et al. (1987), descreveram as fibras distais do VLO circulando anteriormente para inserir-se obliquamente no tendão do quadríceps. Este arranjo angulado de acordo com LOEB & GANS (1986) tem a vantagem adicional de que as fibras e o tendão pode ter uma direção radiada em relação ao sítio de inserção, ao invés de possibilitar somente uma única direção. Neste caso, o VLO que se encontra lateralmente ao VLL, apresenta maior obliquidade ( $50,4^\circ$ ) e maior componente "rotacional" do que o VLL que está situado medialmente ao VLO, sobre a diáfise femoral e com uma inclinação menor ( $13,6^\circ$ ) sendo mais alinhado em relação ao eixo femoral (GROSSO et al. 1996).

Resumindo a morfologia destes músculos, podemos concluir que o VLO é um pequeno músculo como descrito por HALLISEY et al. (1987) e o VLL possui maior massa muscular (WICKIEWICZ et al. 1983) e um componente de tracionamento muito maior do que o VLO, estando mais propenso às alterações no seu comprimento, (Figuras 2 e 3).

Na CIVM  $15^\circ$ , ambos estão numa posição de encurtamento onde apesar das diferenças anatômicas, a constituição e a disposição das fibras não promoveram grandes alterações na relação comprimento tensão.

Os resultados de CERNY (1995), foram semelhantes aos desta pesquisa uma vez que ele encontrou menor atividade do músculo VLL a  $50^\circ$  do que a  $15^\circ$ . O Autor justificou o fato à desvantagem mecânica em decorrência do aumento da gravidade e do braço de alavanca do quadríceps, além da diminuição do comprimento muscular. Para BOUCHER et al. (1992), o VL (assim como o VML) quando em ação no ângulo de  $15^\circ$ , está mais envolvido com a extensão do que o tracionamento da patela. Isto se justifica também pelo alinhamento das

fibras do VLL, cuja tendência é tracionar a patela superiormente promovendo a extensão, diferentemente do VLO, que com suas fibras em espiral e inclinadas cerca de 50,4° com a diáfise femoral se responsabiliza pelo alinhamento da patela.

A maior atividade do músculo VLL no final da extensão também foram encontrados por WHEATLEY & JAHNKE (1951), BASMAJIAN (1970), SPEAKMAN & WEISBERG (1977), MARIANI & CARUSO (1979) e ELORANTA & KOMI (1980). No entanto estes resultados discordam de BREWERTON (1954/55), REYNOLDS et al. (1983), MOLLER et al. (1986), WORRELL et al. (1995) e ZABIK & DAWSON (1996), que não observaram diferença na atividade do VLL nos diferentes ângulos estudados.

## **2. Relação da atividade eletromiográfica do músculo VMO com os músculos VLL e VLO**

Grande importância foi dada ao músculo VMO na estabilização da patela, talvez por isso tenha sido tão amplamente estudado. DUCHENE (1867), em suas observações experimentais na estimulação elétrica dos músculos, e em especial do vasto lateral, observou que a patela é tracionada obliquamente para fora e para cima com muita força e quando uma estimulação mais intensa era aplicada observava-se a subluxação ou luxação da patela, enquanto que na estimulação do músculo vasto medial não foi observada a luxação medial constatando, portanto, uma predominância do vasto lateral sobre o vasto medial. Predominância que parece ser mais mecânica do que funcional como discutiremos a seguir.

Os resultados desta pesquisa evidenciaram que o músculo VMO apresentou maior atividade que os componentes laterais do quadríceps VLL e VLO em todos os ângulos de flexão do joelho estudados. Esta maior atividade do VMO em relação aos outros componentes do quadríceps ratificam os resultados de LIEB & PERRY (1971) e HERRINGTON & PAYTON (1997) que encontram o VMO mais ativo em todo o arco de movimento.

O VMO apresentou maior atividade na CIVM 90° seguido pela CIVM 15°. Quanto ao aumento da atividade do VMO nos últimos graus, a literatura

evidencia vários trabalhos que concordam com esta afirmação: WHEATLEY & JAHNKE (1951), BASMAJIAN (1970), MARIANI & CARUSO (1979), LeVEAU & ROGERS (1980), REYNOLDS et al. (1983), BASMAJIAN & De LUCA (1985), MOLLER et al. (1986), BOUCHER et al. (1992) e ESCAMILLA et al. (1998). No entanto, sem especificar em qual ângulo isso ocorre. Já autores como WORRELL et al. (1995), ZABIK & DAWSON (1996), não encontraram diferenças durante as contrações isométricas realizadas. POWERS et al. (1996) não analisaram a atividade do VMO e VLL em condições isométricas, mas em situações funcionais e não encontraram diferenças entre eles.

ZAPPALA et al. (1992), revelaram que trabalhos eletromiográficos têm mostrado o VMO mais ativo nos últimos graus de extensão do joelho, porém os Autores não comentam se essa maior atividade é significativa em relação a outros ângulos.

Este aumento de atividade do VMO nos últimos graus tem sido explicado pela desvantagem mecânica do quadríceps nos últimos graus de extensão, uma vez que aumenta a ação da gravidade demandando maior ativação muscular (Van EIJDEN et al. 1987). LIEB & PERRY (1968) demonstraram que para completar os últimos 15° de extensão, o músculo quadríceps precisa aumentar sua força em 60%.

A participação do VMO e do VL no tracionamento patelar pode ser evidenciada na pesquisa de GOH et al. (1995), que revelaram que na ausência do VMO, o deslocamento da patela foi cerca de 4,2 mm aumentando a carga na faceta lateral (de 65% para 90%). Para se restabelecer o equilíbrio foi preciso reduzir em 40% a tensão do músculo VL; esta alteração na cinemática ocorre somente próximo à extensão total, justificando de acordo com os Autores a importância do VMO nos últimos graus na estabilização patelar. Para resistir à possibilidade de danos na presença de um desequilíbrio entre estes músculos, a faceta lateral da patela apresenta maior grau de mineralização óssea (ECKSTEINS et al. 1992)

Os resultados encontrados nesse trabalho mostraram que o VMO apresenta sua maior atividade eletromiográfica na CIVM 90°. LIEB & PERRY (1971), revelaram que a maior diferença entre o VMO e os outros componentes do músculo quadríceps da coxa foi de 15%, principalmente nos ângulos de 45° e

90° de flexão do joelho. Apesar de não ser significativo, o VMO apresentou maior atividade a 90°, depois a 15° e por último a 45°, concordando com os resultados deste trabalho.

Da mesma forma, os resultados de HERRINGTON & PAYTON (1997), mostraram que a atividade do VMO foi maior a 90° em seguida a 0° e menor a 60°, para o VLL seus resultados foram de maior atividade a 0°, seguido de 90° e a menor a 60°. Apesar dos ângulos estudados não serem os mesmos estes resultados foram similares aos nossos.

Considerando os resultados obtidos neste trabalho, o VMO apresenta diferenças significativas em relação ao músculo VLO e numa maior proporção com o músculo VLL, tanto no ângulo de 50° como a 90° de flexão do joelho.

Da mesma forma BOUCHER et al. (1992), encontraram um aumento da atividade do VMO em relação ao VLL a 90° quando comparado com 50° e os resultados de SCZEPANSKI et al. (1991) indicaram que a relação VMO:VL no arco de 60° a 85° foi significativamente maior do que a relação encontrada de 35° a 60° e maior do que de 10° a 35°. Portanto, os resultados encontrados neste trabalho estão de acordo com estes Autores, uma vez que o VMO foi mais ativo que o VL quanto maior a flexão do joelho.

Segundo BOUCHER et al. (1992), a angulação de 90°, quando as forças compressivas são maximizadas e as forças de deslizamento são minimizadas, não somente facilitam a atividade do VMO como também auxiliam na distribuição da pressão, útil para reparar a cartilagem articular retropatelar.

MONTEIRO-PEDRO et al. (1997) não encontraram diferenças significativas na atividade do VMO e VLL na extensão isométrica a 15°, contudo a 50° esta diferença foi significativa, como a encontrada nesta pesquisa.

O único trabalho encontrado na literatura pesquisada, que faz referência direta ao estudo eletromiográfico do VLO é o de MORRISH & WOLEDGE (1997), que realizaram conjuntamente a análise do músculo VMO, porém o ângulo estudado pelos Autores foi o de 20° e os mesmos não encontraram diferenças na atividade destes músculos que foi praticamente sincrônica, sugerindo uma atividade recíproca no controle patelar.

Os resultados desta pesquisa revelaram que as diferenças mais significativas entre o VLO, VLL e VMO não foram nos últimos graus de extensão, uma vez que na CIVM 15° a diferença entre os músculos foi muito pequena, mas aumentaram na medida que se aumentou o ângulo de flexão do joelho. Os músculos VMO e VLO apresentaram o mesmo comportamento pois, tanto o músculo VMO quanto o VLO apresentaram maior atividade eletromiográfica a 90°, em seguida a 15° e a menor atividade a 50°, sugerindo um padrão harmônico.

A maior atividade do VMO em relação ao VLL e VLO em todos os ângulos pode ser atribuída à aparente desvantagem no tracionamento da patela, uma vez que a resultante sempre será lateral, exigindo dos componentes mediais uma contenção maior.

### **3. Papel dos músculos VLL, VLO e VMO na estabilização patelar.**

Autores como MARIANI & CARUSO (1979), REYNOLDS et al. (1983) e HUGSTON et al. (1984), discutiram a dinâmica e o equilíbrio patelar mas sem considerarem o músculo VLO e o seu ângulo de inserção. Ao interpretar os resultados obtidos é importante ressaltar alguns fatores que contribuem no equilíbrio femoropatelar

A patela é estabilizada medialmente pelos músculos vasto medial longo, vasto medial oblíquo e retináculo medial e lateralmente pelo músculo vasto lateral, retináculo lateral e tracto iliotibial (INSALL, 1986; HOWSE, 1984; SWENSON et al. 1987; SOUZA & GROSS, 1991 e TRIA et al. 1992).

Este equilíbrio pode alterar-se dinamicamente por uma fraqueza ou atrofia do músculo VMO ou por encurtamento das estruturas laterais como tracto iliotibial e retináculo lateral. No entanto, esse encurtamento das estruturas laterais é acompanhado de um encurtamento das fibras distais do músculo VLO, interdigitadas no retináculo lateral e tracto iliotibial.

A angulação dos componentes mediais e laterais do quadríceps, de acordo com os dados de LIEB & PERRY (1968) e GROSSO et al. (1996) são comparativamente os seguintes: músculo VML de 15° a 18° e músculo VLL 13,6°, músculo VMO de 50° a 55° e para o VLO 50,4°.

Apesar dos valores serem semelhantes sugerindo uma falsa idéia de uma resultante de tracionamento patelar praticamente neutra, o músculo quadríceps como citado anteriormente apresenta uma obliquidade em relação ao tendão patelar medida pelo ângulo (Q), Figura 3, (LEMKUL & SMITH, 1989), sendo a resultante sempre lateral, mesmo em um joelho normal e estável (MAQUET, 1980). Esse fenômeno é conhecido como efeito valgizante ou de tracionamento lateral da patela (INSALL, 1982).

Outro aspecto que poderia ser levado em consideração na "predominância mecânica ou estrutural" do músculo VLL, apesar das proximidades entre os ângulos de inserção desses músculos, são as diferentes características morfológicas dos componentes laterais e mediais do quadríceps, uma vez que o músculo VLL, apresenta um componente de tração muito forte, devido à presença de uma vasta aponeurose superficial nos 2/3 proximais e profunda no 1/3 distal diferentemente do músculo vasto medial oblíquo que é exclusivamente carnoso.

Ao incluirmos o músculo VLO, que com um ângulo de inserção de 50,4° traciona lateralmente a patela, contra o tracionamento de 50° a 55° em relação ao eixo femoral do músculo VMO, podemos compreender melhor a dinâmica femoropatelar pois o músculo VMO tem um oponente direto que traciona a patela no sentido oposto, concordando com DUCHENE (1867), que descreveu os vastos medial e lateral como antagonistas na estabilização da patela.

Além disso, o músculo VLO apresenta uma forte união na borda superolateral da patela assumindo um aspecto mais tendinoso estando intimamente relacionado com estruturas de tração como o tracto iliotibial e retináculo lateral, diferentemente do músculo VMO que possui suas fibras oblíquas e distais ocupando na sua inserção toda a borda medial da patela sem qualquer característica tendinosa e com fibras distais bastante volumosas (BEVILAQUA-GROSSO, 1996).

O músculo VLO difere do músculo VLL não somente na Anatomia mas, como revelaram os resultados deste trabalho, também no papel dinâmico que esses tendões exercem no tracionamento patelar. O vetor de força exercido pelo músculo VLO também pode ser capaz de alterar o equilíbrio normal da

patela, gerando tensão excessiva no tracto iliotibial e retináculo lateral desencadeando um quadro de dor e mau alinhamento patelar.

De acordo com JAVADPOUR et al. (1991) o equilíbrio entre a tração do VMO e VLO é primordial já que é o fator muscular que determina a posição da patela, estando de acordo com MINOR (1991), que afirma que o VMO e o VL são sinergistas no movimento de extensão do joelho e antagonistas em relação à posição horizontal da patela durante seu deslizamento na fossa intercondilar.

Portanto, como BEVILAQUA-GROSSO (1996), concluímos que os músculos mediais contêm a patela, enquanto os laterais a tracionam e ambos, são antagonistas na sua estabilização.

Os resultados deste trabalho, sugerem que os músculos VLO, VLL apresentam diferenças funcionais entre si e juntamente com o VMO são importantes estabilizadores dinâmicos da patela, exercendo um papel fundamental no tracionamento patelar. O conhecimento da Anatomia do compartimento lateral do joelho e o entendimento da dinâmica de estabilização patelar, pode auxiliar na elaboração de um programa de exercícios capaz de prevenir e tratar as dores femoropatelares.

## **RELAÇÃO DOS ESTABILIZADORES PATELARES COM O TRACTO ILIOTIBIAL E RETINÁCULO LATERAL.**

Para elaborarmos um programa de reabilitação para os pacientes com SDF, é preciso considerar a relação que os estabilizadores laterais mantêm com as outras estruturas como o tracto iliotibial e retináculo lateral.

Em estudos anteriores descrevemos as fibras distais do músculo VLO interdigitadas com o tracto iliotibial e retináculo lateral. De acordo com LUO et al (1997), apesar do importante papel do retináculo lateral pouca importância tem sido dada à sua biomecânica.

De acordo com WARWICK & WILLIAMS (1973), HAMILTON (1982) e HOLLINSHEAD & ROSSE (1991), o músculo vasto lateral fornece à cápsula do joelho uma expansão que desce para o côndilo lateral da tibia fundindo-se com o trato iliotibial, o qual, por sua vez, perde a identidade quando passa pelo joelho pois se mistura com as expansões do músculo vasto lateral tornando-se contínuo

com a fáscia da perna. O septo intermuscular lateral é a expansão mais fibrosa do trato iliotibial (TESTUT & JACOB, 1932; BASMAJIAN, 1971), sendo também a origem do músculo VLO.

Distalmente, a região lateral da patela é reforçada pelas fibras do trato iliotibial (TESTUT & JACOB, 1932), que segundo MERCHANT & MERCER (1974), torna-se cada vez mais espesso distalmente.

KAPLAN (1958), na revisão que fez sobre a Anatomia e função do tracto iliotibial o descreve como sendo aderido ao septo intermuscular lateral e ao vasto lateral apresentando-se tenso mesmo no cadáver. De acordo com HUGHSTON et al. (1984), qualquer tração excessiva no tracto iliotibial é transmitida à tibia e estando portanto unido à borda lateral da patela agiria mais como estabilizador do que extensor. Os Autores concluíram que em condições normais o tracto iliotibial é um estabilizador dinâmico e RUFFIN & KININGHAM (1993), descreveram o músculo VL e parte do tracto iliotibial como os responsáveis pela força dinâmica lateral.

Em relação ao retináculo lateral, LOCKART et al. (1959), afirmaram que o mesmo é formado pelas expansões tendinosas das inserções musculares inseridas na patela e na tibia e segundo GARDNER et al. (1988), e HOLLINSHEAD & ROSSE (1991), a fusão do tracto iliotibial com as inserções aponeuróticas do músculo vasto lateral formam o retináculo lateral que, por sua vez, contribui para a formação da cápsula da articulação do joelho.

FULKERSON & GOSSLING (1980), descreveram minuciosamente o retináculo lateral e relatam que o mesmo se origina do trato iliotibial e interdigita-se com as fibras do músculo VL sendo formado por tecido conectivo fibroso e fornecendo estabilidade à patela e essa estabilidade, de acordo com os livros de Anatomia, é uma estabilidade estática. No entanto, essas estruturas parecem desempenhar um papel dinâmico na estabilização da patela.

Para esclarecer melhor esta estabilização, inicialmente discutiremos a origem da dor femoropatelar que acompanha o quadro de mau alinhamento patelar, resultado de um desequilíbrio entre os estabilizadores mediais e laterais da patela. Esse desequilíbrio, de acordo com HALLISEY et al. (1987), pode alterar o vetor de tração da patela desencadeando um quadro de dor.

Para DOUCETTE & GOBLE (1992) e RUFFIN & KININGHAM (1993), este desequilíbrio pode ser atribuído à fraqueza do músculo VMO e ao encurtamento das estruturas laterais, especialmente do retináculo lateral que quando continuamente estressado pode desenvolver fibrose levando à anormalidades no tracionamento patelar. FULKERSON et al. (1984), através da biópsia do retináculo lateral de pacientes com dores femoropatelares, constataram que o estresse lateral aumenta a tensão dos tecidos moles peripatelares especialmente do retináculo lateral e da inserção do músculo vasto lateral, podendo causar irritação, degeneração neural e encurtamento do tecido conectivo, possivelmente, constituindo a maior causa de dor nesses pacientes.

No entanto, essa tração não é somente exercida pelo retináculo lateral, mas também pelo VLO, responsável por um dos vetores de força que agem na patela. Desta forma, quando os cirurgiões realizam o *release* lateral, liberando as fibras do retináculo lateral para diminuir a tensão lateral e restabelecer o equilíbrio, alguns autores preconizam que seja feita a liberação especialmente das fibras distais do músculo vasto lateral, isto é, do músculo vasto lateral oblíquo juntamente com o retináculo lateral (MERCHANT & MERCER, 1974; LARSON et al. 1978; BIGOS & McBRIDE, 1983 e KROMPINGER & FULKERSON, 1983). HALLISEY et al. (1987), relataram que a liberação das fibras do VLO favorece um melhor prognóstico porque diminui o tempo de reabilitação pós-cirúrgica em comparação à liberação única do retináculo lateral.

A proposta do presente trabalho não foi defender o tratamento cirúrgico para os pacientes com dor e mau alinhamento femoropatelar, mesmo porque esta técnica ainda não é rotina em nosso meio, mas sim enfatizar a importância das estruturas laterais do joelho e dos objetivos do *release* lateral que, segundo BIGOS & McBRIDE (1983), é de aliviar a carga de trabalho do músculo VMO que estabiliza medialmente a patela, diminuindo as forças compressivas laterais que agem na articulação femoropatelar.

Os Autores supracitados criaram um modelo hipotético do equilíbrio femoropatelar onde em situação normal o vasto medial oblíquo é capaz de contrabalançar as forças produzidas pelas fibras oblíquas do vasto lateral e do retináculo lateral, sendo que os retináculos possuem um papel de contenção, impedindo a luxação para o lado oposto. Sob alguma condição patológica, seja

por encurtamento das estruturas laterais ou fraqueza do VMO, perde-se o equilíbrio, estressando a borda lateral da patela e sobrecarregando as estruturas mediais. O *release* lateral libera as fibras oblíquas do vasto lateral e o retináculo lateral da tensão excessiva, proporcionando o equilíbrio normal.

No trabalho de GOH et al. (1995), a ausência do VMO provocou aumento na lateralização da patela, mas a liberação da tensão do VL em 40% (simulando os efeitos do *release* lateral), foi capaz de restabelecer a cinemática normal da patela, sugerindo como são benéficos os efeitos de menor tensão nas estruturas laterais do joelho

LUO et al. (1997) estudaram a tensão do retináculo lateral, especialmente sua porção mais espessa: o ligamento femoropatelar lateral e encontraram que a tensão nesta estrutura aumenta muito antes dos 30° de flexão, atingindo valores máximos à 60°, os menores valores foram encontrados de 0° a 15°. Estes resultados sustentam os achados clínicos de subluxação/luxação femoropatelar que ocorre perto dos 20° a 30°.

Essa propriedade do retináculo lateral em desequilibrar (juntamente com o VLO) a dinâmica patelar, devido à estreita relação das suas fibras interdigitadas nesse músculo e no tracto iliotibial, evidencia a importância dessas estruturas laterais do joelho no equilíbrio da articulação femoropatelar.

Portanto, essas estruturas associadas ao VLO, como o tracto iliotibial e retináculo lateral não podem ser consideradas estruturas estabilizadoras estáticas exclusivamente, pois recebem as inserções tendinosas do músculo vasto lateral especialmente da sua porção oblíqua, com o que concordam HUGSTON et al. (1984), HALLISEY et al. (1987), DOUCETTE & GOBLE (1993) e RUFFIN & KININGHAM (1993), os quais afirmaram que o tracto iliotibial e retináculo lateral desempenham um papel estabilizador dinâmico na patela.

Para ROUSE (1996), não há evidências suficientes para atribuir ao tracto iliotibial um papel importante na dinâmica patelar bem como na dor e desalinhamento femoropatelar. Já BEVILAQUA-GROSSO (1996), à partir do estudo anatômico de 33 peças encontrou uma íntima relação do tracto iliotibial com as estruturas do compartimento lateral do joelho (retináculo lateral e VLO). Da mesma forma JAVADPOUR et al. (1991) afirmaram que um tracto iliotibial tenso pode tracionar lateralmente a patela agindo diretamente pela ação da

banda iliopatelar e indiretamente pelo tracionamento das fibras do VLO que estão interdigitadas em sua porção mais profunda. Os trabalhos de PUNIELO (1993), e HERRINGTON & PAYTON (1997), sugerem uma forte relação entre encurtamento do tracto iliotibial e a SDF. De acordo com o Autor supracitado, o efeito do encurtamento do retináculo lateral e tracto iliotibial é conduzir a patela lateralmente no sulco troclear, gerando um desequilíbrio de forças.

Apesar do *release* lateral apresentar resultados satisfatórios está estabelecido na literatura que o tratamento conservador para esses pacientes é o mais indicado e sempre a primeira opção. Assim, considerando a importância do encurtamento das estruturas laterais do joelho no desencadeamento da dor femoropatelar e a associação destas com o VLO, a descompressão obtida pelo *release* lateral poderia ser realizada, conservadoramente nestes pacientes através do alongamento do quadríceps e principalmente do tracto iliotibial, além da mobilização medial da patela, alongando mais especificamente o retináculo lateral que apresenta sua origem no tracto iliotibial.

Desta forma, ao alongarmos o tracto iliotibial estaremos consequentemente alongando o retináculo lateral e as fibras distais do músculo VLO, favorecendo o equilíbrio no tracionamento da patela.

O conhecimento da Anatomia do compartimento lateral do joelho e o entendimento da dinâmica de estabilização patelar, como vimos, pode auxiliar na elaboração de um programa de exercícios úteis para prevenir e tratar as dores femoropatelares, justificando a conduta adotada.

## RELEVÂNCIAS CLÍNICAS

O tratamento para pacientes com SDF evoluiu ao longo do tempo e recentemente tem havido muito interesse pelo papel dos exercícios no tratamento da SDF, uma vez que está estabelecido que o tratamento conservador é sempre a primeira opção, e as taxas de sucesso podem chegar a 95% (TRIA et al. 1992).

Classicamente o tratamento para pacientes com SDF é constituído de alongamentos, exercícios isométricos, *quadriceps setting* (QS), exercícios isotônicos nos últimos graus de extensão do joelho e exercícios de SLR (FOX,

1975; OUTERBRIDGE & DUNLOP, 1975; LAURIN et al. 1978; PEVSNER et al. 1979; DEHAVEN et al. 1979; HUNGERFORD & BARRY, 1979; DEHAVEN et al. 1980; KETTELKAMP, 1981; SORRELS, 1982, INSALL, 1982; HUNGERFORD & LENNOX, 1983; FISHER, 1986; ANTICH & BREWSTER, 1986).

Em 1980, BOSE et al., sugeriram que o músculo VMO poderia ser fortalecido juntamente com a adução da coxa, uma vez que ele origina-se principalmente das fibras do músculo adutor magno. Da mesma forma McCONNELL (1986), MANGINE (1988), BOURNE et al. (1988), HANTEN & SCHULTHIES (1990) e HODGES & RICHARDSON (1993) propõem que para contrair seletivamente o VMO está indicado a realização do *SLR* em adução.

Em relação à indicação dos exercícios de *SLR*, os exercícios de abdução da coxa, parecem favorecer a atividade dos componentes laterais do quadríceps, especialmente do VLO que se encontra intimamente relacionado com o tracto iliotibial, que por ser expansão do músculo abdutor do quadril (tensor da fáschia lata), pode contribuir no tracionamento lateral da patela durante o *SLR* abdução. Resultados não publicados (BEVILAQUA-GROSSO, 1998) evidenciaram um aumento da atividade dos músculos VLL e VLO em relação ao VMO durante o *SLR* abdução. Este exercício pode representar uma contra-indicação para o programa de reabilitação dos pacientes com SDF.

Outros autores ainda sugerem o uso de órteses para pronação subtalar (ENG & PIERRYNOWSKI, 1993), uso do *tapping* patelar (McCONNELL, 1986; HYLIARD, 1990; HERRINGTON & PAYTON, 1997; e GILEARD et al, 1998) e exercícios utilizando contrações excêntricas (THOMEÉ, 1997).

Segundo FITZGERALD (1997), "os melhores exercícios são aqueles que maximizam a habilidade do paciente alcançar seus objetivos e minimizam seus riscos de lesões futuras". Sendo assim, ao elaborarmos um programa de exercícios muitos são os aspectos a se considerar.

Os resultados deste trabalho revelaram o comportamento dos músculos VLO, VLL e VMO nos exercícios de cadeia cinética aberta durante uma contração voluntária isométrica máxima nos ângulos de 15°, 50° e 90° de flexão do joelho, contribuindo na análise dos estabilizadores patelares,.

O alongamento das estruturas laterais como tracto iliotibial, retináculo lateral, VLL e VLO, como discutido anteriormente compõe parte do

tratamento conservador para os pacientes com SDF. Outro objetivo do tratamento conservador é fortalecimento seletivo do VMO. Para o fortalecimento seletivo deste músculo o que se procura não é somente o arco de movimento onde o mesmo apresente maior atividade, mas que também possa oferecer maior estabilidade, melhor distribuição de forças compressivas e também maior atividade em relação aos componentes laterais. Outro aspecto a se considerar é a constituição estrutural e funcional das fibras destes músculos.

Uma das dificuldades de se fortalecer seletivamente músculo VMO, de acordo com TRAVNIK et al. (1995), é a similaridade das características histoquímicas e morfométricas entre este músculo e o VLL, refletindo inclusive a função comum de estabilização da patela. O músculo VLL talvez seja o músculo mais estudado histoquimicamente já que na rotina de biópsias musculares, o VLL é utilizado como sítio de coleta. Estudos histoquímicos do músculo VLL indicam que o mesmo apesar de possuir uma distribuição aleatória de suas fibras (LEXEL et al. 1983; JOHNSON et al. 1973), apresenta uma predominância de fibras tipo II (EDGERTON et al. 1975; TRAVNIK et al. 1995). Da mesma forma o músculo VMO apresenta um padrão que é significativamente diferente do VML, mas que se assemelha ao VLL, possuindo portanto maior concentração de fibras tipo II, isto é, de contração rápida (TRAVNIK et al. 1995).

Para se ativar principalmente as fibras do tipo II, preconiza-se exercícios de curta duração e alta intensidade, estas fibras por sua vez, apresentam alta frequência de despolarização, o que pode ocasionar a fadiga na contração e diminuir a produção de força (BURKE, 1981; NISHIZONO et al. 1995; ZEYNEP et al. 1996)

SCZEPANSKI et al. (1991), observaram que exercícios realizados em alta velocidade num equipamento isocinético, ativaram preferencialmente as fibras do VMO em relação às do VL. De acordo com a literatura consultada não parece haver diferença significativa na caracterização histoquímica do VMO e VLL, portanto, ao realizar exercícios de alta intensidade e curta duração, estaremos ativando preferencialmente os vastos de forma geral e se o objetivo for o de fortalecer seletivamente o VMO, outros parâmetros devem ser considerados.

São todas estas questões que norteiam a elaboração do programa de reabilitação funcional destes pacientes.

Como vimos os exercícios de extensão terminal até hoje tem sido preconizados para o tratamento destes pacientes, seja porque acredita-se que a atividade eletromiográfica do VMO é maior nos últimos graus ou porque a força de reação femoropatelar nos últimos graus de extensão é minimizada. No entanto, é fundamental que além de mais ativo, o músculo VMO apresente uma vantagem de ativação em relação ao VLL e VLO.

Os resultados desta pesquisa evidenciaram que o VMO é mais ativo dos que o VLL e VLO na CIVM 15°, no entanto esta diferença de ativação, pelos resultados deste trabalho e de acordo com SCZEPANSKI et al. (1991), BOUCHER et al. (1992) e MONTEIRO-PEDRO et al. (1997), são maiores a 50° e 90° do que nos últimos graus de extensão.

Quanto maior o ângulo de flexão maior a força de reação femoropatelar (HUNGERFORD & BARRY, 1979), por isso evita-se trabalhar com o joelho fletido, indicando para estes pacientes os exercícios de SLR ou os isométricos (QS). Por outro lado, nos últimos graus há menor contato articular, portanto maior instabilidade e STEIKAMP et al. (1993), demonstraram que nos últimos graus dos exercícios de extensão em cadeia cinética aberta, há também maior estresse femoropatelar já que o contato articular nesta angulação é menor, portanto as forças compressivas apesar de menores são distribuídas numa menor área de contato, aumentando o estresse. A maior queixa de dores nos últimos graus (0° a 30°) experimentadas por estes pacientes (STEIKAMP et al. 1993, HERRINGTON & PAYTON, 1997) pode ser atribuída ao maior estresse femoropatelar nos últimos graus.

O ângulo de 50° e 90° de flexão do joelho, por outro lado apresentam uma força de reação femoropatelar maior, mas maior também é o contato articular e a estabilidade femoropatelar. STEIKAMP et al. (1993) demonstraram que o estresse femoropatelar diminui à medida que aumenta o ângulo de flexão do joelho. Portanto em CCA, a 90° de flexão do joelho há menor estresse femoropatelar do que a 50°, que por sua vez é menor do que o estresse encontrado a 15°. Além destes fatores a atividade eletromiográfica do músculo VMO é significativamente maior do que a do VLL e VLO a 50° e a 90°.

Estas questões levantadas não se aplicam somente para pacientes com SDF, uma vez que a recuperação do músculo VMO envolve todos os programas de reabilitação do joelho, independente da patologia.

Na recuperação de um paciente com lesão do ligamento cruzado anterior (LCA), está contra-indicado exercícios nos últimos graus de extensão em CCA, pois as forças de anteriorização da tibia e o *estresse* no LCA são maiores nesta angulação (YACK et al. 1993; FITZGERALD, 1997; ESCAMILLA et al. 1998). Segundo WILK et al. (1996) o *estresse* no LCA aumenta no arco de 40° até extensão total, atingindo o pico a 14° de flexão. O *estresse* no LCA foi nulo nos ângulo de 60° e 90° nos experimentos de FITZGERALD (1997). Portanto ao considerarmos a reabilitação destes pacientes, constatamos a importância dos resultados apresentados, já que os últimos graus de extensão não é o único, nem o melhor meio de fortalecer o VMO uma vez que os exercícios a 50° e 90° de flexão estão indicados para o fortalecimento do VMO nos pacientes com lesão do LCA, seja pela atividade eletromiográfica como também pela diminuição do *estresse* ligamentar.

De qualquer forma, se o objetivo for o fortalecimento dos vastos (VMO e VLL) sugere-se exercícios de curta duração e alta intensidade, devido às características estruturais e funcionais de suas fibras e de acordo com ESCAMILLA et al. (1998) a atividade eletromiográfica dos vastos é maior em cadeia cinética fechada ao passo que em cadeia cinética aberta, o componente mais ativo do quadríceps é o músculo reto da coxa.

Para se eleger o programa de exercício, as condições individuais de cada paciente ainda é fator principal a ser considerado. Mesmo os ângulos de 50° e 90° sendo os mais indicados para a recuperação do músculo VMO destes pacientes, em um caso agudo de dor femoropatelar e crepitação, ou num caso de plica sinovial patológica recomenda-se evitar a flexão e iniciar o fortalecimento isométrico do músculo quadríceps da coxa.

No entanto a flexão do joelho, até recentemente considerada como um fator agravador da patologia do joelho, pode se tornar uma aliada, quando corretamente empregada.

## **CONCLUSÕES**

## CONCLUSÕES

Considerando a metodologia empregada, os resultados obtidos neste trabalho permitem concluir que:

1. Os músculos VLL e VLO não mostraram diferenças significativas na atividade eletromiográfica na CIVM 15°, mas diferiram nos outros ângulos estudados, com o VLL apresentando menor atividade que o VLO. Podendo portanto, serem considerados duas porções distintas do músculo quadríceps da coxa, com diferenças anatômicas e funcionais entre si.
2. O músculo VMO foi mais ativo que os músculos VLL e VLO em todos os ângulos estudados, com um padrão de atividade eletromiográfica semelhante ao do músculo VLO: foram mais ativos na CIVM 90° do que na CIVM 15°, sugerindo uma ação antagonista e recíproca.
3. A diferença de ativação entre o VMO e os componentes laterais do músculo quadríceps: VLL e VLO foi mais significativa na medida em que o ângulo de flexão do joelho aumentava.
4. Os ângulos de 50° e 90° de flexão do joelho podem ser isometricamente utilizados para o fortalecimento do VMO conforme a patologia e as condições individuais de cada paciente.
5. Os músculos VMO, VLO e VLL são importantes estabilizadores da patela e desempenham um papel fundamental no equilíbrio e tracionamento patelar.
6. O conhecimento da Anatomia, da Biomecânica femoropatelar e da atividade eletromiográfica dos seus estabilizadores dinâmicos, auxiliam e fundamentam o terapeuta na elaboração de um tratamento mais abrangente, que leve em consideração os diferentes aspectos da recuperação funcional destes músculos.

**ANEXOS**

## **ANEXO 1**

## FICHA DE AVALIAÇÃO:

DATA:

EXAME:

Nome:

Idade:

Sexo:

Endereço:

Tel:

Peso:

Altura:

Atividade principal:

Pratica esporte: S ( ) N ( ) Qual?

Frequência:

História de lesão no joelho: S ( ) N ( )

Apresenta dor anterior: S ( ) N ( )

## ALINHAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES:

Rotação interna de fêmur: S ( ) N ( )

Rotação externa de tíbia S ( ) N ( )

Genu valgo: S ( ) N ( )

Sinal da baioneta S ( ) N ( )

Hiperextensão: S ( ) N ( )

Pronação subtalar S ( ) N ( )

Retração de TIT S ( ) N ( )

Retração de IT S ( ) N ( )

Retração de TS S ( ) N ( )

Retração de RF S ( ) N ( )

Retração de Q S ( ) N ( )

Fraqueza de VMO S ( ) N ( )

Patela alta S ( ) N ( )

Patelas convergentes S ( ) N ( )

Patelas divergentes S ( ) N ( )

Observações:

**ANEXO 2**

## PLANILHA PARA A COLETA DO RMS (Sisdin)

EXAME:

NOME:

MÚSCULOS	VMO	VLO	VLL
----------	-----	-----	-----

mmp.01			
mmp.02			
mmp.03			

mmp.04			
mmp.05			
mmp.06			

mmp.07			
mmp.08			
mmp.09			

EXTENSÃO 15°

EXTENSÃO 50°

EXTENSÃO 90°

## **SUMMARY**

## SUMMARY

The purpose of this paper was to analyse the electromyographic activity of the vastus lateralis oblique (VLO) and vastus lateralis longus (VLL) muscles and verify whether there was any difference in activity between these portions related to the activity of the other important dynamic stabilizer of the patella: the vastus medialis oblique muscle (VMO). Were studied 21 voluntaries, of which 10 were females and 11 males (aged  $X=23,3 \pm 2,9$ ) with no history of muscle skeletal dysfunction of the knee. The electromyographic signals were collected by using a computerized electromyograph VIKING II, with eight channels and three pair of Beckman type mini surface electrodes. Electromyographic activity was obtained from a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) at the knee flexion angle of 15°, 50° e 90°. The data were submitted for variance analysis and confidence intervals test was applied. From the results it was evident that the VLL and VLO muscles showed functional differences between them especially at MVIC of 50° and 90°. The VMO was more active at all the angles studied, however the greatest difference of activation of the VLL and VLO occurred at the angles of 50° and 90°. The VMO and VLO muscles showed a similar behavior, suggesting an antagonistic function in stabilizing the patella. The VLL, VLO and VMO muscles seemed to play an important role in patellar balance and tractioning, acting as dynamic stabilizers of this articulation.

**Key-words:** Electromyography, muscles, lower limbs, knee.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOV, M. **A practical guide to electromyography for biomechanists**. Louisiana State University, 1995.
- ALLINGTON, R.O. ; BAXTER, M.L.; KOEPKE, G.H.; CRISTOPHER, R.P. Strengthening techniques of the quadriceps muscles: an electromyographic evaluation. **Phys. Ther.** 46:1173-1176, 1966.
- ANDRIACCHI, T.P.; ANDERSON, G.B.J.; ORTENGEN, R.; MIKOSZ, R.P. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. **J. Orthop. Res.** 1:166-275, 1984.
- ANTICH, T.J.; BREWSTER, C.E. Modification of quadriceps tensoris muscle exercises during knee rehabilitation. **Phys. Ther.** 66:1246-1251, 1986.
- BANDY, W. D.; HANTEN, W. P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following. **Phys. Ther.** 73(7):455-467, 1993
- BASMAJIAN, J. Re-education of vastus medialis: A misconception. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 51:245-247, 1970.
- BASMAJIAN, J.V.; De LUCA, C.J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography**. 5. Ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 561p., 1985.
- BASMAJIAN, J.V. **GRANT'S – Method of Anatomy**. 8 ed. Baltimore: Willians & Wilkins, p. 341-345, 1971.
- BENTLEY, G.; DOWD, G.; ORTH, M.C.H. Current concepts of etiology and treatment of chondromalacia patellae. **Clin. Orthop.** 189:209-228, 1983.
- BEVILAQUA-GROSSO, D. **Músculo Vasto Lateral Oblíquo – Correlações Anátomo-Clínicas**. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 83p. 1996.
- BEVILAQUA-GROSSO, D. O efeito do SLR abdução na atividade eletromiográfica do músculo quadríceps. [Anotações pessoais], 1998.
- BEVILAQUA-GROSSO, D.; BÉRZIN, F. Vastus lateralis obliquos muscle \_ Anatomical and clinical correlation. **Revista Médica De Costa Rica y Centro América**, 2:123-124, 1996. [Suplementos].

- BEVILAQUA-GROSSO, D.; MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉRZIN, F. Anatomical study of vastus lateralis oblique muscle. **Bras. J. morphol. Sci.** 14(1):92,1997.
- BIGOS, S.J.; McBRIDE, G. The isolated lateral retinacular release in the treatment of patellofemoral disorders. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 186:75-80, 1983.
- BOSE, K.; KANAGASUNTHERAM, R.; OSMAN, M.B.H. Vastus medialis oblique: an anatomical and physiologic study. **Orthop.** 3:880-883, 1980.
- BOUCHER, J.P.; KING, M.A.; LEFEBURE, R.; PEPIN, A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am. J. Sports Med.** 20:527-532, 1992.
- BOURNE, M.H.; HAZEL, W.A.; SCOTT, S.G.; SIM, F.H. Anterior knee pain. **Mayo Clin. Proc.** 63:482-491, 1988.
- BREWERTON, D.A. The function of the vastus medialis muscle. **Ann Phys. Med.** 2:164-168, 1954/1955.
- BRIZZI, J.J.S.; SCHIMIDT, B.; NAVARRO, R.D.; LAREDO FILHO, J.; OLIVEIRA, A.S.B. Estudo histoquímico dos músculos "vastus medialis" e "vastus lateralis" do músculo "quadriceps femoris" na síndrome do mau alinhamento da patela. **Rev. Bras. Ortop.** 24(6):179-184, 1989.
- BURKE, R.E. Motors units: anatomy, physiology and functional organization, in BROOSKS, V.B. (ED): **Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control.** BETHESDA, M.D., American Physiological Society, 2:345-422, 1981.
- CALLAGHAN, M. J.; OLDHAM, A. The role of quadriceps exercises in the treatment of patellofemoral pain syndrome. **Sports Med.** 21(5):384-391, 1996.
- CARNEIRO FILHO, M.; LAREDO FILHO, J.; NAVARRO, R. D.; MESTRINER, L.A.; Estudo anatômico da inserção do músculo "vastus lateralis" do músculo "quadriceps femoris" na patela. **F. méd (BR)**. 93 (4):251-255, 1986.
- CERNY K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys. Ther.** 75(8):672-683, 1995.
- De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biomechanics.** 13:135-163, 1997.

- De LUCA, C.J.; ERIM,Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends Neurosci.** 17: 299-305, 1994.
- De LUCA, C.J.; LeFEVER, R.S.; McGUE, M.P.; XENAKIS, A . P. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **J. Physiol.** 329:129-142, 1982.
- DEHAVEN, K.E.; DOLAN, W.A ; MAYER, P.J. Chondromalacia patellae in athletes: clinical presentation and conservative management. **Am. J. Sports Med.** 7:5-11-,1979.
- DEHAVEN, K.E.; DOLAN, W.A ; MAYER, P.J. Chondromalacia patellae and the painful knee. **Am. J. Physician.** 21:117-124, 1980.
- DOUCETTE, S.A.; GOBLE, M. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **Am. J. Sports Med.** 20:434-440, 1992.
- DUARTE CINTRA, A I.; FURLANI, J. Electromyographic study of quadriceps femoris in man. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** 21:539-554, 1981.
- DUCHENE, B.G. **Physiology of motion: Demonstrated by means of elctrical stimulation and clinical observation and applied to the study of paralysis and deforkities.** Philadelphia: J.B. Lippincott, 275-285,1867.
- ECKSTEIN,F.;GERBL, M.M.; PUTZ,R. Distribution of subcondral bone density and cartilage thickness in human patellae. **J. Anat.** 123:108-114,1992.
- EDGERTON, V.R.; SMITH, J.L.; SIMPSON, R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. **Histochem. J.** 7:259-266,1975.
- ELORANTA, V.; KOMI, P.V. Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** 20:159-174, 1980.
- ENG, J.J.; PIERRYNOWSKI, M.R. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patello femoral pain syndrome. **Phys. Ther.** 73:62-70,1993.
- ERIKSSON, E. The scientific basis of rehabilitation. **Am. J. Sports Med.**24(6):S-25-S-27,1996.
- ESCAMILLA, R.F.; FLEISING, G.S.; ZHENG,N.; BARRENTINE, S.W.; WILK, K.E.; ANDREWS, J.A..Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med. Sci. Sports & Exerc.** 30 (4):556-569,1998.
- EVANS,P. **The Knee Joint: A Clinical Guide.** England: Churchil Livingstone, 38-42,1986.

- FISHER, R.L. Conservative treatment of patello femoral pain. **Orthop. Clin. N. Am.** 17:269-272, 1986.
- FITZGERALD, G.K. Open versus closed kinetic chain exercises: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. **Phys. Ther.** 77(12):1747-1751, 1997.
- FLOYD, A ; PHILLIPS, P.; KHAN, M.R.H.; WEBB, J.N.; McINNES, A ; HUGHES, S.P.F. Recurrent dislocation of the patella. Histochemical and electromyographic evidence of primary muscle pathology. **J. Bone Joint Surg.**69-B(5):790-793,1987.
- FOX, T.A. Displasia of the quadriceps mechanism, hypoplasia of the vastus medialis muscle as a related to the hypermobile patella syndrome. **Surg. Clin. N. Am.** 55:199-226, 1975.
- FULKERSON, J.P.; GOSSLING, H.R. Anatomy of the Knee joint lateral retinaculum. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 153:183-188,1980.
- FULKERSON, J.P.; TENNANT,R.; JAIVIN,J.S.; GRUNNET,M. Histologic evidence of retinacular nerve injury associated with patellofemoral malalignment. **Clin. Orthop. Rel. Res.**197:196-205,1984.
- GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAILLY, R. **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano.** 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. p. 206-212, 1988.
- GHEZ, C. Muscle: Effectors of the motor system . in KANDELL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of Neural Science.** Apleton & Lange, 3<sup>rd</sup> ed, 548-563, 1991.
- GILLEARD, W.; MCCONNELL, J.; PARSONS, D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. **Phys. Ther.** 78(1):25-32, 1998.
- GIROUX, B.; LAMONTAGNE, M. Comparison between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. **Electromyogr. Clin. Neurophys.** 30:397-405,1990.
- GOH, J.C.H.; LEE, P.Y.C.; BOSE, K. A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis. **J. Bone Joint Surg.** 77 (B):225-231,1995.

- GOODFELLOW, J.W.; HUNGENFORD, D.S.; ZENDEL, M. Patello femoral joint mechanics and pathology functional anatomy of the patellofemoral joint. **J. Bone Jt. Surg.** 58:287-290, 1976.
- GOSS, C.M. ed. **Anatomy of the human body**. 39 ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1975. P. 487-503.
- GROSSO, D.B.; MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉRZIN, F.; SOUSA, G.C.; SILVA, Z. Insertion angles of the quadriceps lateral components. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ANATOMIA, 17., 1996, Fortaleza. **Anais...** 14, 1996. [Suplementos].
- GRUBER, M.A. The conservative treatment of chondromalacia patellae. **Orthop. Clin. N. Am.** 10:105-115, 1979.
- GUIRRO, R.; BEVILAQUA-GROSSO, D.; MOLINA, D.; SILVA, R.K.; MONTEBELLO, M.I.L.; BÉRZIN, F. Correlation between electromyographic activity and strength of the flexor muscle of the wrist. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS. 16., 1998, Konstanz. **Proceedings I.** 473-475, 1998.
- HAFFAJEE, D.; MORITZ, V.; SUANTESSONG, G. Isometric knee extension strength as a function angle muscle length and motor unit activity. **Acta Orthop. Scand.** 43:138-147, 1972.
- HÄGGMARK, T.; ERIKSSON, E. Muscle fiber type changes in human skeletal muscle after injuries and immobilization. **Orthop.** 9:181-185, 1986.
- HALLEN, L.G.; LINDHAL, O. Muscle function in knee extension. an EMG study. **Acta Orthop. Scand.** 38:434-444, 1967.
- HALLISEY, M.J.; DOHERTY, N.; BENNET, W.F.; FULKERSON, J.P. Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and patella. **J. Bone Jt. Surg**, 69A, 4: 545-549, 1987.
- HAMILTON, W.J. **Tratado de Anatomia Humana**. 2ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 151-162, 1982.
- HANTEN, S.C.; SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Phys. Ther.** 7:561-565, 1990.

- HENRY, J.H.; GOLETZ, T.H.; WILLIANSO, B. Lateral retinacular release in patellofemoral subluxation. Indication, results, and comparison to open patellofemoral reconstruction. **Am. J. Sports Med.** 14:121-129, 1986.
- HERRINGTON, L.; PAYTON, C.J. Effects of corrective taping of the patella on patients with patellofemoral pain. **Physiother.** 83(11):566-572, 1997.
- HILYARD, A. Recent developments in the management of patellofemoral pain: The McConnell Programme. **Physiother.** 76(9):559-565, 1990.
- HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. **Scand. J. Rehabil. Med.** 25:57-62, 1993.
- HOLLINSHEAD, W.H.; ROSSE, C. **Anatomia.** 4ed. Rio de Janeiro: Interlivros, 3114-322, 1991.
- HOWSE, A.J.G. Problems of the adolescents knee and their treatment. **Physiother.** 70:150-153, 1984.
- HUGHSTON, J.C., WALSH, W.M., PUDDU, G. **Patellar subluxation and dislocation.** W.B. Saunders Company. Philadelphia, 5:1-41, 1984.
- HUNGERFORD, D.S.; BARRY, M. Biomechanics of the patellofemoral joint. **Clin. Orthop.** 144:9-15, 1979.
- HUNGERFORD, D.S.; LENNOX, D. Rehabilitation of the knee in disorders of the patellofemoral joint: relevant biomechanics. **Orthop. Clin. N. Am.** 14:397-402, 1983.
- INSALL, J. Current concepts review patella pain. **J. Bone Jt. Surg.** 64:147-152, 1982.
- INSALL, N.J. **Surgery of Knee.** Buenos Aires: Editora Médica Panamericana, p. 13-33, 1986.
- JAVADPOUR, S. M.; FINEGAN, P. J.; O'BRIEN, M. The anatomy of the extensor mechanism and its clinical relevance. **Clin. J. Sport Med.** 1:229-235, 1991.
- JOHNSON, M.A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **J. Neurol. Sci.** 18:11-129, 1973.
- KANNUS, P.A. Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome – a prospective study. **Radiol.** 185: 859-863, 1992.
- KAPLAN, E.B.: The iliotibial tract - Clinical and morphological significance. **J. Bone Jt. Surg.** 40(4):817-832, 1958.

- KARST, G.M.; JEWETT, P.D. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. **Phys. Ther.** 73:286-299,1993.
- KARST, G.M. ; WILLETT, G.M. 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(9):813-823,1995.
- KETTELKAMP, D. B. Currents concepts review management of patellar malalignment. **J. Bone Jt. Surg. Boston**, 63:1344-1348,1981.
- KNIGHT, K.Z.; MARTIN, J.A ; LONDEREE, B.R. EMG comparison of quadriceps femoris activity during knee extension and straight leg raises. **Am. J. Phys. Med.** 58:57-67, 1979.
- KOLOWICH, P. A.; PAULOS, L.E.; ROSENBERG, T.D.; FARNSWORTH, S. Lateral release of the patella: indications and contraindications. **Am. J. Sports Med.**,18(4):359-365, 1990.
- KOWALL, M.G.; KOLK, G.; NUBER, W.; CASSISI, J.E.; STERN, S.H. Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain. **Am. J. Sports Med.** 24(1):61-66, 1996.
- KROMPINGER, W.J.; FULKERSON, J.P. Lateral retinacular release for intractable lateral retinacular pain. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 179:191-193, 1983.
- LAPRADE, J.; CULHAN, E.; BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 27(3):197-204,1998.
- LARSON, R.L., CABAUD, H.E., SLOCUM, D.B., JAMES, S.L., KEENAN, J., HUTCHINSON, J. The patellar compression syndrome: surgical treatment by lateral retinacular release. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 134:158-167, 1978.
- LAST,R.J. On the form and structure of muscles. **J. Bone Jt. Surg**, 34B, (2):295-305,1952.
- LAURIN, C.A.; LEVESQUE, H.P.; DEUSSAULT, R.; LABELLE, H.; PEIDES, J.P. The abnormal lateral patellofemoral angle. **Am. J. Bone Jt. Surg.** 60:55-60, 1978.
- LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4. ed. São Paulo: Manole, 150-159., 1989.

- LENNINGTON, K.R.; YANCHULEFF, T.T. The use of isokinetics in the treatment of chondromalacia patellae: a case report. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 4:176-178, 1983.
- LEVEAU, B.F.; ROGERS, C. Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback. **Phys. Ther.** 60(11):1410-1414, 1980.
- LEXELL, J.; HENRIKSSON-LARSEN, K. SJÖSTRÖM, M. Distribution of different fibres type in human skeletal muscle – A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. **Acta Physiol Scan.** 117:115-122, 1983.
- LIEB, F.J.; PERRY, J. Quadriceps function; an anatomic and mechanical study using amputated limbs. **J. Bone Jt. Surg.** 50(A):1535-1548, 1968.
- LIEB, F.J.; R., PERRY, J. Quadriceps function: an electromyographic study under isometric conditions. **J. Bone Jt. Surg.** 53(A):749-758, 1971.
- LIEBER, R.L.; BODINE-FOWLER, S.C. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. **Phys. Ther.** 73 (12):844-856, 1993.
- LOCKART, R.D.; HAMILTON, G.F.; FYFE, F.W. **Anatomy of the human body.** Londres: Faber and Faber, 230-245, 1959.
- LOEB, G.E.; GANS, C. **Electromyography for experimentalists.** Chicago: The University Chicago Press, 373 p., 1986.
- LUO, Z.P.; SAKAI, N.; RAND, J.A ; NA, K.N. Tensile stress of the lateral patellofemoral ligament during knee motion. **Am. J. Knee Surg.** 10:139-144, 1997.
- MAFFULLI, N. In: ENG, J.J. & PIERRYNOWSKI, M.R. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. **Phys. Ther.** 73:62-70, 1993.
- MANGINE, R.E. **Physical therapy of the knee.** New York, Churchill Livingstone, 250p., 1988.
- MAQUET, P. Desequilibres et chondropathies de la rotule. Rappel Biomechanique. **Rev. Chir. Orthop.** 66:209-211, 1980
- MARIANI, P.P.; CARUSO, I. Na eletromyographic investigation of sub luxation of the patella. **J. Bone. Jt. Surg.** 61:169-171, 1979.
- McCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: a long-term solution. **Aust. J. Physioth.** 32:215-223, 1986.

- MERCHANT, A.C., MERCER, R. Lateral release of the patella. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 103:40-45, 1974.
- MINOR, S.D. In: SOUZA, D.R. & GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis obliques: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patello femoral pain. **Phys. Ther.** 71:310-320, 1991.
- MOLLER, B.N.; KREBS, B.; TIDEMAND-DAL, C.; AARIS, K. Isometric contractions in the patellofemoral pain syndrome. An electromyographic study. **Archs. Orthop. Trauma Surg.** 105:25-27, 1986.
- MOLLER, B.N.; JURIK, A G.; TIDEMAND-DAL, C.; KREBS, B.; AARIS, K. The quadriceps function in patellofemoral disorders: a radiographic and electromyographic study. **Orthop. Trauma Surg.** 106:195-198, 1987.
- MONSTER, A.W. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: Relation to unit size. **Brain Res.** 171:349-354, 1979.
- MONTEIRO PEDRO, V.; NOVAES, P.D.; SILVA, E. FOP-UNICAMP, 1992. (Comunicação Pessoal).
- MONTEIRO-PEDRO, V.; VITTI, M. Estudo eletromiográfico do músculo vasto medial oblíquo na extensão do joelho nas posições sentado e em decúbito dorsal. In Seminário de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP. **Anais** 2:121, 1989.
- MONTEIRO-PEDRO, V. **Atividade eletromiográfica do músculo vasto medial oblíquo em esforços isométricos e isotônicos das articulações do quadril e joelho.** Piracicaba-SP: FOP-UNICAMP, 1995. 177p. Tese (Doutorado em Ciências) CPG em Biologia e Patologia Buco Dental, Área de Anatomia, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995.
- MONTEIRO-PEDRO, V.; VITTI, P.M.; BÉZIN, F.; BEVILAQUA-GROSSO, D. Electromyographic (EMG) Study of the vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles in the hip adduction and knee extension exercices. **Braz. J. Morphol. Sci.** 14(1):167, 1997.
- MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉZIN, F.; BEVILAQUA-GROSSO, D.; GIL, A.; SERRÃO, F.V.; CABRAL, C.M.N.; GARDELIN, R.J.B.; VITTI, Electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis

- longus mm. During open and closed kinetic chain exercises. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 16., 1998, Konstanz. **Proceedings I.** 536-539, 1998.
- MORRISH, G.M.; WOLEDGE, R.C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. **Scand J. Rehab Med**, 29:43-48, 1997.
- NAVARRO, R.D.; LAREDO FILHO, J.; PRATES, J.C. Estudo anatômico da inserção do músculo *vastus medialis* do *quadriceps femoris* da patela. **F. méd (BR)**91:333-337, 1985.
- NISHIZONO, H.; FUJIMOTO, T.; KURATA, H.; SHIBAYAMA, H. Non-invasive method to detect motor unit contractile properties and conduction velocity in human vastus lateralis muscle. **Med. & Biol. Eng & Comput.** 33:558-562, 1995.
- NOMINA anatomica. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ANATOMISTAS, 11.; 1980, México. **Anais...** Rio de Janeiro: Medsi, 56-57, 1985.
- OUTERBRIDGE, R.E.; DUNLOP, J. The problem of chondromalacia patellae. **Clin. Orthop. Rel. Res.** 110:177, 1975.
- PAAR, O ; BERNETT, P.; HUYER, C. Experiences with patellar chondropathy: ethiology, diagnosis, and therapy. **Int. J. Sports Med.** 6:308-313, 1985.
- PAULOS, L.; RUSCHE, K.; JOHNSON, C.; NOYSE, R.F. Patellar malalignment: a treatment rationale. **Phys. Ther.** 60:16-24, 1980.
- PEVSNER, D.N.; JOHNSON, J.R.G.; BLAZINA, M.E. The patellofemoral joint and its implications in the rehabilitation of the knee. **Phys. Ther.** 59:864-874, 1979.
- PHILIPSON, L.; LARSSON, P.G. The electromyographic signal as a measure of muscular force: a comparison of detection and quantification techniques. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** 28:141-150, 1988.
- POLGAR, J.; JOHNSON, M.A.; WIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data fibre size in thirty-six human muscle. An autopsy study. **J. Neurol. Sci.** 19:307-318, 1973.
- PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa IN: SULLIZAN, O ; SUSAN, B.; SHMITZ THOMAZ, J. **Reabilitação física: avaliação e tratamento.** 2. ed. São Paulo, Manole, Cap. 10, p. 183-223, 1993.

- POWERS, C, M.; LANDEL, R.; PERRY, J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys Ther** 76(9):946-955, 1996.
- PUNIELLO, M. S. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. **J. Orthop. Sports Phys. Ther** 17(3):144-148, 1993.
- REILLY, D.T.; MARTENS, M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. **Acta Orthop. Scand.** 43:126-137, 1972.
- REYNOLDS, L.; LEVIN, T.A ; MEDEIROS, J.M.; ADLER, N.S.; HALLUM, A EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment. **Am. J. Phys. Med.** 62:61-70, 1983.
- ROUSE, S. J. The role of the iliotibial tract in patellofemoral pain Iliotibial band friction syndromes. **Physiother.** 82(3):199-202, 1996.
- RUFFIN, M.T., KININGHAM, R.B. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. **Am. Fam. Physician.** 43:185-194, 1993.
- SCHARF, W.; WEINSTABL, R.; ORTHNER, E. Anatomische untrsuchungen und Klinische Bedeutung zweir verschiedener Anteile des Musculus vastus medialis. **Acta Anat.** 123:108-111, 1985.
- SCHARF,W.; WEINSTABL, R.; FIRBAS, W. Anatomische untrsuchungen am streckapparat des kniegelenks und ihre klinische relevanz. **Unfallchirurg.** 89 (10):456-462,1986.
- SCZEPANSKI, T.L.; GROSS, M.T.; DUNCAN, P.N.; CHANDLER, J.M. Effect of contraction type, angular velocity, and arc of motion on VMO: VL EMG ratio. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 14:256-262, 1991.
- SHELBOURNE, K.D.; NITZ,P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.** 18:292-299, 1990.
- SKURJA, M.J.; PERRY, J.; GRONLEY, J.; HISLOP, H.J. Quadriceps action in straight leg raise versus isolated knee extension (EMG and tension study). **Phys. Ther.** 60:582,1980.
- SNYDER, J.L.; FORWARD, E.M. Comparison of knee flexion and extension in the diagonal and sagital planes. An EMG study . **Phys Ther.** 522:1255-1263, 1972.

- SODERBERG, G.L.; MINOR, S.D.; ARNOLD, K. HENRY, T.; CHATTERSON, J.K.; POPPE, D.R.; WALL, C. Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. *Phys. Ther.* 67:1691-1696, 1987.
- SORRELS, R.B. Go! VMO. *J. Ark. Med. Soc.* 79:137-139, 1982.
- SOUZA, D.R.; GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys. Ther.* 71(4):310-320, 1991.
- SPEAKMAN, H.G.; WEISBERG, J. The vastus medialis controversy. *Physiother.* 63:249-254, 1977.
- STEINKAMP, L.A.; DELLINGHAM, M.F.; MARKEL, M.D.; HILL, J.A.; KAUFMAN, K.R. Biochanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am. J. Sports Med.* 21(3):438-444, 1993.
- STRATFORD, P. Electromyography of the quadriceps femoris muscles in subjects with normal and acutely effused knees. *Phys Ther.* 62:79-83, 1982.
- SWENSON, E.J.; HOUGH, O.D.; McKEAG, B.D. Patellofemoral dysfunction. How to treat, when refer patients with problematic knees. *Postgrad. Med. Patellofemoral Pain*, 82(6):125-129, 1987.
- TEPPERMAN, P.S.; MAZLIAH, J.; NEWMANN, S.; DELMORE, T. Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. *Am. J. Phys. Med.* 65:69-74, 1986.
- TESTUT, L.; LATARGET, A. *Tratado de Anatomía Humana*. 9. ed. Barcelona: Salvat, 1111-1134, 1988.
- TESTUT, L.; JACOB, O. *Tratado de Anatomía Topográfica com aplicações médico-cirúrgicas*. 5ed. Calle de Malorca, Barcelona: Salvat Editores, 982-1013, 1932.
- THIRANAGAMA, R. Nerve supply of human vastus medialis muscle. *J. Anat.* 70:193-198, 1990.
- THOMEÉ, R. A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women. *Phys. Ther.* 77(12):1690-1703, 1997.
- THOMEÉ, R.; GRIMBY, G.; WRIGHT, B.D.; LINCRE, J.M. Rasch analysis of visual analog scale measurement before and after treatment of patients with patellofemoral pain syndrome. *Scand. J. Rehabil Med.* 27:145-151, 1995.

- TRAVNIK, L.; PERNUS, F.; ERZEN, I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.* 187:403-411, 1995.
- TRIA, A J.; PALUMBO, R.C.; ALICEA, J.A. Conservative care for patellofemoral pain *Orthop. Clin. N. Am.* 23:545-554, 1992.
- VÄÄTÄINEN, U.; AIRAKSINEN,; JAROMA, H.; KIVIRANTA, I. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles in chondromalacia patellae. *Int. J. Sports Med.* 16:45-50, 1995.
- Van EIJDEN, T.M.G.I.; WEIJS, W.A ; KOUWENHOVEN, E.; VERBRURG, J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction on the quadriceps tensoris muscle at different knee flexion extensions angles. *Acta Anat.* 129:310-314, 1987.
- WARWICK, R.; WILLIAMS, P.L. ed. *Gray's Anatomy*. 35. ed. Londres: Longman., 559-564, 1973.
- WEINSTABL, R.; SCHARF, W.; FIRBAS, W. The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. *Surg. Radiol. Anat.* 11:17-22, 1989.
- WHEATLEY, M.D.; JAHNKE, W.D. Electromyographic study of superficial thigh and hip muscles in normal individuals. *Archs. Phys. Med. Rehabil.*, 32: 508-15, 1951.
- WICKIEWICZ, T.L.; ROY, R.R.; POWEL, P.L.; EDGERTON, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 179:275-283, 1983.
- WILD JR., J.J.; FRANKLIN, T.D.; WOODS, G.W. Patellar pain and quadriceps rehabilitation. An EMG study. *Am. J. Sports Med.* 10:12-15, 1982.
- WILK, E.K.; ESCAMILLA, R.F.; FLEISING, G.S.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J. R.; BOYD, M.L. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and close kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 24 (4):518-527, 1996.
- WILLAN, P.L.T.; MAHON, M.; GOLLAND, J.A. Morphological variations of the human vastus lateralis muscle. *J. Anat.* 168:235-239, 1990.

- WOODAL, W.; WELSH, J. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 11:535-542, 1990.
- WORREL, T. W.; CONNELLY, S.; HILVERT, J. VMO:VL ratios and torque comparisons at four angles of knee flexion. *J. Sport Rehabil.* 4:264-272, 1995.
- YACK, H.J.; COLLINS, C.E.; WHIELDON, T.J. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am. Orthop. Society Sports Med.* 21(1):49-53, 1993.
- ZABIK, R. M.; DAWSON, M. L. Comparison of force and peak emg during a maxima voluntary isometric contraction at selected angles in the range of motion for extension. *Percep. and Motor Skills.* 83:976-978, 1996.
- ZAPPALA, F. G.; TAFFEL, C.B.; SCUDERI, G.R. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders. *Orthop. Clin. N. Am.* 230:555-566, 1992.
- ZEYNEP, E.; De LUCA, C.J.; MINEO, K.; AOKI, T. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & Nerve*, 19:563-573, 1996.