

Estudo morfológico e eletromiográfico dos músculos adutor longo e vasto medial (fibras oblíquas), durante exercícios em cadeia cinética aberta e fechada, com e sem adução do quadril

Electromyographic and morphologic study of the adductor longus and vastus medialis (oblique fibers) muscles during open and closed kinetic chain exercises with or without hip adduction

Passos, F. F.¹
Cerqueira, E. P.²

Resumo

PASSOS, F.F. e CERQUEIRA, E. P. Estudo morfológico e eletromiográfico dos músculos adutor longo e vasto medial (fibras oblíquas), durante exercícios em cadeia cinética aberta e fechada, com e sem adução do quadril. **R. bras. Ci. e Mov.** 2003; 11(3): 67-76.

A articulação patelofemoral é muito exigida durante as atividades diárias, tendo como principal estabilizador dinâmico o músculo quadríceps femoral. Este estudo visou à análise da relação morfológica entre o m. adutor longo e um dos componentes do m. quadríceps, o m. vasto medial. Também realizamos estudos eletromiográficos a fim de definir se estas relações são funcionais. As relações morfológicas entre os músculos (mm.) adutor longo (AL) e vasto medial (fibras oblíquas - VMO) foram estudadas em material anatômico conservado em formol a 10%. Para o estudo eletromiográfico foram voluntários 15 indivíduos saudáveis do sexo masculino, com idades variando de 18 a 25 anos. Os voluntários realizaram exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) de manutenção da extensão máxima do joelho, mantida por 10 segundos e com as seguintes variações: sem rotação do quadril, com rotação medial do quadril, sem rotação do quadril com adução resistida do quadril e com rotação medial e adução resistida do quadril. Em cadeia cinética fechada (CCF), os exercícios também foram mantidos por 10 segundos e realizados com 15°, 30° e 45° de flexão do joelho com e sem a adução resistida do quadril. Para os exercícios resistidos, construímos um sistema de cabos de aço, polias e pesos. Durante as atividades em CCA e CCF, os indivíduos realizaram os exercícios contra uma resistência de 16 kg a cada lado. Os sinais mioelétricos foram captados por meio de eletrodos de superfície bipolares, posicionados sobre os ventres

musculares dos músculos AL e VMO. Os sinais EMG foram captados e pré-amplificados pelos eletrodos, em seguida passaram por um módulo condicionador de sinais onde foram novamente amplificados e filtrados, por último os sinais foram convertidos de analógicos para digitais em uma placa de conversão analógico-digital. Foram realizados testes de significância com relação às atividades elétricas colhidas, bem como a padronização destas em relação às contrações musculares isométricas voluntárias máximas (CIVM). O nível de significância adotado foi $p = 0,05$. **Resultados:** os exercícios que promoveram menor discrepância entre as atividades dos músculos estudados foram aqueles que envolveram a adução do quadril. Em CCF a adução do quadril elevou de maneira significativa a atividade do VMO durante o exercício 10, se comparada à atividade do mesmo músculo, observada no exercício 9. Não foram observadas diferenças significantes entre as atividades dos músculos estudados, ao analisarmos o exercício 10. **Conclusão:** os achados sugerem que as relações morfológicas entre os músculos estudados, também são funcionais e que suas atividades em conjunto devem ser preconizadas durante a reabilitação de pacientes portadores de patologias patelofemorais.

PALAVRAS-CHAVE: eletromiografia, adutor longo, vasto medial, cadeia cinética aberta, cadeia cinética fechada e morfologia

¹ Mestre em Anatomia Humana pelo Instituto de Ciências Biomédicas da USP-SP. E-mail: fabiofaro@ig.com.br

² Prof. Dr. do Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da USP-SP

Recebido: 13/11/2002
Aceite: 24/04/2003

Abstract

PASSOS, F.F. e CERQUEIRA, E. P. Electromyographic and morphologic study of the adductor longus and vastus medialis (oblique fibers) muscles during open and closed kinetic chain exercises with or without hip adduction. **R. bras. Ci. e Mov.** 2003; 11(3): 67-76.

The patellofemoral articulation is much required during daily activities; the quadriceps femoris muscle is the main dynamic stabilizer of the articulation. This study aimed to analyze the morphologic relations between the adductor longus muscle and one of the constituents of the quadriceps femoris muscle, the vastus medialis muscle. Electromyographic studies were also carried out in order to define whether these relations are functional or not. The morphologic relations between the adductor longus (AL) and vastus medialis (oblique fibers - VMO) muscles (mm.) were studied in anatomical material conserved in a 10% formaldehyde solution. Fifteen healthy male individuals, aged between 18 and 25 years, participated as volunteers in the electromyographic study. The volunteers performed open kinetic chain (OKC) exercises of maximum extension maintenance of the knee, during 10 seconds, with the following variations: without hip rotation, with hip medial rotation, without hip rotation and with resisted adduction of the hip, and with hip medial rotation and resisted adduction of the hip. In closed kinetic chain (CKC), the exercises also lasted 10 seconds and were performed with a knee flexion of 15°, 30°, and 45° with or without hip resisted adduction. A system consisting of steel cables, pulleys and weights was built for the resisted adduction exercises. During the OKC and CKC exercises, resistance was of 16 kg for each limb. The electromyographic signals of the muscles were collected through [active] bipolar surface electrodes. The electrodes were placed over the belly of the AL and VMO muscles. The EMG signals were collected and pre-amplified by the electrodes, soon after they were submitted to a conditioning module of signals where they were amplified again and filtered, and at last they were converted from analogical to digital signals by means of an analogical-digital conversion board. Significance tests regarding the electric activities recorded as well as their standardization regarding maximum isometric voluntary muscle contractions (MIVC) were performed. The significance level was $p = 0.05$. **Results:** The exercises that provoked less discrepancy between the activities of the studied muscles

are those involving hip adduction. In CKC exercises, hip adduction significantly increased the activity of the VMO muscle in Ex.10, if compared with that observed in Ex. 09. Significant differences between the activities of the studied muscles were not observed when Ex. 10 was analyzed.

Conclusion: Our findings suggest that the morphological relations between the studied muscles are also functional and that their simultaneous activities should be preconized during a rehabilitation treatment of patients with a patellofemoral pathology.

KEYWORDS: electromyography, adductor longus, vastus medialis, open kinetic chain, closed kinetic chain and morphology

Introdução

A articulação patelofemoral é muito exigida nas atividades funcionais diárias, bem como durante as atividades físicas, quer sejam profissionais ou de lazer.

Pensando na prevenção de lesões e melhora da qualidade de vida dos indivíduos, muito se tem estudado em relação à melhora da atividade funcional, dos músculos envolvidos com estas articulações. As pesquisas compreendem desde análises morfológicas até estudos eletromiográficos, visando, neste caso, quantificar a atividade elétrica dos músculos (mm.) durante atividades funcionais ou esportivas. Dentre os músculos mais estudados está o músculo (m.) vasto medial (VM) e suas fibras mais distais, denominadas fibras oblíquas do m. vasto medial (VMO). Mais recentemente, o m. adutor longo tem sido estudado devido às suas relações morfológicas e funcionais com o m. vasto medial.

Segundo estudos biomecânicos e morfológicos de Hungerford & Barry (19) a patela funciona como um ponto de convergência de vários ventres musculares em um único tendão (tendão do músculo quadríceps femoral) e potencializa o braço de força do músculo quadríceps femoral.

Realizando estudos morfológicos, Reider *et al.* (32) citaram como fatores etiológicos das desordens do alinhamento patelar: 1 – anomalias do músculo quadríceps femoral e suas expansões aponeuróticas, incluindo atrofia do m. VMO, fragilidade dos estabilizadores patelares mediais, contraturas e aderências nos estabilizadores laterais; 2 – aumento do ângulo Q e do valgo fisiológico; 3 – anormalidades de formação da patela e do sulco troclear.

Puniello (31) descreve que a patela durante seus movimentos é instável, principalmente quando fora do contato com o sulco troclear do fêmur. Portanto, necessita de estruturas estabilizadoras, podendo estas serem divididas em dinâmicas e estáticas. Os estabilizadores dinâmicos da patela são o músculo quadríceps femoral como um todo, tendo as fibras oblíquas do músculo vasto medial (VMO) como principais estabilizadores dinâmicos mediais da patela.

Kiesslbach (22) considerou que as fibras, distais do m. adutor longo (AL), com grande parte do m. adutor magno (AM), unem-se ao m. vasto medial (VM) por meio da membrana vasto-adutora, formando uma alça muscular extensora do joelho.

As estruturas que formam a membrana são expansões das aponeuroses dos músculos AL, AM (em direção ao VM) e fibras oriundas da fáscia do músculo sartório, que se projetam profundamente (29).

Junto às suas inserções na linha áspera do fêmur, as aponeuroses dos mm. AL e VM, estariam acoladas. Neste ponto as fibras das aponeuroses do m. VM, cruzam-se com as aponeuroses do m. AL. O trabalho também cita o septo intermuscular medial, como ponto de convergência das fibras dos mm. vasto medial e adutores (40, 39, 24, 25, 37).

Com base nos estudos destes autores, podemos entender a importância morfológica do m. VMO em relação à patela e, por sua vez, à articulação do joelho. Devido a esta importância inúmeros autores têm realizado trabalhos de eletromiografia, visando à determinação de exercícios que potencializem a atividade do VMO, ou isolem a atividade deste músculo em detrimento dos outros componentes do quadríceps femoral.

Estudos eletromiográficos citam o VM como ativo ao longo de todo o arco do movimento de extensão do joelho, desde 90° até 0° de flexão. Os autores ainda descrevem o músculo ativo durante movimentos de agachamento e que o posicionamento dos pés, tornozelos ou rotações do quadril pouco influenciam no potencial mioelétrico do VM. O m. VM mostrou ainda mais atividade durante movimentos de grande velocidade e, por fim, o músculo mostrou mais eficiência em contrações musculares concêntricas do que em contrações excêntricas (11, 3, 27).

Discordando dos autores citados acima, encontramos trabalhos de eletromiografia cinesiológica nos quais os autores afirmam que o VM é mais ativo nos últimos graus de extensão do joelho. Mais precisamente no arco de movimento de 30° a 0° de flexão do joelho (23, 20, 4, 15).

Analisando os trabalhos eletromiográficos que envolveram o m. VM (fibras oblíquas), percebemos conflitos entre os resultados, principalmente com relação aos ângulos de flexão da perna, que promovem maior atividade para o m. VM. Observamos também que nenhum autor conseguiu determinar um exercício em que se potencializa o sinal elétrico do m. VM, em detrimento dos outros ventres musculares que compõem o m. quadríceps femoral.

Devido às relações morfológicas entre os músculos VMO e AL, autores realizaram estudos a fim de analisar as atividades do m. AL, bem como trabalhos objetivando exercícios que envolvam a adução do quadril, na tentativa de potencializar a atividade do m. VM (fibras oblíquas).

O m. AL é citado como ativo na adução livre e contra resistida do quadril, na rotação medial e na flexão do quadril com o joelho estendido. O m. AL apresentou pequena atividade nos movimentos de sentar e levantar (agachamento), os autores atribuíram essa atividade à manutenção do equilíbrio do tronco durante os movimentos, evitando a abdução do quadril (36, 3).

Hanten & Schulthies (17) e Monteiro-Pedro *et al.* (28), por meio de estudos eletromiográficos de superfície, descreveram que a adução do quadril, livre ou contra resistida, associada a uma extensão máxima do joelho, eleva a atividade mioelétrica do VMO.

Hodges & Richardson (18) realizaram um estudo com vinte voluntários do sexo feminino em posição ereta associada a adução do quadril. Para estes autores, os exercícios estáticos em posição ereta, associados a uma adução contra-resistida do quadril, é a melhor maneira de aumentar a solicitação de unidades motoras do m. VMO.

Com relação à tentativa de potencialização do sinal do m. VM, pela adução do quadril, os autores relacionados são enfáticos em afirmar que esta potencialização é presente. Porém, apenas Hodges & Richardson (18) realizaram estes exercícios em cadeia cinética fechada e com 60° de flexão do joelho. Lembrando que Sousa & Vitti (36) demonstraram que o m. AL em CCF é ativo estabilizando o quadril, esta postura deve ser mais estudada, e em diversos ângulos.

Mesmo os autores que estudaram os exercícios de adução do quadril, tentando potencializar o m. VM em cadeia cinética aberta (CCA), deixaram uma grande lacuna de ângulos a serem avaliados, e perguntas a serem respondidas, com relação à funcionalidade das relações morfológicas entre mm. VM e AL.

Material e método

Consentimento e avaliação dos voluntários

Os voluntários foram esclarecidos sobre o projeto de pesquisa, mediante um termo de consentimento, que foi previamente assinado por ambas as partes e depois protocolado. Em seguida, passaram por uma avaliação antropométrica e postural, a partir de uma ficha de avaliação criada especialmente para o projeto.

Foram voluntários para a pesquisa quinze indivíduos do sexo masculino, adultos, com idades variando de 18-25 anos (média de 21,3 anos), em perfeita saúde, sem história pregressa de patologias que envolvessem a articulação Patelofemoral, com altura média de 179,2 centímetros e peso corporal com média de 80,100 quilogramas (kg).

Os indivíduos passaram por uma avaliação postural, vestidos apenas com calções de banho. A avaliação foi realizada com os voluntários em pé, em vista anterior, lateral direita e esquerda e posterior em relação ao pesquisador. As avaliações posturais objetivaram descartar os voluntários que apresentassem desvios de postura, que pudessem alterar as atividades musculares.

Os voluntários foram submetidos à mensuração do comprimento real e aparente dos membros inferiores. Foi mensurada a perimetria (circunferência) da coxa dos voluntários. Foram marcados, na coxa dos voluntários, três pontos com lápis dermatográfico, respectivamente, 10cm, 20cm e 30cm acima da base da patela. Com a fita métrica posicionada abaixo de cada marca, foi mensurada a circunferência da coxa a cada lado.

Estudo morfológico e eletromiográfico

Para a realização do estudo morfológico foram utilizados seis cadáveres do sexo masculino, provenientes do Serviço de Verificação de Óbito da Capital (SVOC) da Universidade de São Paulo.

Checroun *et al.* (10) determinaram como a melhor via de acesso à região ântero-medial da coxa, uma incisão desde a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) até o tubérculo adutório (TAD) do fêmur. Com base neste trabalho foram colocados alfinetes sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores dos ossos dos quadris e tubérculos adutórios, dos membros inferiores esquerdos dos quatro primeiros cadáveres. Um fio de barbante foi amarrado e estendido entre os dois alfinetes do membro inferior esquerdo dos cadáveres.

O comprimento deste barbante foi dividido ao meio, com o uso de fita métrica, e o ponto marcado com um novo alfinete, ao redor do qual o barbante foi entrelaçado. O ponto médio da distância entre a EIAS e o TAD foi designado como ponto M1.

Um novo alfinete foi colocado sobre a borda lateral do tubérculo púbico (BLTP) do osso do quadril esquerdo dos quatro cadáveres. A partir deste foi estendido um novo barbante até o ponto M1. O comprimento desse segundo barbante foi dividido ao meio, com o uso de fita métrica e o ponto teve um alfinete colocado e o barbante foi entrelaçado ao seu redor. O ponto médio da distância entre a BLTP e o ponto M1 foi denominado ponto M2.

Após este processo foi observado que sob o ponto M2, situava-se o 1/3 proximal do m. AL.

Nos dois outros cadáveres também provenientes do SVO, com o uso de lápis dermatográfico e de uma fita métrica, foram traçadas linhas a partir da EIAS até o TAD, nos membros inferiores esquerdos. Essa linha foi dividida ao meio a fim de encontrar a representação do ponto M1. Uma segunda linha foi traçada com o uso do lápis dermatográfico, e fita métrica, a partir da BLTP até o ponto M1 a cada lado. Essa segunda linha também foi dividida ao meio, a fim de encontrar a representação do ponto M2.

A partir da representação dos pontos M2, sobre a epiderme dos dois cadáveres, foram realizadas disseções anatômicas a fim de encontrar sob o ponto M2 o ventre muscular do m. AL.

O processo de disseção anatômica prosseguiu até o 1/3 distal da região ântero-medial das coxas dos membros inferiores esquerdos dos dois cadáveres. O objetivo foi a visualização da relação morfológica entre os músculos vasto medial e adutor longo, dada pela membrana vasto-adutora. Após a desinserção distal do músculo sartório, e após o rebatimento do mesmo, a disseção prosseguiu até atingir a borda medial da linha áspera do fêmur. Neste ponto o objetivo foi a visualização da inserção do músculo adutor longo e origem do vasto medial, outro ponto de relação morfológica entre os músculos.

Com o uso da fita métrica, foram realizadas mensurações desde o ângulo formado entre a base da patela e sua borda medial. Foram marcados dois pontos, primeiramente dois centímetros proximais em relação ao ângulo medial da patela, e um segundo, dois centímetros em direção medial a partir do primeiro. O segundo ponto marcado foi denominado M3 e situa-se sobre as fibras musculares do músculo vasto medial, desviadas mais obliquamente em relação ao eixo longo do fêmur.

Para a realização dos exercícios em CCA e CCF, foram construídos sistemas de cabos de aço, roldanas, barras metálicas e pesos em forma de anilhas. Todo o material permaneceu afixado às “pernas” laterais de uma maca hospitalar.

Os registros foram realizados no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica do Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo.

As regiões da epiderme das coxas dos voluntários nas quais posicionamos os eletrodos, foram previamente depiladas e limpas com álcool 70° INPM.

Depois de seco o local, marcamos os pontos M2 (sobre o m. AL) e M3 (sobre o m. VMO). Posicionamos então os eletrodos por sobre estas marcas, de maneira a ficarem paralelos às fibras musculares e fixamos com o uso de fitas adesivas.

Para os exercícios em CCA, o eletrodo terra foi colocado sobre o 1/3 distal do dorso do antebraço direito do voluntário. Para os exercícios em CCF, o eletrodo terra foi posicionado sobre o 1/3 médio da face medial da perna do voluntário.

Os sinais eletromiográficos foram captados por meio de eletrodos ativos bipolares de superfície da marca DELSYS Inc, compostos de cloreto de prata, com 1mm de espessura, 10mm de comprimento e 1mm de largura, com distância fixa entre os pólos de 10mm. Esses eletrodos permitem pré-amplificação dos sinais eletromiográficos em dez vezes.

Depois de pré-amplificados, os sinais passaram por um módulo condicionador de sinais da marca DELSYS Inc. com ganho de 1.000 vezes onde foram novamente amplificados. Os sinais foram então filtrados, de forma a permitir a

captação dos mesmos numa banda de frequência entre 20Hz e 450Hz. Este equipamento de eletromiografia portátil opera com uma bateria de 9V 25mA. Tendo este aparelho recebido certificado de aprovação comercial pelo FDA americano.

Em seguida, os sinais foram convertidos de sinais analógicos para digitais, por meio de uma placa de conversão CAD 12/32-16 da marca LYNX Tecnologia Ltda, com taxa de aquisição de 1000Hz e, então, armazenados em um computador Pentium II de 350 MHz, e analisados em um programa de aquisição de dados Aqdados para DOS, versão 4.18 da marca LYNX Tecnologia Ltda.

Contrações Isométricas Voluntárias Máximas (CIVM)

Com o propósito de quantificar o sinal eletromiográfico (EMG), comparando adequadamente a atividade entre sessões, músculos e voluntários, foi necessária a normalização para a validação destas comparações. Para tanto, registramos a atividade eletromiográfica de um músculo durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) contra uma resistência manual aplicada pelos examinadores e, em seguida, expressamos todos os outros valores eletromiográficos como uma percentagem desta contração (CIVM = 100%).

Em CCA, os voluntários realizaram as CIVM contra uma resistência manual aplicada pelo examinador, a CIVM foi unilateral em extensão do joelho, inicialmente para o m. VMO da coxa esquerda, mantendo 45° de flexão do joelho.

Ainda em CCA e mantendo os 45° de flexão do joelho, os voluntários realizaram as CIVM em adução do quadril bilateral, contra uma resistência dada pelos membros inferiores do examinador.

Entre os movimentos, os voluntários permaneciam em repouso por dois minutos evitando a fadiga muscular. Após o reposicionamento dos eletrodos, o procedimento foi realizado nos mesmos músculos do membro contra-lateral, seguindo os procedimentos descritos anteriormente.

Em CCF, os voluntários realizaram as CIVM em adução do quadril bilateral, contra a resistência promovida pelos membros inferiores do examinador. A CIVM de adução do quadril foi realizada com os indivíduos mantendo, respectivamente, 15°, 30°, e 45° de flexão do joelho. Entre os movimentos, os voluntários permaneciam em repouso por dois minutos evitando a fadiga muscular. A coleta dos sinais foi feita nos músculos VMO e AL do membro inferior esquerdo, e após o reposicionamento dos eletrodos, o processo foi repetido nos mesmos músculos do membro contra-lateral.

Tanto para as CIVM em CCA como em CCF, os ângulos de flexão do joelho foram determinados e controlados com o uso de um goniômetro, que teve seu eixo posicionado na face lateral da articulação do joelho.

As CIVM foram mantidas por dez segundos e os voluntários foram sempre incentivados a realizarem a mais potente contração muscular possível. Usamos voz de comando neste instante, com as seguintes palavras: “contraia e força, força, força...”.

Realização dos exercícios propostos

Após o esclarecimento sobre a pesquisa, a assinatura do termo de esclarecimento e a avaliação, os voluntários compareceram ao laboratório de eletromiografia por duas vezes. No primeiro dia de testes, os voluntários realizaram

as CIVM em CCA e os exercícios também em CCA. Os indivíduos retornavam após duas semanas. Neste segundo dia de testes foram realizados as CIVM e os exercícios em CCF.

A resistência utilizada durante os exercícios em CCA e CCF foi de 16 kg, esta resistência foi obtida calculando-se 20% da média do peso corporal dos voluntários. A partir destes 20% da média do peso corporal dos voluntários, obtivemos a carga determinada por Sanders (1978) como aquela que deve ser utilizada inicialmente, em um programa de fortalecimento muscular de extensões do joelho.

Tanto para os exercícios em CCF, como em CCA, os voluntários foram orientados sobre a execução dos mesmos. Após as orientações foram realizadas duas repetições prévias dos exercícios programados para cada sessão. Este procedimento teve por finalidade dar afinidade aos voluntários com relação aos exercícios. Durante os treinamentos não foram colhidas atividades elétricas.

Exercício 1: em CCA, com 0° de flexão do joelho e mantendo por 10 segundos.

Exercício 2: em CCA, com 0° de flexão do joelho, com rotação medial do quadril e mantendo por 10 segundos.

Exercício 3: em CCA, com 0° de flexão do joelho, associada a uma adução contra-resistida (16 kg a cada lado, afixados por meio das braçadeiras de tecido no 1/3 médio das pernas) do quadril, mantida por 10 segundos.

Exercício 4: em CCA, com 0° de flexão do joelho, associada a uma adução contra-resistida (16 kg a cada lado, afixados por meio das braçadeiras de tecido no 1/3 médio da perna) do quadril, mais rotação medial do quadril e mantendo por 10 segundos.

Exercício 5: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 45° de flexão do joelho mantendo a posição por 10 segundos.

Exercício 6: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 45° de flexão do joelho, associada a uma adução contra-resistida do quadril (16 kg a cada lado, afixados por meio das braçadeiras de tecido no 1/3 médio das coxas) e mantendo por 10 segundos.

Exercício 7: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 30° de flexão do joelho mantendo a posição por 10 segundos.

Exercício 8: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 30° de flexão do joelho, associada a uma adução contra-resistida do quadril (16 kg a cada lado, afixados por meio das braçadeiras de tecido no 1/3 médio das coxas) e mantendo por 10 segundos.

Exercício 9: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 15° de flexão do joelho mantendo a posição por 10 segundos.

Exercício 10: em CCF, com apoio do dorso sobre a parede e 15° de flexão do joelho, associada a uma adução contra-resistida do quadril (16 kg a cada lado, afixados por meio das braçadeiras de tecido no 1/3 médio das coxas) e mantendo por 10 segundos.

Durante a execução dos exercícios em CCA, os voluntários permaneceram sentados em uma maca hospitalar, com os membros inferiores livres. Os membros inferiores permaneceram entre as roldanas, cabos de aço e anilhas de peso. Quando solicitados, os voluntários realizavam a adução bilateral do quadril, tracionando o sistema de cabos de aço e pesos.

Durante a execução dos exercícios em CCF, os voluntários permaneceram com o dorso apoiado em uma parede e os membros inferiores entre o sistema de roldanas, cabos de aço e anilhas de peso. Quando solicitados, os

voluntários realizavam a adução bilateral do quadril, tracionando o sistema de cabos de aço e pesos.

Para todos os exercícios, os ângulos de flexão do joelho foram determinados com o uso de um goniômetro, que teve seu eixo posicionado na face lateral da articulação do joelho, seu braço fixo permaneceu ao longo da face lateral da perna, enquanto o braço móvel permaneceu ao longo da face lateral da coxa.

De acordo com as proposições de Hamill & Knutzen (1999), para os exercícios em CCF, os pés dos voluntários foram posicionados separados. Segundo os autores, a distância entre os maléolos tibiais deve ser igual à distância entre as faces laterais dos ombros. Esta distância promove equilíbrio durante os exercícios em CCF.

Análise dos registros

Os registros eletromiográficos permitiram a mensuração dos valores numéricos da atividade muscular, pelo cálculo do RMS (*Root Mean Square* - Raiz Quadrada da Média dos Quadrados do Sinal), expresso em microvolts (mV).

Para todos os exercícios propostos, foram desprezados os primeiros cinco segundos de atividade muscular, e analisados os últimos cinco segundos de atividade (do quinto ao décimo segundo).

Desprezamos os primeiros cinco segundos de atividade, pois nesta fase os voluntários estavam em adaptação com relação aos exercícios, portanto os sinais eletromiográficos apresentariam oscilações.

As RMS dos exercícios foram comparadas com as RMS obtidas durante as CIVM, tentando descobrir em qual posição há maior atividade dos músculos (CCA ou CCF) e qual exercício, dentre os propostos, promove mais atividade eletromiográfica, e ainda, se existem diferenças de atividades entre mesmos músculos de hemisferos diferentes.

Análises estatísticas

Para a realização da análise estatística dos dados antropométricos, empregou-se o teste t *Student* pareado.

As RMS obtidas do 5º ao 10º segundo de atividade dos músculos durante os exercícios em CCA e CCF foram padronizadas em relação as CIVM máximas colhidas. Temos então a porcentagem (%) de atividade muscular em cada exercício em relação as CIVM (CIVM = 100% de atividade muscular).

Os dados dos exercícios realizados em CCA foram avaliados pela análise de variância com medidas repetidas (Exercícios 1, 2, 3 e 4) e dois fatores: músculo (VMO e AL) e lado (Esq. e Dir.), seguidos por comparações múltiplas pelo método de *Tukey*. A homogeneidade de variâncias foi verificada, aplicando-se a transformação em raiz quadrada (SQRT % RMS). Para os exercícios 1, 2, 3 e 4, as RMS colhidas dos músculos VMO a cada lado foram padronizadas em relação às RMS dos mesmos músculos, colhidas durante as CIVM com 45º de flexão do joelho. As RMS colhidas dos músculos AL a cada lado foram padronizadas em relação às RMS dos mesmos músculos, colhidas durante as CIVM em adução do quadril.

Os dados dos exercícios realizados em CCF foram avaliados com o emprego de análise de variância com medidas repetidas (Exercícios 5, 6, 7, 8, 9 e 10) e dois fatores: músculo (VMO e AL) e lado (Esq. e Dir.). O teste de variância foi seguido por comparações múltiplas por meio do método

de *Tukey*. A homogeneidade de variâncias foi verificada, aplicando-se a transformação logarítmica (LOG % RMS). Para os exercícios em CCF (Exercícios 5, 6, 7, 8, 9 e 10), as RMS colhidas dos músculos VMO e AL a cada lado (5-10 seg. de atividade) foram padronizadas em relação as RMS dos mesmos músculos, colhidas durante as CIVM em 15º, 30º, e 45º de flexão do joelho com adução do quadril. As RMS dos músculos enquanto as RMS dos músculos AL foram padronizadas com as CIVM dos mesmos músculos. VMO a cada lado foram padronizadas com as CIVM dos mesmos músculos. O nível de significância adotado foi $p \leq 0,05$.

Resultados

As relações morfológicas entre os mm. AL e VM, dadas pela membrana vasto-adutora e septo intermuscular medial, foram confirmadas (Figura 1). Os pontos de inserção dos músculos AL e AM na linha áspera do fêmur são região comum com a origem do m. VM.

O 1/3 proximal do ventre muscular do m. AL foi visualizado após a dissecação anatômica, sob a marcação do ponto M2.

Os dados antropométricos apresentaram voluntários com média de idade de (21,27±1,39), média de altura em centímetros (179,23±6,52), peso corporal em quilos (80,100±3,41) comprimento médio real dos membros inferiores em centímetros (93,67±4,35), comprimento médio aparente dos membros inferiores em centímetros (103±4,8), perimetria média da coxa em centímetros sendo 10 cm acima da base da patela (46,53±2,63), 20 cm acima da base da patela (54±2,58) e 30 cm acima da base da patela (60,17±2,79).

As atividades musculares (RMS) nos exercícios em CCA foram padronizadas em relação as CIVM e os dados obtidos são descritos como porcentagem da RMS (% RMS).

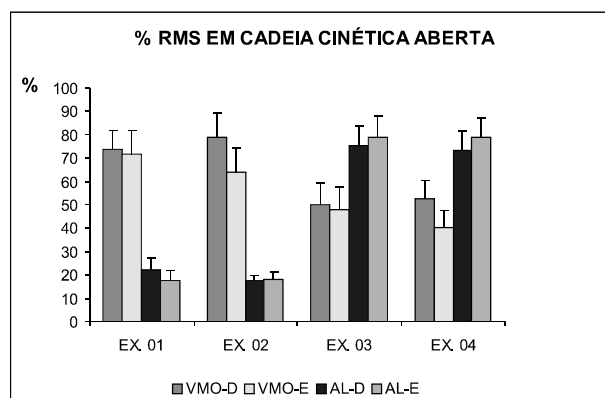
FIGURA 1

	MÉDIA				ERRO PADRÃO			
	VMO-D	VMO-E	AL-D	AL-E	VMO-D	VMO-E	AL-D	AL-E
EX. 01	73,8	71,5	22	17,7	8,1	10,5	5,4	4
EX. 02	78,9	63,7	17,6	18,2	10,2	10,5	2,2	2,8
EX. 03	49,8	47,8	75,1	78,7	9,5	9,7	8,5	9,4
EX. 04	52,8	40	73,4	78,9	7,5	7,2	7,9	8,4
n	14	14	15	15	14	14	15	15

VMO: Fibras Obliquas do m. Vasto Medial
AL: Músculo Adutor Longo
D: Hemisfério Direito

n: Amostra de Voluntários
Ex.: Exercício
E: Hemisfério Esquerdo

FIGURA 2



Exercício 1: % RMS m. VMO-D (73,8±8,1), m. VMO-E (71,5±10,5), m. AL-D (22±5,4) e m. AL-E (17,7±4). **Exercício 2:** % RMS m. VMO-D (78,9±10,2), m. VMO-E (63,7±10,5), m. AL-D (17,6±2,2) e m. AL-E (18,2±2,8). **Exercício 3:** % RMS m. VMO-D (49,8±9,5), m. VMO-E (47,8±9,7), m. AL-D (75,1±8,5) e m. AL-E (78,7±9,4). **Exercício 4:** % RMS m. VMO-D (52,8±7,5), m. VMO-E (40±7,2), m. AL-D (73,4±7,9) e m. AL-E (78,9±8,4). Estes dados podem ser observados na Figura 2 ($p \leq 0,05$).

As atividades musculares (RMS) nos exercícios em CCF, também foram padronizadas em relação as CIVM e os dados obtidos são descritos como porcentagem de RMS (% RMS). **Exercício 5:** % RMS m. VMO-D (45,5±3,8), m. VMO-E (44,4±4,2), m. AL-D (5,3±0,9) e m. AL-E (4,1±0,4). **Exercício 6:** % RMS m. VMO-D (44,2±4,7), m. VMO-E (42,5±6,4), m. AL-D (13,8±1,9) e m. AL-E (13,0±1,6). **Exercício 7:** % RMS m. VMO-D (32,8±2,6), m. VMO-E (41,2±7,9), m. AL-D (5,2±0,9) e m. AL-E (6,7±1,7). **Exercício 8:** % RMS m. VMO-D (37,9±4,5), m. VMO-E (38,8±4,4), m. AL-D (17,8±2,7) e m. AL-E (19,5±3,2). **Exercício 9:** % RMS m. VMO-D (22,2±3,4), m. VMO-E (23,2±4,2), m. AL-D (5,9±1,5) e m. AL-E (6,9±2,1). **Exercício 10:** % RMS m. VMO-D (32,5±4,1), m. VMO-E (35,2±5,0), m. AL-D (21,7±3,1) e m. AL-E (27,9±4,3). Estes dados podem ser observados na Figura 3 ($p \leq 0,05$).

Podemos observar os registros eletromiográficos do Exercício 10 na Figura 4.

FIGURA 3

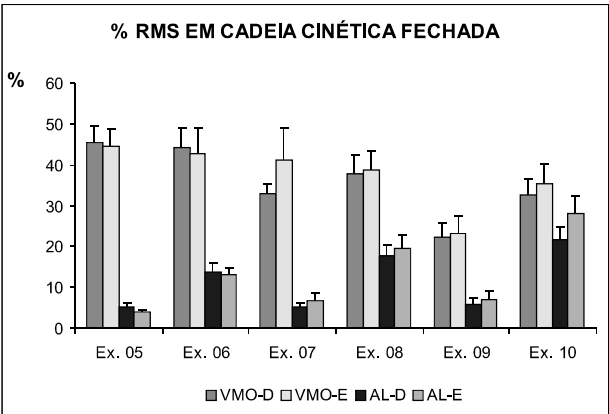
% RMS EM CADEIA CINÉTICA FECHADA (CCF)

	MÉDIA				ERRO PADRÃO			
	VMO-D	VMO-E	AL-D	AL-E	VMO-D	VMO-E	AL-D	AL-E
Ex. 05	45,5	44,4	5,3	4,1	3,8	4,2	0,9	0,4
Ex. 06	44,2	42,5	13,8	13,0	4,7	6,4	1,9	1,6
Ex. 07	32,8	41,2	5,2	6,7	2,6	7,9	0,9	1,7
Ex. 08	37,9	38,8	17,8	19,5	4,5	4,4	2,7	3,2
Ex. 09	22,2	23,2	5,9	6,9	3,4	4,2	1,5	2,1
Ex. 10	32,5	35,2	21,7	27,9	4,1	5,0	3,1	4,3
n	14	13	14	15	14	13	14	15

VMO: Fibras Oblíquas do m. Vasto Medial
AL: Músculo Adutor Longo
D: Hemicorpo Direito

n: Amostra de Voluntários
Ex.: Exercício
E: Hemicorpo Esquerdo

FIGURA 4



Discussão

Após a realização dos estudos morfológicos, foi possível observarmos as relações entre os mm. VM, AL e AM. Observamos a membrana vasto-adutora e o septo intermuscular medial, estruturas largamente citadas em livros texto de anatomia (39, 5, 24, 12, 29, 42) e trabalhos científicos (22, 37).

Souza (37) cita a borda medial da linha áspera do fêmur, como ponto de relação entre os mm. AL, AM e VM. Nossos achados confirmam estas informações.

Os achados comprovam as afirmações de Kiesselbach (22), que citou os músculos AL, AM e VM como formando uma potente alça extensora do joelho.

Na maioria dos estudos eletromiográficos, os autores determinaram o posicionamento para a colocação de eletrodos de superfície, pela visualização do ventre muscular, durante uma contração muscular voluntária.

Segundo Winter (43), um dos empecilhos para o estudo eletromiográfico de superfície, encontra-se na dificuldade em isolar músculos específicos, levando ao risco da coleta de sinais de músculos vizinhos àquele estudado. Foi preocupação inicial deste estudo, minimizar estes riscos, por meio da determinação de maneira precisa dos pontos para o posicionamento dos eletrodos. Esses posicionamentos basearam-se em dissecções anatômicas.

As dissecções sobre os pontos M2 nos materiais anatômicos revelaram o 1/3 proximal do m. AL. Embora a amostra de peças anatômicas usadas neste processo tenha sido pequena, para o presente, nos forneceu segurança quanto à utilização do ponto M2 para a coleta da atividade do m. AL. Porém, devemos ressaltar a necessidade de dissecções em um número maior de peças anatômicas para podermos afirmar que o ponto M2 situa-se sobre o 1/3 proximal do m. AL de qualquer indivíduo do sexo masculino.

O ponto M3, determinado como sendo o segundo ponto, marcado a 2 cm medialmente em relação a um primeiro, que foi marcado 2 cm proximalmente em relação ao ângulo medial da patela. O ponto M3 conferiu segurança aos achados eletromiográficos colhidos, como sendo do m. VMO. Por ser a patela um osso de fácil localização e palpação, o ponto M3 torna-se uma referência segura para a coleta de sinais EMG, do m. VMO em futuros estudos.

A atividade EMG do m. AL mostrou-se elevada, durante a adução do quadril, nos exercícios em CCA e CCF. Esses achados comprovam as afirmações de Sousa & Vitti (36) e Basmajian & De Luca (3), que atribuem ao AL o papel de adutor do quadril. Os mesmos autores destacam o m. AL, como rotador medial do quadril, porém em nossos achados, a rotação medial do quadril elevou de maneira não significativa a atividade do m. AL, em apenas um caso, o m. AL-E, durante o exercício 3 ($p \geq 0,05$).

Sousa & Vitti (36) destacaram ainda o papel do m. AL como sendo estabilizador do quadril em posição bípede. Não nos foi possível avaliar estas informações, pois na citada posição, durante os nossos testes, os voluntários apoiaram o dorso sobre uma superfície rígida (parede). Eliminando assim a necessidade de manutenção de equilíbrio na postura.

Ainda em nossos achados, os exercícios 5 e 6, determinados como sendo em CCF, com apoio do dorso, 45° de flexão do joelho, sem e com adução do quadril, respectivamente,

mostraram as mais baixas atividades mioelétricas registradas para o m. AL, durante os exercícios em CCF.

Sugerimos que, devido às pernas dos voluntários terem sido posicionadas em 45° de flexão durante estes exercícios, a força compressiva do dorso dos voluntários contra a parede, levou a uma estabilização da postura e provável diminuição do papel do m. AL como estabilizador dinâmico do quadril nesta posição.

Basmajian & De Luca (3) citaram também o m. AL como atuante durante os exercícios de agachamento em CCF. Como nossos exercícios nesta posição foram estáticos e não dinâmicos, sua atuação não pôde ser comprovada.

Cerny (9) citou a associação da rotação medial do quadril, durante a extensão terminal do joelho, como uma combinação de movimentos, responsável por elevar a atividade do m. VMO. No presente a rotação medial do quadril em CCA, elevou a atividade do m. VMO, porém não de maneira significativa ($p \geq 0,05$).

Durante os exercícios em CCA, a adução do quadril não elevou a atividade do m. VMO, confirmando os achados de Karst & Jewett (21) e Zakaria *et al.* (44) e divergindo das afirmações de Hanten & Schulthies (17) e Monteiro-Pedro *et al.* (28), que se referiram um aumento da atividade do m. VMO em CCA, durante a adução contra-resistida do quadril.

Em CCF o m. VMO mostrou-se mais ativo, durante a postura mantida com 45° (Exercício 5) de flexão do joelho, e a menor atividade apareceu com 15° (Exercício 9) de flexão do joelho. Os mesmos resultados encontraram Reynolds *et al.* (33) que citaram o m. VMO com pequena atividade, durante os últimos 30° de extensão do joelho em CCF.

Como já descrevemos, a adução do quadril em CCA não elevou a atividade do m. VMO. Com base nesta afirmação, podemos pensar que para exercícios em sedestação, as relações morfológicas entre os mm. AL e VM não se mostram funcionais. Porém, analisando as atividades dos músculos, vemos que os exercícios 1 e 2 são eficientes para o m. VMO, e pouco eficientes para o AL, enquanto que os Exercícios 3 e 4 mostraram grande atividade do m. AL, e uma pequena atividade do m. VMO. Porém observamos menor discrepância na porcentagem da atividade EMG, entre os músculos, nos exercícios que envolveram a adução do quadril (exercícios 3 e 4). Ressaltamos o papel das relações morfológicas nestes resultados.

Em CCF a adução do quadril com 15° de flexão do joelho (exercício 10) elevou de maneira significativa a atividade tanto do m. VMO quanto do m. AL em comparação com o exercício 9, executado em CCF, sem a adução do quadril e com 15° de flexão do joelho ($p \leq 0,05$). Atingindo assim um ponto no qual os músculos não apresentaram diferenças significantes nas atividades observadas entre si ($p \geq 0,05$). Ressaltamos as relações morfológicas para explicar estes resultados, pois a contração do m. AL aumentou a atividade mioelétrica do m. VMO.

Confirmamos assim os dados de Hodges & Richardson (18) que indicam os exercícios em CCF com adução do quadril, como técnicas que elevam a atividade do m. VMO.

Este resultado tem grande importância para a prevenção de luxações (desarticulações) laterais da patela, pois Reynolds *et al.* (33); Burks *et al.* (7) citaram, como mecanismos desse trauma, a prática esportiva em CCF, nos últimos 30° de extensão do joelho, com descarga de peso e movimentos rotacionais do quadril.

De acordo com os achados, realizando exercícios em CCF associados à adução do quadril, podemos manter a integridade funcional dos músculos AL e VM, estabilizando assim a patela, evitando seu deslocamento lateral.

Com exceção do já comentado exercício 10, em todos os outros, as atividades do m. VMO, mostraram diferenças significantes em relação às atividades do m. AL ($p \leq 0,05$).

Outro achado interessante mostra que durante exercícios iguais, as atividades mioelétricas de músculos iguais, VMO-D /VMO-E e AL-D /AL-E não mostraram diferenças significantes ($p \geq 0,05$). Esses dados sugerem que a idéia de dominância corporal para os membros inferiores, não influenciaram as atividades mioelétricas dos músculos estudados.

Vale ressaltar que avaliamos apenas as atividades mioelétricas dos músculos e não força nem tampouco potência musculares. Afirmamos ainda que os exercícios foram realizados com resistências submáximas, portanto os resultados acima devem ser mais estudados.

O fato de as atividades mioelétricas de músculos iguais, porém de membros inferiores diferentes, não terem apresentado diferenças significantes, nos confere segurança ao afirmar que as diferenças observadas durante as mensurações dos comprimentos real e aparente dos membros inferiores e da perimetria de coxa em 30 cm acima da base da patela, não influenciaram atividades mioelétricas dos músculos.

Nossos resultados confirmam os de Bunton *et al.* (6) que em estudos biomecânicos afirmaram que exercícios em CCF promovem um trabalho coordenado de vários grupos musculares, favorecendo assim um ganho funcional.

Graham *et al.* (14), após estudos eletromiográficos, fizeram as mesmas afirmações. Os autores avaliaram o quadríceps femoral, juntamente com os isquiotibiais, durante exercícios de agachamento (CCF). Encontraram atividade simultânea dos músculos (co-contração), durante as atividades.

As instabilidades patelares são desencadeadas por um desequilíbrio entre ligamentos (estabilizadores estáticos da patela) e músculos (estabilizadores dinâmicos da patela), principalmente entre os mm. VMO e VL (13, 34, 8, 1, 41, 38).

Segundo os achados biomecânicos de Hungerford & Barry, (19), Paulos *et al.*, (30), McGint *et al.*, (26) temos o índice de maior compressão da patela contra o sulco troclear do fêmur, entre 50° – 90° em CCF. Os contrários a exercícios em CCF, que defendem sua posição se baseando nos ângulos de compressão patelar, como prováveis causadores de patologias patelares, devem lembrar que todos os indivíduos apresentam estes índices semelhantes de compressão patelar. Esta compressão somente se tornaria um problema caso os músculos envolvidos apresentassem desequilíbrio, o que poderia levar a um choque maior ou menor da patela contra o sulco troclear do fêmur.

Um indivíduo que apresente dor patelar à flexão da perna entre 50° – 90° em CCF, devido ao desequilíbrio muscular, deve ser exercitado em CCF, com inicialmente 15° de flexão da perna, evoluindo até os ângulos que apresentavam sintomas. O esperado após a realização dos exercícios é a eliminação ou diminuição dos sintomas.

Apoiamo-nos para estas afirmações nos achados de Hungerford & Barry (19), em que os autores afirmam que até os 20° de flexão da perna, a patela não entra em contato com o sulco troclear do fêmur, assim não promovendo compressão. Embasamo-nos também nos achados de Bandy

& Hanten (2), segundo os quais, ao treinarmos os músculos em ângulos determinados, melhoramos suas atividades nestes ângulos, porém essa melhora também é refletida para os demais ângulos de movimentação da articulação. Portanto, a tendência é de eliminar gradualmente o desequilíbrio muscular, em todos os ângulos de movimentação. Então ao atingir os ângulos que eram sintomáticos, o indivíduo não deverá apresentar mais queixa, pois o desequilíbrio muscular deverá ter sido amenizado.

Com base nos nossos achados e revisando a literatura, podemos sugerir exercícios em CCF e CCA associados à adução do quadril como a melhor maneira de equilibrar as atividades entre os mm. VMO e AL. Devemos enfatizar que a CCF é funcional. Em CCF o m. VMO atuará na articulação do joelho, enquanto o m. AL na articulação do quadril, porém, o trabalho do segundo irá promover um pré-tensionamento do primeiro, tornando assim funcionais suas relações morfológicas.

Os exercícios em CCA sem a adução do quadril apresentaram maiores atividades para o m. VMO, porém os exercícios que envolveram a adução do quadril mostraram menores discrepâncias entre as atividades dos músculos estudados. Vale lembrar que a adução do quadril em CCA, além de minimizar as discrepâncias entre as atividades mioelétricas dos músculos, também incrementa a atividade do músculo AL, importante para o equilíbrio do quadril, durante a posição bípede (CCF).

Fica a sugestão do tratamento de pacientes portadores de instabilidades patelares, com base em nossos achados e com o intuito de corroborar clinicamente os achados eletromiográficos, tentando mostrar na clínica a eficiência dos exercícios avaliados.

Referências Bibliográficas

- ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. **Reabilitação física das lesões desportivas**. 2. ed., Rio de Janeiro, Guanabara: Koogan: 2000.
- BANDY, W.D. & HANTEN, W.P. Changes in Torque and Electromyographic Activity of the Quadriceps Femoris Muscles Following Isometric Training. **Physical Therapy**. 1993; 73:455-467.
- BASMAJIAN, J.V. & DE LUCA, C.J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. 5. ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BECK, J.L. & WILDERMUTH, B.P. The Female Athlete's Knee. **Clin. Sports Med**. 1985; 4:345.
- BERNARD, R. **Testut: compendio de anatomia topográfica**. 14.ed., Barcelona: Salvat, 1943.
- BUNTON, E.E.; PITNEY, W.A.; KANE, A.W.; CAPPAERT, T.A. The Role of Limb Torque, Muscle Action and Proprioception During Closed Kinetic Chain Rehabilitation of the Lower Extremity. **Journal of Athletic Training**. 1993; 28:10-20.
- BURKS, R.T.; DESIO, S.S.; BACHUS, K.N.; TYSON, L.; SPRINGER, K. Biomechanical Evaluation of Lateral Patellar Dislocations. **Am. J. Knee. Surg**. 1997; 10:24-31.
- CAMANHO, G.L. **Patologia do joelho**. 1. ed., São Paulo: Sarvier, 1996.
- CERNY, K. Vastus Medialis Oblique/Vastus Lateralis Muscle Activity Ratios for Selected Exercises in Persons With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. **Physical Therapy**. 1995; 75:672-683.
- CHECROUN, A.J.; MEKHAIL, A.O.; EBRAHEIM, N.A.; JACKSON, W.T.; YEASTING, R.A. Extensile medial Approach to the Femur. **J. Orthop. Trauma**. 1996; 10:481-486.
- CINTRA, A.I.D. & FURLANI, J. Electromyographic study of quadriceps femoris in man. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol**. 1996; 21:539-554.
- GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia: estudo regional do corpo humano**. 2. ed., Rio de Janeiro; Guanabara: Koogan 1964.
- GOULD, J.A. **Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte**. 2.ed., São Paulo: Manole, 1993.
- GRAHAM, V.L.; GEHLSSEN, G.M.; EDWARDS, J.A. Electromyographic evaluation of closed and open kinetic chain knee rehabilitation exercises. **Journal of Athletic Training**. 1993; 28:32-30.
- GRYZLO, S.M.; PATEK, R.M.; PINK, M.; PERRY, J. Electromyographic analysis of knee rehabilitation exercises. **JOSPT**. 1994; 20:36-43.
- HAMILL, J. & KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1.ed., São Paulo: Manole, 1999.
- HANTEN, W. & SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**. 1994; 70:561-565.
- HODGES, P.W. & RICHARDSON, C.A. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. **Scand. J. Rehab. Med**. 1993; 25:57-62.
- HUNGERFORD, D.S. & BARRY, M. Biomechanics of the patellofemoral joint. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. 1979; 144:9-15.
- INSALL, J. Current concepts review, patellar pain. **J. Bone Joint Surg**. 1982;64:147-151.
- KARST, G.M. & JEWETT, P.D. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris components. **Physical Therapy**. 1993; 73:286-299.
- KIESSELBACH, A. Untersuchungen ubre den funktionelles einbau des musculus quadriceps on das gerfuge des Oberschenkels. **Anat. Anz**. 1955; 101:206-221.
- LEVEAU, B.F. & ROGERS, C. Selective training of vastus medialis muscle using EMG biofeedback. **Phys. Ther**. 1980; 60:1410-1415.
- LEWIS, W.H. **Tratado de anatomia humana de Gray**. 24.ed., Rio de Janeiro, Guanabara: Waissman Koogan, 1946.
- LIEB, F.J.; PERRY, J. Quadriceps function. **J. Bone Joint Surg**. 1968.50:1535-1548.
- McGINTY, G.; IRRGANG, J.J.; PEZZULLO, D. Biomechanical considerations for Rehabilitation of the knee. **Clinical Biomechanics**. 2000; 15:160-166.

27. MIRZABEIGI, E.; JORDAN, C.; GRONLEY, J.K.; ROCKOWITZ, N.L.; PERRY, J. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. **American Journal of Sports Medicine**. 1999; 27:50-53.
28. MONTEIRO-PEDRO, V.; VITTI, M.; BEVILAQUA-GROSSO, D. The effect of free isotonic and maximal isometric contraction exercises of the hip adduction on vastus medialis oblique muscle: an electromyographic study. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol**. 1999; 39:435-440.
29. ORTS LLORCA, F. **Anatomia humana**. 4.ed., Barcelona: Científico Médica, 1970.
30. PAULOS, L.; RUSCHE, K.; JOHNSON, C.; NOYES, F.R. Patellar malalignment: a treatment rationale. **Physical Therapy**. 1980; 60:1624-1632.
31. PUNIELLO, M.S. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. **JOSPT**. 1993; 17:144-148.
32. REIDER, B.; MARSHALL, J.L.; RING, B. Patellar tracking. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. 1981; 157:143-148.
33. 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 the patellar Alignment. **American Journal of physical Medicine**. 1983, 62:61-70.
34. SANCHIS, V.A. **Cirurgia de la Rodilla**. 1.ed., Madrid: Panamericana, 1995.
35. SANDERS, M.T. Study on resistive training collegeville. Minnesota, **Saint John's Hospital**, 1978.
36. SOUSA, O.M. & VITTI, M. Estudo eletromiográfico dos MM. adductor longus e adductor magnus no homem. **Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. S. Paulo**. 1967; 22:385-394.
37. SOUZA, R.R. **Estudo sobre a anatomia funcional do canal adutor no homem**. São Paulo, 1975. Tese Doutorado. Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo.
38. STOLLER, D.W. **Ressonância magnética em Ortopedia e Medicina Desportiva**. 2.ed., Rio de Janeiro, Guanabara: Koogan, 2000.
39. TESTUT, L. & JACOB, O. **Precis d'Anatomie Topographique**. 3.ed. Paris: Octave Doin et Fils, 1911.
40. TESTUT, L. **Precis d'anatomie descriptive**. 8.ed., Paris: Octave Doin et Fils, 1911.
41. WEINSTEIN, S.L. & BUCKWALTER, J.A. **Ortopedia de Turek: princípios e sua aplicação**. 1.ed., São Paulo: Manole, 2000.
42. WILLIAMS, P.L. **Gray's anatomy: the anatomical basis of medicine and surgery**. 38. ed., London, Churchill Livingstone, 1995.
43. WINTER, D.A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: normal, elderly and pathological**. 2. ed., Waterloo, Waterloo University, 1990.
44. ZAKARIA, D.; HARBURN, K.L.; KRAMER, J.F. Preferential Activation of the Vastus Medialis Oblique, Vastus Lateralis and Hip Adductor Muscles During Isometric Exercises in Females. **JOSPT**. 1997, 26:23-26.