

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
INSTITUTO DE BIOLOGIA



200606603

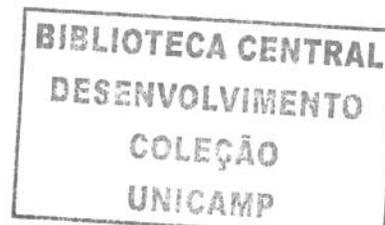
**ESTUDO DO CONTROLE MOTOR NAS FASES
ASCENDENTE E DESCENDENTE DO AGACHAMENTO EM
SUJEITOS SAUDÁVEIS E PORTADORES DA SÍNDROME
DA DOR FÊMORO-PATELAR (SDFP)**

Este exemplar corresponde à redação final
da tese defendida pelo(a) candidato (a)
Valdeci Carlos Dionísio
Gil Lúcio Almeida
e aprovada pela Comissão Julgadora.

Autor: Valdeci Carlos Dionísio
Orientador: Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida

Tese de Doutorado apresentada ao Instituto de
Biologia como parte dos requisitos exigidos para
a obtenção do título de Doutor em Biologia
Funcional e Molecular.

Campinas – São Paulo
Outubro/2005



BC

UNIDADE BC
Nº CHAMADA T/UNICAMP
D622e
V EX
TOMBO BC/ 67107
PROC 16.123-06
C X
PREÇO 11,00
DATA 29/03/06
Nº CPD _____

BIB ID 376403

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA – UNICAMP

D622e

Dionísio, Valdeci Carlos

Estudo do controle motor nas fases ascendente e descendente do agachamento em sujeitos saudáveis e portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) / Valdeci Carlos Dionísio. – Campinas, SP: [s.n.], 2005.

Orientador: Gil Lúcio Almeida.

Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Biologia.

1. Torque. 2. Eletromiografia. 3. Patela. I. Almeida, Gil Lúcio. II. Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Biologia. III. Título.

(rcdt/ib)

Título em inglês: Motor control study in the ascending and descending phases of the squat in subjects with and without patellofemoral pain syndrome (PFPS).

Palavras-chave em inglês: Torque; Electromyographic activity; Patella.

Área de concentração: Fisiologia.

Titulação: Doutor em Biologia Funcional e Molecular.

Banca examinadora: Gil Lúcio Almeida, Claudio Antonio Barbosa de Toledo, Francesco Langone, Marcos Duarte, Amélia Pascoal Marques.

Data da defesa: 25/10/2005.

Data da Defesa: 25/10/2005

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida – Orientador

Gil Lúcio Almeida

Prof. Dr. Cláudio Antonio Barbosa de Toledo

Cláudio Antonio Barbosa de Toledo

Prof. Dr. Francesco Langone

Francesco Langone

Prof. Dr. Marcos Duarte

Marcos Duarte

Profa. Dra. Amélia Pascoal Marques

Amélia Pascoal Marques

Profa. Dra. Regina Célia Spadari-Bratfisch

Regina Célia Spadari-Bratfisch

Prof. Dr. Miguel Arcanjo Áreas

Miguel Arcanjo Áreas

Profa. Dra. Antonia Dalla Pria Bankoff

Antonia Dalla Pria Bankoff

BIBLIOTECA CENTRAL
DESENVOLVIMENTO
COLEÇÃO
UNICAMP

Realizar este trabalho associado a tantas outras atividades, colocou à prova minha família, minhas amizades, meus sonhos e minha saúde, mas proporcionou conhecimento, amadurecimento, respeito, esperança e conquistas.

Dedico este trabalho a minha família, especialmente aos meus pais José Odair e Elza, a minha esposa Luciani e aos meus filhos Lorena, Igor e Iasmim.

Agradecimentos

Agradeço imensamente à minha família pelo apoio e compreensão, especialmente à minha querida esposa Luciani.

Ao Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida, que nesses anos foi mais do que um orientador e professor na busca do conhecimento, mais que um chefe ou companheiro de trabalho, mais que um gerador de oportunidades... foi um AMIGO.

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte e ao Rogério Pessoto Hirata pela ajuda na elaboração do modelo biomecânico e de parte do código em MatLab.

Ao Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo pela ajuda na elaboração de parte do modelo biomecânico e do código em MatLab.

Ao Sérgio Ventura pela ajuda, no início de nossa aventura, na elaboração do código em MatLab.

Aos colegas de laboratório, Márcio, Furumoto, Ismael, Marcos, Rodrigo, Nádia, Luciane e Regiane pelo companheirismo e apoio.

Às pessoas que dedicaram seu tempo e paciência para participar do experimento.

Ao Instituto de Biologia da UNICAMP e à própria UNICAMP pela oportunidade de realizar este trabalho e à FAPESP pelo fomento do laboratório.

À UNAERP pelo apoio e aos meus colegas de trabalho pelo incentivo e compreensão.

"O desperdício da vida está no amor que não damos, nas forças que não usamos e na prudência egoísta que nada arrisca".

Carlos Drummond de Andrade

Resumo

A síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) acomete uma em cada quatro pessoas da população em geral, e é composta por várias lesões que acometem a articulação fêmoro-patelar. O tratamento fisioterapêutico é fundamental na reabilitação dos portadores dessa síndrome, e que tem como uma de suas principais ferramentas o treinamento em cadeia cinética fechada. Dentre as várias formas de realizar esse treinamento, o agachamento é uma das mais utilizadas. Contudo, quando realizado o agachamento, a pessoa nem sempre tem o controle adequado da posição do tronco e dos membros, o que pode favorecer diferentes padrões cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos. Portanto o presente estudo teve por objetivo identificar e descrever a estratégia cinética e eletromiográfica usada para realizar o agachamento nas fases ascendente e descendente em sujeitos saudáveis e portadores da SDFP, quando os movimentos são restritos no plano sagital, com padrão cinemático similar na maioria das articulações envolvidas. Oito sujeitos saudáveis e oito portadores da SDFP participaram deste estudo e realizaram o agachamento mantendo os braços flexionados à frente do corpo em duas distâncias, semi-agachamento (de 30° a 50°) e meio-agachamento (de 60° a 80°) na fase descendente. Para a fase ascendente eles realizaram a subida a partir do meio-agachamento. A atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto medial longo, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio lateral e tibial anterior foi registrada. A cinemática das articulações do membro inferior foi reconstruída utilizando-se um sistema óptico de análise de movimento. O centro de pressão (COP) foi obtido utilizando-se dados de uma plataforma de força, e os torques no tornozelo e joelho foram calculados por meio da dinâmica inversa. As tarefas foram eficazes em restringir o movimento no sentido céfalo-caudal em ambos os grupos. Também foi possível identificar e descrever uma estratégia clara para ambas as fases ascendente e descendente do agachamento. O músculo tibial anterior foi o responsável por iniciar o agachamento na fase descendente e se manteve co-ativado com o gastrocnêmio durante todo o movimento. O quadríceps foi o principal responsável em desacelerar o movimento e não houve grande atividade dos isquiotibiais. Comparado com o grupo controle, o grupo SDFP apresentou menor torque no joelho e menor atividade eletromiográfica do quadríceps, mas o torque no tornozelo e o deslocamento anterior do COP foram maiores durante as duas distâncias, na fase descendente do agachamento. Para a fase ascendente do agachamento, o grupo SDFP apresentou diferença na posição inicial, revelando uma estratégia protetora da articulação fêmoro-patelar. Antes de iniciar o movimento, houve forte ativação do quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmio para vencer a ação gravitacional em ambos os grupos. Comparado com o grupo controle, o grupo SDFP apresentou menor torque no joelho e menor atividade eletromiográfica do quadríceps, mas o torque no tornozelo e o deslocamento anterior do COP foram maiores. As fases de cada tarefa foram descritas e as implicações clínicas discutidas. Palavras chave: torque, centro de pressão, eletromiografia, patela, agachamento.

Abstract

The patellofemoral pain syndrome (PFPS) affects one in four people in the general population, and is composed of several lesions of the patellofemoral joint. The physical therapy is essential for the rehabilitation of the population with this syndrome, and one of its main tools is the training in closed kinetic chain. Among the several ways of performing that training, the squat is one of the most used. However, when performing it, a person does not always have a proper control of the position of the trunk and of the limbs, what can produce different kinematic, kinetic and electromyographic patterns. Therefore, the present study had as an objective identifying and describing the kinetic and electromyographic strategy used to perform the squat in the ascending and descending phases by people with and without PFPS, when the movements are restricted in the sagittal plane, with a similar kinematic pattern in most of the involved joints. Eight healthy subjects and eight with PFPS participated in this study and they performed the squat keeping the upper arm elevated at 90° at the shoulder joint, just in front of the body in two distances, semisquatting (30° to 50°) and half squatting (60° to 80°) in the descending phase. For the ascending phase they performed the ascent from the half squatting. The electromyographic activity of the vastus medialis oblique, vastus medialis longus, rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, semitendineous, gastrocnemius lateralis and tibialis anterior muscles was registered. The joint kinematics of the inferior limbs was reconstructed using an optical system for movement analysis. The center of the pressure (COP) was obtained using data from a force plate and the joint torques in the ankle and knee were calculated using inverse dynamics. The tasks were effective in restricting the movement in the cefalo-caudal direction for both groups. Moreover, it was possible to identify and to describe a clear strategy for both the ascending and the descending phases of the squat. The anterior tibialis muscle was the responsible for beginning the squatting in the descending phase, and kept co-activated with the gastrocnemius during the whole movement. The quadriceps was mainly responsible for decelerating the movement and there was not great activity of the hamstrings. Compared to the control group, the PFPS group presented smaller knee torque and smaller quadriceps electromyographic activity, but the ankle torque and the COP displacement to the anterior direction were larger in the two distances, in the descending phase of the squatting. For the ascending phase of the squatting the PFPS group presented difference in the initial position, revealing a protecting strategy for the patellofemoral joint. Before beginning the movement, there was a strong activation of the quadriceps, hamstrings and gastrocnemius. This was necessary for the motor control system to generate the forces that overcome the inertia of the limb and resist the flexion force acting on the knee due to gravity in both groups. Compared to the control group, the PFPS group presented smaller torque in the knee and smaller electromyographic activity of the quadriceps, but the ankle torque and the COP displacement to the anterior direction were larger. The phases of each task were described and clinical implications were discussed. Key words: torque, center of the pressure, electromyographic activity, patella, squat.

Sumário

RESUMO	VII
ABSTRACT	VIII
SUMÁRIO	IX
LISTA DE FIGURAS	XI
LISTA DE ABREVIÇÕES	XIV
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS E MECÂNICAS	5
2.1.1 <i>Configuração Anatômica</i>	5
2.1.2 <i>Posicionamento da Patela</i>	6
2.1.3 <i>Deslocamento Passivo da Patela</i>	6
2.2 CONSIDERAÇÕES NEUROMUSCULARES.....	11
2.2.1 <i>Mudanças do Padrão de Atividade Muscular</i>	13
2.2.1.1 <i>Atividade Muscular</i>	14
2.2.1.2 <i>Ordem e Tempo de Recrutamento</i>	16
2.3 TRATAMENTO FISIOTERAPÊUTICO DA SDFP	17
2.3.1 <i>Exercícios em Cadeia Cinética Fechada</i>	20
3 HIPÓTESES DO ESTUDO	22
3.1 HIPÓTESE I	22
3.2 HIPÓTESE II	23
3.3 HIPÓTESE III.....	24
3.4 HIPÓTESE IV	25
4 MATERIAL E MÉTODO	26
4.1 SUJEITOS	26
4.2 INSTRUMENTAÇÃO	26
4.2.1 <i>Registro dos Dados Eletromiográficos (EMG)</i>	26
4.2.2 <i>Registro dos Dados Cinemáticos</i>	27
4.2.3 <i>Registro da Força de Reação</i>	27
4.3 PROCEDIMENTO.....	27
4.3.1 <i>Tarefa I – Fase Descendente do Agachamento</i>	27
4.3.2 <i>Tarefa II – Fase Ascendente do Agachamento</i>	28
4.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS	29
4.5 ANÁLISE DOS DADOS.....	33
5 RESULTADOS	34
5.1 AGACHAMENTO NA FASE DESCENDENTE	34
5.1.1 <i>Movimentos Lineares</i>	34
5.1.2 <i>Movimentos Angulares</i>	34
5.1.3 <i>Série Temporal</i>	37
5.1.4 <i>Centro de Pressão – COP</i>	41

5.1.5	Torques no Tornozelo e no Joelho	42
5.1.6	Atividade Eletromiográfica (EMG).....	44
5.1.7	Relação entre as Forças Medial e Lateral do Quadríceps sobre a Patela	46
5.2	AGACHAMENTO NA FASE ASCENDENTE	48
5.2.1	Movimentos Lineares.....	48
5.2.2	Movimentos Angulares	48
5.2.3	Série Temporal	51
5.2.4	Centro de Pressão – COP	54
5.2.5	Torques no Tornozelo e no Joelho	57
5.2.6	Atividade Eletromiográfica (EMG).....	57
5.2.7	Relação entre as Forças Medial e Lateral do Quadríceps sobre a Patela	60
6	DISCUSSÃO	61
6.1	FASE DESCENDENTE DO AGACHAMENTO	61
6.1.1	A Posição Inicial	61
6.1.2	Estratégia Pré-agachamento (fase preparatória).....	62
6.1.3	Estratégia na Fase de Aceleração.....	63
6.1.4	Estratégia na Fase de Desaceleração	64
6.1.5	Estratégia na Posição Final.....	66
6.2	FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO	67
6.2.1	A Posição Inicial	67
6.2.2	Estratégia na Fase de Pré-ascensão (fase preparatória)	68
6.2.3	Estratégia na Fase de Aceleração.....	70
6.2.4	Estratégia na Fase de Desaceleração	70
6.2.5	Estratégia na Posição Final.....	71
6.3	RELAÇÃO ENTRE AS FORÇAS MEDIAL E LATERAL DO QUADRÍCEPS SOBRE A PATELA	71
7	CONCLUSÃO.....	72
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
	ANEXO I – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	81

Lista de Figuras

- FIGURA 1. VISTA SUPERIOR DA PATELA NO PLANO TRANSVERSAL, MOSTRANDO OS TRÊS TIPOS (A, B, C) DE PATELA DESCRITA POR WIBERG (1941) E ADAPTADOS POR HEBERT *ET AL.* (2003). A SETA INDICA A CRISTA PATELAR..... 6
- FIGURA 2. VISTA LATERAL DO JOELHO MOSTRANDO O COMPRIMENTO DO TENDÃO PATELAR (CTP) E O COMPRIMENTO DIAGONAL DA PATELA (CDP) USADOS PARA MENSURAR A PATELA ALTA (INSALL & SALVATI, 1971). 7
- FIGURA 3. CORTE TRANSVERSAL DA ARTICULAÇÃO FÊMORO-PATELAR VISTA NO PLANO HORIZONTAL. MOSTRA A DEMARCAÇÃO DOS ÂNGULOS UTILIZADOS PARA IDENTIFICAR E QUANTIFICAR O DESLOCAMENTO E A INCLINAÇÃO MÉDIO-LATERAL (FIGURA ADAPTADA DE GRABINER *ET AL.*, 1994). EM A, L_1 É A LINHA ENTRE O PONTO MAIS BAIXO DA PATELA E O SULCO TROCLEAR, L_3 E L_4 SÃO AS LINHAS QUE PARTEM DO SULCO TROCLEAR ATÉ O PONTO MAIS ALTO DE CADA CÔNDILO FEMORAL, L_2 É A LINHA MÉDIA ENTRE L_3 E L_4 . EM B, L_1 REPRESENTA A FACETA PATELAR LATERAL, E L_2 REPRESENTA O PONTO MAIS ALTO DE CADA CÔNDILO FEMORAL (ANTERIORMENTE). EM C, L_1 REPRESENTA A FACETA PATELAR LATERAL, E L_2 REPRESENTA O PONTO MAIS BAIXO DE CADA CÔNDILO FEMORAL (POSTERIORMENTE). 8
- FIGURA 4. PONTOS DE REFERÊNCIA PARA MEDIR O ÂNGULO Q (FIGURA ADAPTADA DE CAYLOR *ET AL.*, 1993). 10
- FIGURA 5. DIREÇÃO DO VETOR DE FORÇA DAS PORÇÕES DO QUADRÍCEPS EM RELAÇÃO AO EIXO LONGITUDINAL DO FÊMUR DEFINIDA POR LIEB; PERRY (1968)..... 12
- FIGURA 6. SOMATÓRIA DAS FORÇAS MUSCULARES DO QUADRÍCEPS EXERCIDAS SOBRE A PATELA. AS SETAS AZUL E VERDE REPRESENTAM OS VETORES DE FORÇA RESULTANTES DA SOMATÓRIA DAS FORÇAS MEDIAIS (VM + VMO) E LATERAIS (VI + VL), RESPECTIVAMENTE. A SETA VERMELHA REPRESENTA O VETOR DE FORÇA RESULTANTE DA SOMATÓRIA DAS FORÇAS MEDIAIS E LATERAIS. NOTE QUE ESSE VETOR (VERMELHO) COINCIDE COM O VETOR DE FORÇA DO RETO FEMORAL. ESTE ESQUEMA REVELA A FUNÇÃO EXTENSORA DO QUADRÍCEPS E A NÃO-INTERFERÊNCIA DO RETO FEMORAL NOS MOVIMENTOS LATERAIS DA PATELA. ESSER MOVIMENTOS FICAM DEPENDENTES DAS FORÇAS MEDIAIS E LATERAIS (FIGURA ADAPTADA DE POWERS, 1998)..... 13
- FIGURA 7. REPRESENTAÇÃO DO MECANISMO DE INIBIÇÃO REFLEXA DO QUADRÍCEPS, PROVOCADA EM FUNÇÃO DA ATIVAÇÃO DAS FIBRAS I ORIGINADAS DOS RECEPTORES ARTICULARES. ESTE MECANISMO TERIA AINDA A FACILITAÇÃO DOS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS (FIGURA ADAPTADA DE KANDEL *ET AL.*, 1997). 15
- FIGURA 8. ESTA FIGURA ILUSTRA A POSIÇÃO INICIAL DAS TAREFAS DE AGACHAMENTO NAS FASES DESCENDENTE (A) E ASCENDENTE (B). 29
- FIGURA 9. ESTA FIGURA ILUSTRA A POSIÇÃO FINAL NO MEIO AGACHAMENTO E A POSIÇÃO DAS MARCAS. TAMBÉM SÃO MOSTRADOS OS TORQUES NO TORNOZELO E NO JOELHO E O SISTEMA DE COORDENADAS DAS MARCAS CAPTADAS PELO SISTEMA ÓPTICO E DA PLATAFORMA DE FORÇA. NOTE QUE É DIFERENTE O SISTEMA DE REFERÊNCIA ENTRE O SISTEMA ÓPTICO E A PLATAFORMA DE FORÇA, QUE FORAM AJUSTADOS NO PROCESSAMENTO DOS DADOS (CÓDIGO EM MATLAB). 30
- FIGURA 10. DESLOCAMENTO LINEAR DAS MARCAS FIXADAS NO OMBRO, QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO DURANTE O SEMI-AGACHAMENTO – SA (QUADRADOS) E O MEIO-

AGACHAMENTO – MA (TRIÂNGULOS), PARA O GRUPO NN (SÍMBOLOS CHEIOS) E PARA O GRUPO SDFP (SÍMBOLOS ABERTOS). O DESLOCAMENTO FOI OBSERVADO NAS DIREÇÕES ANTERO-POSTERIOR (AP), CÉFALO-CAUDAL (CC) E MÉDIO-LATERAL (ML).	35
FIGURA 11. DESLOCAMENTO ANGULAR DO TORNOZELO, JOELHO E QUADRIL DURANTE O SA (COLUNA ESQUERDA) E MA (COLUNA DIREITA), PARA O GRUPO NN (BARRAS ABERTAS) E PARA O GRUPO SDFP (BARRAS CHEIAS). O DESLOCAMENTO ANGULAR FOI OBSERVADO DURANTE A POSIÇÃO INICIAL (PI), POSIÇÃO FINAL (PF) E A EXCURSÃO ANGULAR (EA).	36
FIGURA 12. ESTA FIGURA MOSTRA A SÉRIE TEMPORAL PARA O DESLOCAMENTO DO COP, OS TORQUES NO TORNOZELO E NO JOELHO PARA UM SUJEITO DO GRUPO NN (COLUNA ESQUERDA) E PARA UM SUJEITO DO GRUPO SDFP (COLUNA DIREITA), DURANTE O MEIO-AGACHAMENTO – MA. AS LINHAS TRACEJADAS VERTICAIS DELIMITAM AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DESACELERAÇÃO (DES). DF = DORSIFLEXÃO; FP = FLEXÃO PLANTAR; EXT = EXTENSÃO; E FLX = FLEXÃO.....	39
FIGURA 13. ESTA FIGURA DESCREVE A SÉRIE TEMPORAL PARA A ATIVIDADE EMG (NORMALIZADA PELA CIVM) DOS MÚSCULOS TIBIAL ANTERIOR, GASTROCNÊMIO LATERAL, VASTO MEDIAL OBLÍQUO, VASTO LATERAL, SEMITENDINOSO E BÍCEPS FEMORAL PARA UM SUJEITO DO GRUPO NN (COLUNA ESQUERDA) E PARA UM SUJEITO DO GRUPO SDFP (COLUNA DIREITA), DURANTE O MEIO-AGACHAMENTO – MA. NOTE A DIFERENÇA DE ESCALA ENTRE OS PAINÉIS C E D E ENTRE OS PAINÉIS E E F. AS LINHAS TRACEJADAS VERTICAIS DELIMITAM AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DE DESACELERAÇÃO (DES).....	40
FIGURA 14. ESTA FIGURA ILUSTRA O DESLOCAMENTO DO COP (A), OS TORQUES GERADOS NO TORNOZELO (B) E NO JOELHO (C) PARA AMBOS OS GRUPOS, NN E SDFP, DURANTE O MEIO-AGACHAMENTO – MA. O ASTERISCO REPRESENTA AS FASES EM QUE HOUVE DIFERENÇA ENTRE OS GRUPOS ($p < 0,05$). A HACHURA REPRESENTA AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DESACELERAÇÃO (DES). DF = DORSIFLEXÃO; FP = FLEXÃO PLANTAR; EXT = EXTENSÃO; E FLX = FLEXÃO.....	43
FIGURA 15. MÉDIA DA ATIVIDADE EMG DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO (VMO), VASTO MEDIAL LONGO (VML), RETO FEMORAL (RF), VASTO LATERAL (VL), BÍCEPS FEMORAL (BF), SEMITENDINOSO (ST), GASTROCNÊMIO LATERAL (GL) E TIBIAL ANTERIOR (TA) NAS OITO FASES DO MOVIMENTO, DURANTE O MEIO-AGACHAMENTO, PARA AMBOS OS GRUPOS, NN (COLUNA ESQUERDA) E SDFP (COLUNA DIREITA). A HACHURA REPRESENTA AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) DE DESACELERAÇÃO (DES)..	47
FIGURA 16. ESTA FIGURA ILUSTRA A TAXA OBTIDA PARA OBSERVAR A RELAÇÃO ENTRE AS FORÇAS MEDIAL E LATERAL SOBRE A PATELA, NO SEMI-AGACHAMENTO E NO MEIO-AGACHAMENTO, DURANTE A FASE DESCENDENTE. NOTE QUE EM AMBOS OS AGACHAMENTOS A FORÇA MEDIAL PREDOMINOU EM AMBOS OS GRUPOS.	48
FIGURA 17. DESLOCAMENTO LINEAR DAS MARCAS FIXADAS NO OMBRO, QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO, DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO, PARA AMBOS OS GRUPOS, NN E SDFP. NOTE QUE O DESLOCAMENTO DAS MARCAS NO OMBRO E NO QUADRIL NA DIREÇÃO CÉFALO-CAUDAL, MARCADAS COM ASTERISCO FOI DIFERENTE ENTRE OS GRUPOS ($p < 0,05$).	49
FIGURA 18. DESLOCAMENTO ANGULAR DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO PARA AMBOS OS GRUPOS, NN E SDFP. NOTE QUE O DESLOCAMENTO NO QUADRIL E NO JOELHO FOI DIFERENTE ENTRE OS GRUPOS ($p < 0,05$),	

NA POSIÇÃO INICIAL (PI) E NA EXCURSÃO ANGULAR (EA), MAS SIMILAR NA POSIÇÃO FINAL (PF).....	50
FIGURA 19. ESTA FIGURA ILUSTRA A SÉRIE TEMPORAL PARA O DESLOCAMENTO DO COP, OS TORQUES GERADOS NO TORNOZELO E NO JOELHO PARA O UM SUJEITO DO GRUPO NN (COLUNA ESQUERDA) E PARA UM SUJEITO DO GRUPO SDFP (COLUNA DIREITA), DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO. AS LINHAS TRACEJADAS VERTICAIS DELIMITAM AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DESACELERAÇÃO (DES). DF = DORSIFLEXÃO; FP = FLEXÃO PLANTAR; EXT = EXTENSÃO; E FLX = FLEXÃO.	52
FIGURA 20. ESTA FIGURA DESCREVE A SÉRIE TEMPORAL PARA A ATIVIDADE EMG (NORMALIZADA PELA CIVM) DOS MÚSCULOS TIBIAL ANTERIOR, GASTROCNÊMIO, VASTO MEDIAL OBLÍQUO, VASTO LATERAL, SEMITENDINOSO E BÍCEPS FEMORAL, PARA OS SUJEITOS NN (COLUNA ESQUERDA) E SDFP (COLUNA DIREITA), DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO. NOTE A DIFERENÇA DE ESCALA ENTRE OS PAINÉIS A E B E ENTRE OS PAINÉIS C E D. AS LINHAS VERTICAIS DELIMITAM AS FASES DE ACELERAÇÃO (AS) E DESACELERAÇÃO (DES).	55
FIGURA 21. ESTA FIGURA ILUSTRA O DESLOCAMENTO DO COP (A), OS TORQUES GERADOS NO TORNOZELO (B) E NO JOELHO (C) PARA AMBOS OS GRUPOS, NN E SDFP, DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO. O ASTERISCO REPRESENTA AS FASES EM QUE HOUVE DIFERENÇA ENTRE OS GRUPOS ($p < 0,05$). A HACHURA REPRESENTA AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DESACELERAÇÃO (DES). DF = DORSIFLEXÃO; FP = FLEXÃO PLANTAR; EXT = EXTENSÃO; E FLX = FLEXÃO.....	56
FIGURA 22. MÉDIA DA ATIVIDADE EMG DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO (VMO), VASTO MEDIAL LONGO (VML), RETO FEMORAL (RF), VASTO LATERAL (VL), BÍCEPS FEMORAL (BF), SEMITENDINOSO (ST), GASTROCNÊMIO LATERAL (GL) E TIBIAL ANTERIOR (TA) DURANTE A FASE ASCENDENTE DO AGACHAMENTO, PARA AMBOS OS GRUPOS NN (COLUNA ESQUERDA) E SDFP (COLUNA DIREITA). A HACHURA REPRESENTA AS FASES DE ACELERAÇÃO (AC) E DESACELERAÇÃO (DES).....	59
FIGURA 23. ESTA FIGURA ILUSTRA A TAXA OBTIDA PARA OBSERVAR A RELAÇÃO ENTRE AS FORÇAS MEDIAL E LATERAL SOBRE A PATELA, DURANTE A FASE ASCENDENTE..	61

Lista de Abreviações

SDFP – Síndrome da Dor Fêmoro-Patelar
COP – Centro de Pressão
CTP – Comprimento do Tendão Patelar
CDP – Comprimento Diagonal da Patela
PVP – Posição Vertical da Patela
 Θ_{AC} – Ângulo de Congruência
 Θ_{AFP} – Ângulo Fêmoro-Patelar Lateral
 Θ_{AIP} – Ângulo de Inclinação Patelar
VI – Vasto Intermédio
VL – Vasto Lateral
VM – Vasto Medial
VML – Vasto Medial Longo
VMO – Vasto Medial Oblíquo
RF – Reto Femoral
BF – Bíceps Femoral
ST – Semitendinoso
GL – Gastrocnêmio Lateral
TA – Tibial Anterior
EIAS – Espinha Ilíaca Ântero-Superior
EMG – Eletromiografia
NN – Grupo Controle
Kg – quilograma
m – metro
Hz – Hertz
LED – *Light Emission Diodo*
FX – Força na coordenada X
FY – Força na coordenada Y
FZ – Força na coordenada Z
MX – Momento na coordenada X
MY – Momento na coordenada X
MZ – Momento na coordenada X
SA – Semi-Agachamento
MA – Meio-Agachamento
M – Massa em Kg
ax – Aceleração da coordenada X do centro de massa
FRSx – Força no eixo horizontal da plataforma de força
g – Aceleração devida à gravidade (9.8 m/s^2)
FRSy – Força no eixo vertical da plataforma de força
ay – Aceleração da coordenada Y do centro de massa
T - Torque na articulação
CPx – Posição do COP na direção ântero-posterior
XCM – Posição do centro de massa na coordenada X
YCM – Posição do centro de massa na coordenada Y
X₄ – Coordenada X da marca no tornozelo
Y₄ – Coordenada Y da marca no tornozelo

I – Momento de inércia
 α – Aceleração angular
 X_3 – Coordenada X da marca no joelho
 Y_3 – Coordenada Y da marca no joelho
CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima
PI – Posição Inicial
PF – Posição Final
EA – Excursão Angular
AP – Antero-Posterior
CC – Céfalo-Caudal
ML – Médio-Lateral
AC – Aceleração
DES – Desaceleração
DF – Dorsiflexão
FP – Flexão Plantar
EXT – Extensão
FLX – Flexão
ms – milissegundos

1 Introdução

A síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) acomete uma em cada quatro pessoas da população em geral, e é composta por várias lesões que afetam a articulação fêmoro-patelar. A etiologia dessa síndrome é atribuída a fatores anatômicos, mecânicos e/ou neuromusculares. Esses múltiplos fatores, potencialmente geradores da SDFP, dificultam a elaboração de métodos diagnósticos e o consenso nas estratégias de tratamento. O tratamento fisioterapêutico é um dos principais recursos terapêuticos na reabilitação dos portadores dessa síndrome, e que tem como um dos seus objetivos a estabilidade da articulação fêmoro-patelar. Entre as várias estratégias para estabilizar essa articulação, o fortalecimento do quadríceps em cadeia cinética fechada (com o pé apoiado) é considerado como a forma preferencial de treinamento, por ser mais próximo da atividade funcional.

No entanto a realização dos exercícios em cadeia cinética fechada na prática fisioterapêutica varia de acordo com a disponibilidade de espaço e de equipamentos, a presença ou não de dor durante o exercício e a criatividade do terapeuta. Assim, esses exercícios podem ser executados de diversas formas, como no *leg press*, subindo e descendo degraus, passos à frente (*lange*) e agachamentos com ou sem apoio em estruturas fixas como um espaldar (barra de *Ling*), ou uma parede. A principal forma de execução do exercício em cadeia cinética fechada é o agachamento com ou sem utilização de carga.

Entretanto quando realizado o agachamento, a pessoa nem sempre tem o controle adequado da posição do tronco e dos membros, o que pode favorecer diferentes padrões cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos, justificando o insucesso desse treinamento em parte dos portadores da SDFP.

O agachamento foi estudado por vários autores visando principalmente identificar e compreender os esforços sobre a articulação do joelho, em especial nos ligamentos cruzados e na articulação fêmoro-patelar. Em geral, poucos desses estudos envolveram mais de uma articulação do membro inferior, ou a comparação dos padrões cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos. Adicionalmente, boa parte dessas investigações foi realizada abordando

movimentos esportivos e com a utilização de carga. Esses fatores dificultam a comparação entre os estudos, e não torna clara a estratégia que o sistema nervoso utiliza para realizar o agachamento.

Segundo Cheron *et al.* (1997), o início do agachamento requer um distúrbio prévio da posição inicial gerando uma ruptura da postura. Recentemente, Hase *et al.* (2004) estudaram o início dos movimentos descendentes, como o movimento de agachar e de sentar. Os autores observaram estratégias motoras diferentes para o agachamento, e relataram que a direção do deslocamento do centro de pressão (COP), observada no início da tarefa, variou com os músculos envolvidos na ruptura do equilíbrio postural.

Uma possível explicação para a diversidade observada por Hase *et al.* (2004) poderia estar na relação entre os diferentes graus de envolvimento do tronco, extremidades superiores, ou outras articulações conectadas ao tornozelo em cadeia. Se o movimento do tronco fosse restrito em uma direção, o agachamento seria realizado com movimentos similares nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, e uma estratégia específica do ponto de vista dos padrões cinético e eletromiográfico poderia ser identificada e descrita para o agachamento. Esse comportamento poderia ser identificado não apenas para o início do agachamento, mas durante toda a execução da tarefa. A identificação de uma estratégia específica poderia ser utilizada para comparar possíveis diferenças, entre sujeitos saudáveis e portadores de disfunções neuromusculares e músculo-esqueléticas, como a SDFP. Esse conhecimento poderia orientar a seleção e inclusão do agachamento nos programas de treinamento fisioterapêutico para estas disfunções.

Portanto o presente estudo teve por objetivo identificar e descrever a estratégia cinética e eletromiográfica usada para realizar o agachamento nas fases ascendente e descendente em sujeitos saudáveis e portadores da SDFP, sendo os movimentos restritos no plano sagital, permitindo um padrão cinemático similar na maioria das articulações envolvidas.

2 Revisão de Literatura

O estudo do funcionamento da articulação do joelho e suas lesões tem sido um desafio para os estudiosos há mais de um século. Em particular, as lesões que acometem a articulação fêmoro-patelar têm provocado grandes limitações funcionais no joelho. Entre essas lesões, podemos citar a condromalácia patelar, plica sinovial, tendinite patelar, epifisite patelar (*Jumper's knee*), bursite, doença de *Osgood-Schlatter* e doença de *Hoffa*.

A condromalácia patelar é uma das lesões mais comuns da articulação fêmoro-patelar e foi descrita pela primeira vez no princípio do século XX, sendo caracterizada pelo amolecimento e degeneração da cartilagem articular (HUBERTI; HAYES, 1984). A degeneração cartilaginosa provoca inflamação da sinóvia e do coxim adiposo, levando à dor. A plica sinovial é assim chamada quando um tecido fibroso remanescente do período embrionário inflama-se e provoca dor anterior no joelho. Esse tecido fibroso é originário da região médio-superior da patela, e se estende até os meniscos medial e lateral. A tendinite e a epifisite patelar são inflamações que ocorrem respectivamente no tendão patelar e no pólo inferior da patela, gerando também dor anterior no joelho (JOHNSON *et al.*, 1993). A bursite também é uma inflamação em uma ou mais bursas gerando inflamação sinovial e dor anterior no joelho. A doença de *Osgood-Schlatter* é uma inflamação na tuberosidade tibial, provocada por uma necrose avascular entre a tibia e o núcleo secundário de crescimento (tuberosidade tibial), o que leva à presença de dor anterior no joelho. A doença de *Hoffa* é caracterizada pela inflamação da gordura infrapatelar. Este coxim adiposo pode ser observado por protuberâncias laterais ao tendão patelar quando o joelho está estendido. A inflamação desse tecido também provoca dor anterior no joelho (JACKSON, 2001).

Todas essas lesões levam a um conjunto de sinais e sintomas semelhantes como, dor anterior no joelho, eventualmente um derrame articular (aumento do líquido sinovial), crepitação e falseio durante o movimento. A dor anterior no joelho é decorrente do processo inflamatório e/ou do aumento do líquido sinovial, que gera um aumento da pressão intra-articular. A dificuldade nos

movimentos de flexão e extensão do joelho, de subir e descer escadas, de fazer agachamentos, e desconforto ou dor após repouso prolongado do membro, são relatos comuns dos portadores dessas lesões. O falseio origina-se na perda da força muscular do quadríceps gerando instabilidade no joelho que, por sua vez, produz a crepitação da articulação fêmoro-patelar e possível degeneração cartilaginosa. Esses sinais e sintomas são classificados geralmente como “Síndrome da Dor Fêmoro-Patelar” (SDFP). A incidência da SDFP é de aproximadamente vinte e cinco por cento de todos os diagnósticos ortopédicos (McCONNELL, 1986; POWERS, 1998). Essa alta incidência se deve à grande utilização dessa articulação, especialmente em atividades esportivas, com destaque para a participação crescente das mulheres, que são mais acometidas por esta síndrome do que os homens. Entretanto, entre os atletas, os homens ainda são em maior número, por serem maioria (POWERS et al., 1995).

Os fatores causadores desta síndrome foram classificados como intrínsecos e extrínsecos à cartilagem articular (FAIRBANK *et al.*, 1984). Entre os fatores intrínsecos, estão incluídas as anormalidades primárias da cartilagem articular, ou do osso subcondral, e dificuldades de reparação da cartilagem após pequenos traumas. Como fatores extrínsecos foram considerados aqueles que influenciam a funcionalidade do joelho, modificando a relação fêmoro-patelar (forma da patela, patela alta, anteversão do colo femoral, rotação femoral interna, torção tibial). Por exemplo, a torção tibial externa modifica o ângulo do vetor de força gerado pelo músculo quadríceps, favorecendo a instabilidade da patela. Os traumas diretos e excesso de utilização da articulação do joelho também são fatores extrínsecos que contribuem para o surgimento da SDFP (FAIRBANK *et al.*, 1984; MESSIER *et al.*, 1991). O desalinhamento do mecanismo extensor e a subluxação ou deslocamento da patela são citados como fontes causadoras de qualquer uma das lesões que compõem a SDFP, provocando dores e limitação funcional na articulação do joelho (BRODY; THEIN, 1998; KARST; WILLET, 1995).

Neste texto, vamos categorizar os fatores causadores da SDFP em anatômicos, mecânicos e neuromusculares.

2.1 Considerações Anatômicas e Mecânicas

Os movimentos da patela com o fêmur ocorrem no sulco troclear, localizado entre os côndilos femoral lateral e medial. Esse sulco é recoberto por um conjunto de bolsas, onde repousa a patela (KAPANDJI, 1990). O formato triangular da patela permite que suas facetas lateral e medial se articulem com as da tróclea, possibilitando um maior contato articular. Os movimentos da patela são gerados pela ativação das quatro porções que compõem o músculo do quadríceps (LIEB; PERRY, 1968). A somatória das forças musculares geradas pela ativação dessas porções e a configuração da superfície troclear determinam os movimentos da patela. Uma alteração desses movimentos pode gerar instabilidade, permitindo a lesão da cartilagem hialina, ou a compressão de tecidos moles, tornando-se fonte de dor no joelho (BRODY; THEIN, 1998; KARST; WILLET, 1995). Os movimentos da patela podem ser influenciados por uma modificação na sua configuração anatômica e no seu posicionamento.

2.1.1 Configuração Anatômica

Por meio de radiografias, a patela foi classificada em três tipos (Figura 1), de acordo com o tamanho entre as facetas medial e lateral (WIBERG, 1941). No tipo I, tido como normal, a crista da patela está posicionada no centro patelar e faz com que as facetas medial e lateral tenham o mesmo tamanho (a). No tipo II, a crista é levemente deslocada medialmente, provocando a diminuição da superfície articular medial (b). No tipo III, a crista está quase que totalmente deslocada no sentido medial, praticamente eliminando a superfície articular medial (c). Para Wiberg (1941), a redução da superfície medial no tipo II levaria a uma sobrecarga nesta área, causando uma condromalácia na faceta medial e na crista da patela. Esse tipo II seria então a principal causa de condromalácia. No entanto, outros autores não observaram correlação entre a patela do tipo II e o aumento e a distribuição da pressão fêmoro-patelar (HUBERT; HAYES, 1984).

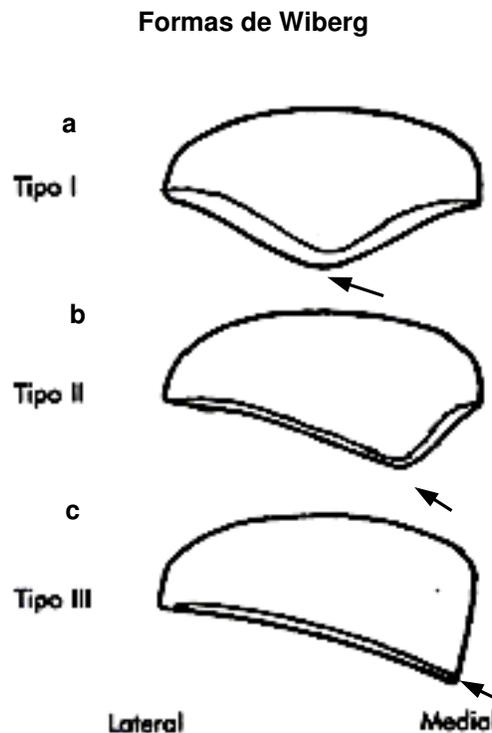


Figura 1. Vista superior da patela no plano transversal, mostrando os três tipos (a, b, c) de patela descrita por Wiberg (1941) e adaptados por Hebert *et al.* (2003). A seta indica a crista patelar.

2.1.2 Posicionamento da Patela

O comprimento do tendão patelar (CTP), dividido pelo comprimento diagonal da patela (CDP), mede o posicionamento vertical da patela (PVP) no sentido céfalo-caudal (Figura 2). Para indivíduos saudáveis, essa relação é de 1. Quando o CTP é igual ou superior a 20% do que o CDP, a patela é considerada alta (INSALL; SALVATI, 1971). A patela alta pode gerar uma instabilidade articular, produzindo um deslocamento médio-lateral excessivo em razão de a patela estar fora do sulco troclear, não havendo limitação do movimento pelos côndilos femorais, o que predisporia ao surgimento da SDFP.

2.1.3 Deslocamento Passivo da Patela

Considerando o posicionamento patelar em três planos é possível descrever quatro deslocamentos, o médio-lateral, a inclinação ântero-posterior, a inclinação médio-lateral e a rotação (McCONNELL, 1986). O deslocamento médio-

lateral é definido pelo deslizamento da patela entre os côndilos medial e lateral, no plano frontal, que pode ser observado pelo ângulo de congruência (θ_{AC}), como mostra a Figura 3a. A observação da inclinação da patela no plano sagital determina a inclinação ântero-posterior (não mostrada). A inclinação médio-lateral ocorre no plano transverso (Figura 3b e c), a qual pode ser notada pelo ângulo fêmoro-patelar lateral (θ_{AFL}) e o ângulo de inclinação patelar (θ_{AIP}). E finalmente, a rotação que ocorre no plano frontal é medida pelo ângulo entre os eixos longitudinais do fêmur e da patela (não mostrado).

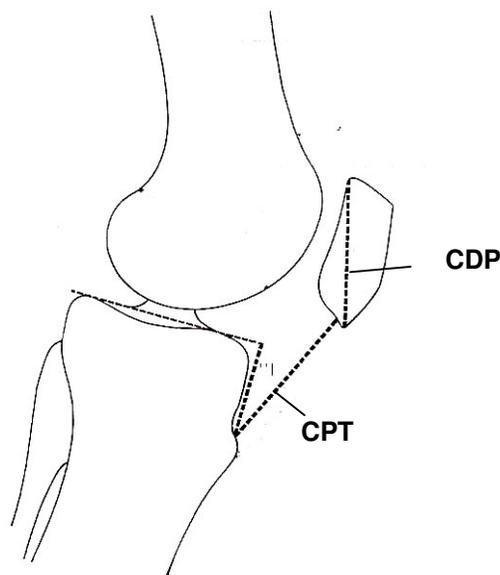


Figura 2. Vista lateral do joelho mostrando o comprimento do tendão patelar (CPT) e o comprimento diagonal da patela (CDP) usados para mensurar a patela alta (INSALL & SALVATI, 1971).

Os movimentos passivos de deslocamento médio-laterais foram quantificados por Skalley *et al.* (1993) clínica e mecanicamente. Esses autores observaram que a aplicação controlada de uma força no sentido médio-lateral, gera diferentes deslocamentos da patela. Vários fatores, tais como mudanças anatômicas no côndilo femoral e obesidade, dificultam ainda mais essa medida padronizada. Portanto ainda não existe um método mecânico capaz de medir o deslocamento da patela. Embora a avaliação clínica seja mais confiável e reproduzível (SKALLEY *et al.*, 1993) a confiabilidade e reprodutibilidade destes fatores clínicos são questionáveis (TOMSICH *et al.*, 1996).

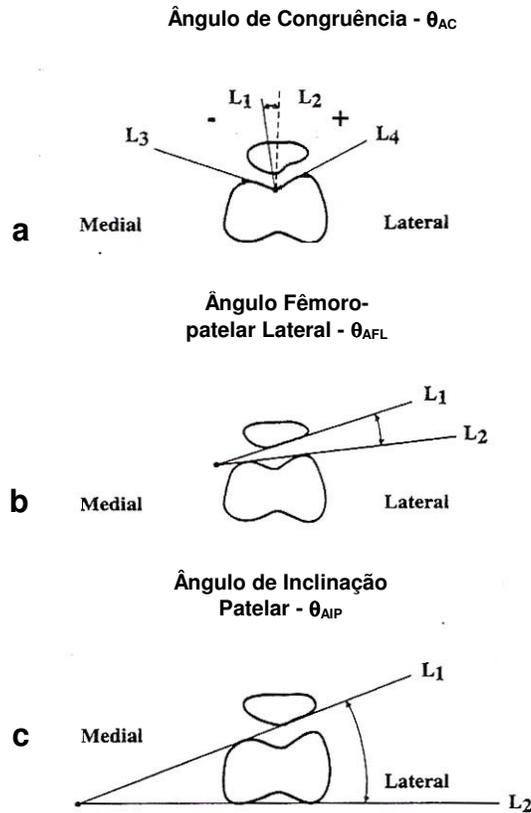


Figura 3. Corte transversal da articulação fêmoro-patelar vista no plano horizontal. Mostra a demarcação dos ângulos utilizados para identificar e quantificar o deslocamento e a inclinação médio-lateral (figura adaptada de GRABINER *et al.*, 1994). Em a, L_1 é a linha entre o ponto mais baixo da patela e o sulco troclear, L_3 e L_4 são as linhas que partem do sulco troclear até o ponto mais alto de cada côndilo femoral, L_2 é a linha média entre L_3 e L_4 . Em b, L_1 representa a faceta patelar lateral, e L_2 representa o ponto mais alto de cada côndilo femoral (anteriormente). Em c, L_1 representa a faceta patelar lateral, e L_2 representa o ponto mais baixo de cada côndilo femoral (posteriormente).

A imagem por ressonância magnética (IRM) e a tomografia computadorizada (TC) são outros métodos não invasivos de avaliar e quantificar o posicionamento da patela. A partir dessas imagens, são obtidas medidas do posicionamento patelar tais como os ângulos θ_{AC} , θ_{AFL} , e θ_{AIP} (Figura 3). Apesar da qualidade das informações dessas técnicas de avaliação por imagem, Grabiner *et al.* (1994) não as consideraram precisas e nem confiáveis. Os pontos que determinam os ângulos θ_{AC} , θ_{AFL} , e θ_{AIP} não são facilmente identificados e, por essa razão, passíveis de erros de medida. Apesar das dificuldades de mensurar os deslocamentos da patela dentro do sulco troclear, esses deslocamentos têm sido identificados como a principal causa da SDFP (KARST; WILLET, 1995).

O deslocamento da patela também pode ser influenciado pelo posicionamento do fêmur em relação à tíbia (θ_A) e pelo ângulo do quadríceps (θ_Q), vistos na Figura 4. O ângulo do quadríceps (ângulo Q) é definido como um ângulo agudo entre as linhas AB e BC. A linha AB se estende da espinha íliaca ântero-superior e o ponto médio da patela, e a linha BC entre o ponto médio da patela e o tubérculo tibial. A linha AB representa o vetor de tração exercida pelo quadríceps e a linha BC pelo tendão patelar (LIVINGSTON, 1998; TOMSICH *et al.*, 1996). O método de mensuração do ângulo Q pode ser realizado clinicamente utilizando um goniômetro, com o indivíduo em decúbito dorsal e o joelho em extensão total. O centro do goniômetro é posicionado no ponto médio da patela e suas réguas alinhadas com as linhas AB e BC (CAYLOR *et al.*, 1993; GUERRA *et al.*, 1994). A média considerada normal é de 10° a 15° para os homens e 15° a 20° para as mulheres (CAYLOR *et al.*, 1993). Nas mulheres, esse ângulo é geralmente maior do que no homem em razão da pelve ser mais larga.

Hvid; Andersen (1982) estudaram a relação entre o ângulo Q e a rotação femoral interna na posição estática. Geralmente, as mulheres têm uma rotação interna do fêmur maior do que nos homens, contribuindo para o aumento do ângulo Q. A maior rotação interna neste caso foi atribuída a uma anteversão do colo femoral, caracterizando uma alteração óssea. Os estudos clínicos também não validaram a medida do ângulo Q, podendo ocorrer um erro de medida acima de 8° (TOMSICH *et al.*, 1996). Durante o movimento, o ângulo Q pode ser aumentado quando ocorre uma rotação interna do fêmur, e quando o pé passa de inversão para eversão (OLERUD; BERG, 1984), ou seja, instabilidade médio-lateral do tornozelo e do pé.

Em estudos com cadáveres normais (HUBERTI; HAYES, 1984), foi observado que tanto o aumento como a diminuição do ângulo Q acentua a pressão fêmoro-patelar quando aplicados grandes esforços em flexão, variando de 23% a 53%. Para metade dos joelhos testados em ambas as condições, esses aumentos de pressão foram igualmente distribuídos entre as facetas medial e lateral. Já para a outra metade dos joelhos testados, esses aumentos de pressão foram distribuídos mais medialmente. Essa modificação no padrão de distribuição

da pressão fêmoro-patelar não foi relacionada com o tipo de patela inicialmente descrito por Wiberg (1941). Em indivíduos portadores da SDFP, Shellock *et al.* (1992) observaram por meio de ressonância magnética, que apenas 50% desses indivíduos apresentaram o deslocamento patelar lateral, tanto na técnica de posicionamento passivo como em movimentos ativos.

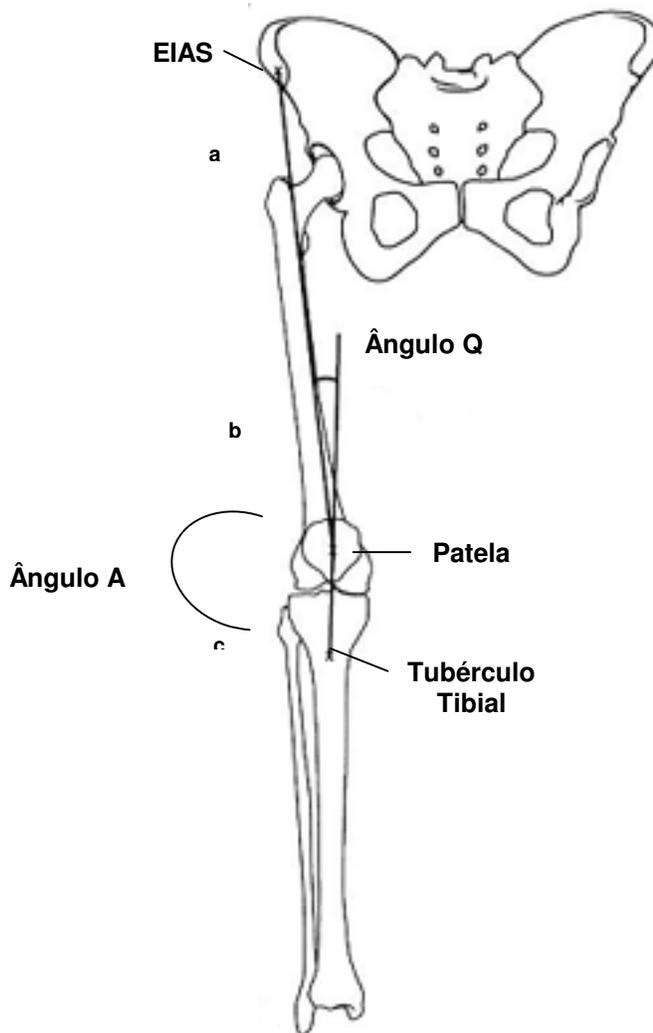


Figura 4. Pontos de referência para medir o ângulo Q (figura adaptada de CAYLOR *et al.*, 1993).

Essas observações sugerem dois tipos de interpretação. A primeira é de que o ângulo Q pode não estar relacionado com a SDFP, pois a pressão fêmoro-patelar concentrou-se geralmente na faceta medial. Considerando o aumento do ângulo Q, essa pressão seria esperada na faceta lateral da patela. A Segunda

interpretação é que a variação do ângulo Q pode influenciar o posicionamento patelar, mas pode ser controlada com um sistema neuromuscular íntegro.

Em resumo, quando consideramos de maneira isolada, os fatores anatômicos e mecânicos são insuficientes para explicar o aparecimento da SDFP. Não há um consenso científico de que essas alterações anatômicas e mecânicas favoreçam a SDFP. Devido à dificuldade de mensuração e padronização destes fatores, há muitas informações contraditórias quando são correlacionados à SDFP, especialmente quando analisados do ponto de vista estático (FAIRBANK *et al.*, 1984).

2.2 Considerações Neuromusculares

A contração muscular das porções do quadríceps produz a extensão do joelho movendo a patela e o tendão patelar superiormente. O vetor de força muscular exercido por cada uma dessas porções tem direções bem definidas, determinadas pelas origens e inserções anatômicas em relação ao eixo longitudinal do fêmur (Figura 5). As fibras do músculo vasto intermédio (VI) se localizam anteriormente ao fêmur, e seu vetor de força está a zero grau em relação ao eixo longitudinal do fêmur. As fibras do músculo vasto lateral (VL) estão localizadas obliquamente para a lateral e seu vetor de força está de -12° a -15° em relação ao eixo longitudinal do fêmur. As fibras do músculo vasto medial (VM), são divididas em fibras superiores e fibras inferiores, chamadas de vasto medial longo (VML) e vasto medial oblíquo (VMO), respectivamente. Essas fibras estão localizadas obliquamente para a medial, e os vetores de força estão com 15° a 18° para o VML e 50° a 55° para o VMO, em relação ao eixo longitudinal do fêmur. O músculo reto femoral (RF) tem suas fibras com uma inclinação para a medial e o seu vetor de força está de 7° a 10° em relação ao eixo longitudinal do fêmur (LIEB; PERRY, 1968).

Na Figura 6, é mostrada a somatória dos vetores de força das porções do quadríceps, indicando que o vetor resultante (seta vermelha) tem seu deslocamento superiormente em direção à espinha íliaca ântero-superior (EIAS).

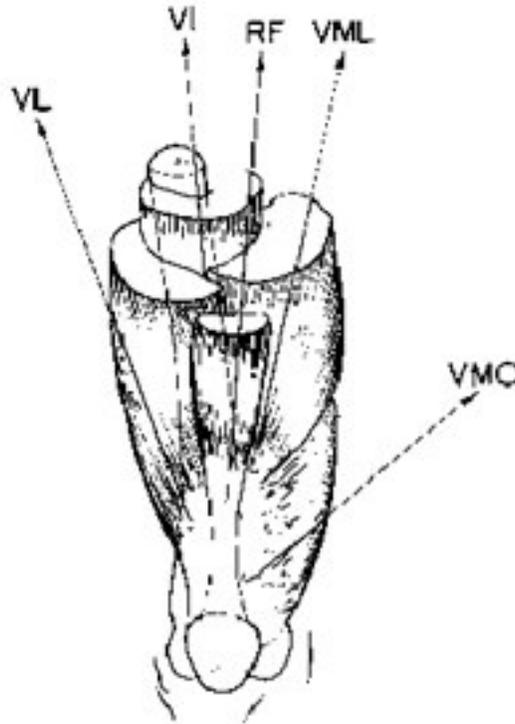


Figura 5. Direção do vetor de força das porções do quadríceps em relação ao eixo longitudinal do fêmur definida por Lieb; Perry (1968).

Isso significa que todas as porções do quadríceps têm a função de promover a extensão do joelho. A direção da somatória do vetor de força desses músculos coincide com a direção do vetor de força do músculo reto femoral, sugerindo que este não provoca desequilíbrios laterais sobre a patela. Dessa forma, o reto femoral não participa da lateralização da patela, favorecendo o aparecimento da SDFP. Entretanto, o vetor resultante da somatória das forças do vasto intermédio e do vasto lateral provoca uma tendência de deslocamento lateral da patela (seta verde), contrabalançada pelas forças mediais representadas pelo vetor resultante (seta azul) da somatória das forças dos músculos vasto medial longo e vasto medial oblíquo (LIEB; PERRY, 1968). Um desequilíbrio dessas forças, como uma hipoatividade do músculo vasto medial (VML e VMO), favorece o deslocamento patelar para a lateral, possibilitando o aparecimento da SDFP (VOIGHT; WIEDER, 1991; WITVROUW *et al.*, 1996).

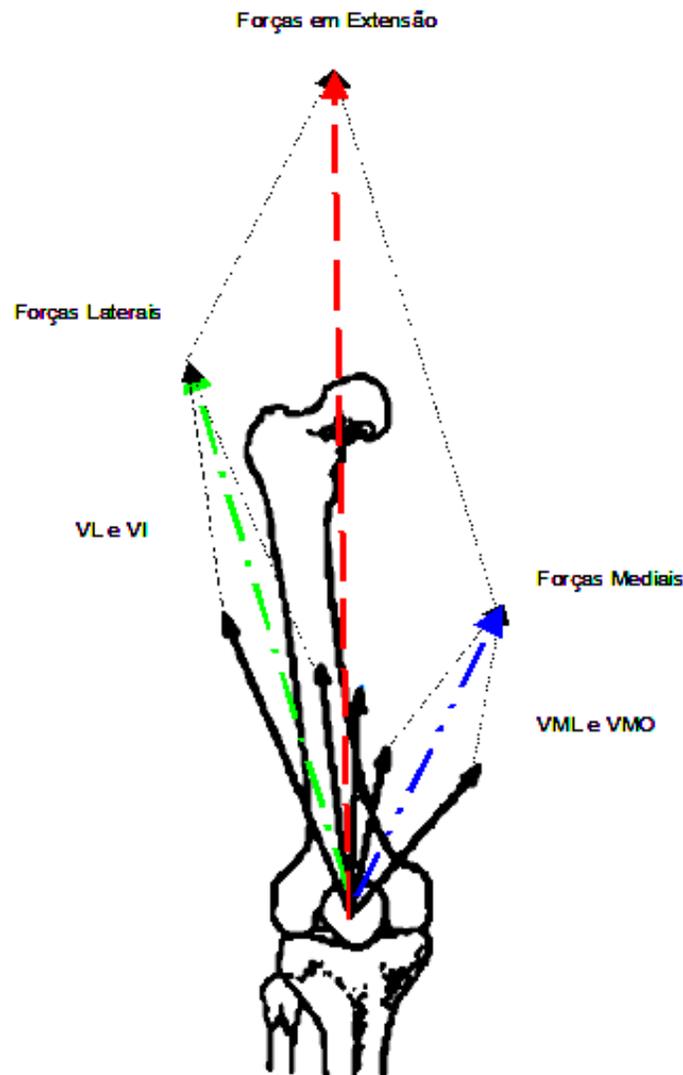


Figura 6. Somatória das forças musculares do quadríceps exercidas sobre a patela. As setas azul e verde representam os vetores de força resultantes da somatória das forças mediais (VM + VMO) e laterais (VI + VL), respectivamente. A seta vermelha representa o vetor de força resultante da somatória das forças mediais e laterais. Note que esse vetor (vermelho) coincide com o vetor de força do reto femoral. Este esquema revela a função extensora do quadríceps e a não-interferência do reto femoral nos movimentos laterais da patela. Esses movimentos ficam dependentes das forças mediais e laterais (figura adaptada de POWERS, 1998).

2.2.1 Mudanças do Padrão de Atividade Muscular

Os torques nas articulações são determinados pela força muscular gerada pelos músculos que cruzam uma determinada articulação. A atividade muscular pode ser observada pelos padrões eletromiográficos (EMG). Esses padrões eletromiográficos podem ser determinados em termos de ordem de recrutamento

dos músculos e da caracterização dos *bursts* de atividade EMG. A ordem de recrutamento dos músculos diz respeito às seqüências nas quais os músculos agonistas e antagonistas são recrutados (tempo de latência). Com relação à característica dos *bursts*, ela é dependente de fatores tais como a intensidade com a qual o músculo é ativado (i. é., o número de unidades motoras ativadas), a duração dos *bursts* e a quantidade de ativação total da EMG. A somatória das forças geradas pela ativação dos músculos agonistas e antagonistas e o braço de força determinam o torque a ser aplicado em uma articulação.

2.2.1.1 Atividade Muscular

A hipotrofia do vasto medial tem como uma das causas principais a inibição reflexa do quadríceps. Essa inibição parece ocorrer em razão da ativação das fibras do tipo I, originadas dos receptores localizados na cápsula articular e nos ligamentos (HOPKINS *et al.*, 2000). Quando da ativação dessas fibras, ao nível medular, ocorreria uma inibição polissináptica levando à inibição do neurônio motor alfa do nervo femoral, que inerva o músculo quadríceps (Figura 7). Além da inibição, a ativação das fibras I poderia ainda provocar uma facilitação da ativação do neurônio motor que inerva os músculos antagonistas (isquiotibiais) e do músculo sóleo. A hipotrofia do quadríceps e a facilitação reflexa dos isquiotibiais foram observadas após uma distensão capsular devida ao derrame articular (De ANDRADE *et al.*, 1965; LEROUX *et al.*, 1995; YOUNG *et al.*, 1987), independentemente da presença de dor (ILES *et al.*, 1990). A facilitação do músculo sóleo também foi reportada pelo aumento da pressão articular (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001, PALMIERI *et al.*, 2004). O aumento da pressão intra-articular leva à ativação dos receptores articulares e das fibras I, iniciando o processo de inibição do quadríceps (De ANDRADE *et al.*, 1965). Quanto maior a pressão, maior será a inibição reflexa, principalmente nos últimos 30º de extensão (STRATFORD, 1981). A diminuição da capacidade de recrutar voluntariamente o quadríceps em razão de uma inibição reflexa, levaria à hipotrofia e a fraqueza muscular. Esse mecanismo de inibição geralmente acontece quando o joelho é acometido por alguma disfunção ou lesão como, por exemplo, na lesão do

ligamento cruzado anterior (OKADA, 1989), SDFP (POWERS, 1998), lesão meniscal (YOUNG *et al.*, 1987) entre outras.

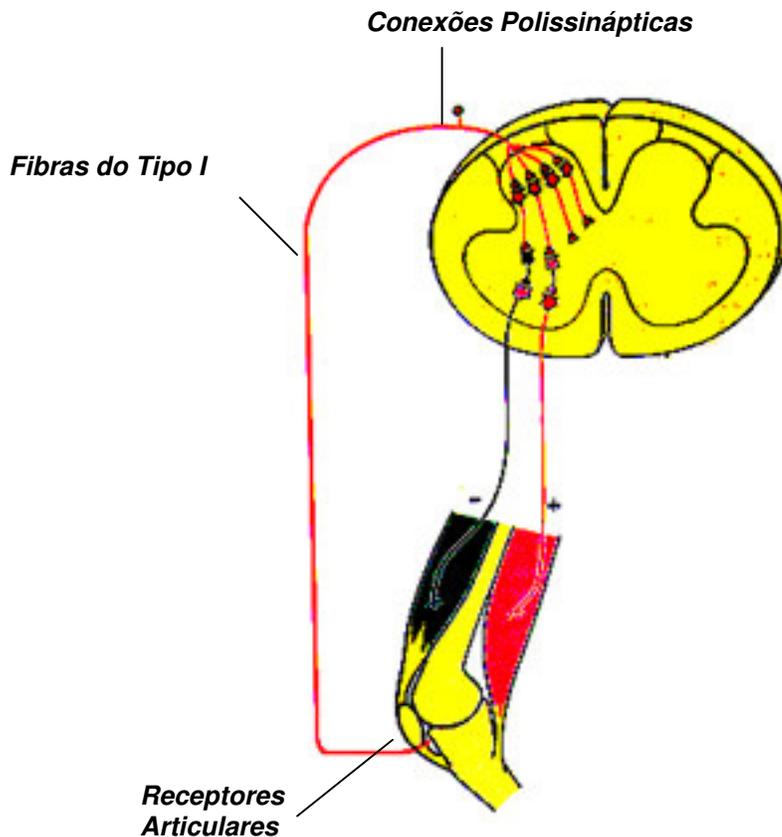


Figura 7. Representação do mecanismo de inibição reflexa do quadríceps, provocada em função da ativação das fibras I originadas dos receptores articulares. Este mecanismo teria ainda a facilitação dos músculos isquiotibiais (figura adaptada de KANDEL *et al.*, 1997).

O acometimento das várias porções do quadríceps parece ser predeterminado. Isto foi observado em animais e humanos.

Okada (1989) estudou, por meio de análise histoquímica, a hipotrofia do quadríceps em ratos após a lesão do ligamento cruzado anterior. Foi observado um padrão na hipotrofia, sendo o vasto medial o primeiro a demonstrar grande hipotrofia (30% a 40%) após 4 semanas de lesão, enquanto o vasto lateral atingiu essa perda após 8 semanas apenas, e o reto femoral apresentou a menor atrofia de todas as porções do quadríceps ao final de 12 semanas (10% a 20%).

Mariani; Caruso (1979) observaram grande perda na quantidade de atividade EMG do vasto medial em relação ao vasto lateral em humanos com

subluxação patelar, principalmente, nos últimos 30° de extensão. A atrofia preferencial do vasto medial também foi observada por Spencer *et al.* (1984) ao estudarem a amplitude do reflexo H (reflexo monossináptico), mediante a introdução controlada de solução salina em sujeitos saudáveis. Esses autores sugeriram que há "gatilhos" de inibição.

Esta hipotrofia preferencial também foi observada durante movimentos do joelho na posição sentada (BOUCHER *et al.*, 1992), durante o salto vertical (THOMEÉ *et al.*, 1995) e ainda, por análise dos torques por dinamômetros isocinéticos (BENNETT; STAUBER, 1986). Esses trabalhos observaram uma queda da atividade EMG principalmente na contração excêntrica do quadríceps, especialmente nos últimos 30° de extensão (BENNETT; STAUBER, 1986; THOMEÉ *et al.*, 1995). Esses eventos foram considerados como indicadores de inibição seletiva do quadríceps sob grandes cargas na articulação fêmoro-patelar (THOMEÉ *et al.*, 1995).

2.2.1.2 Ordem e Tempo de Recrutamento

Voight; Wieder (1991) estudaram o tempo de resposta reflexa monossináptica do vasto medial oblíquo e do vasto lateral em sujeitos com e sem SDFP. Eles utilizaram a percussão manual do tendão patelar e avaliaram a resposta muscular por meio de sinais eletromiográficos. Os autores observaram diferenças no padrão de ativação muscular. Os sujeitos saudáveis apresentavam ativação mais rápida do vasto medial oblíquo em relação ao vasto lateral, enquanto que nos sujeitos com SDFP este padrão de ativação estava invertido, sugerindo uma mudança na ordem de recrutamento. Esses resultados também foram encontrados por Witvrouw *et al.* (1996) ao investigarem o tempo de resposta reflexa do vasto medial oblíquo e do vasto lateral. Esses autores sugeriram que o vasto medial oblíquo teria a função de evitar a lateralização da patela pelo mecanismo de *feedforward*, que pode ser entendido como uma ativação do vasto medial oblíquo antes da ativação das demais porções do quadríceps. Esta ativação permitiria a estabilidade patelar necessária para ocorrer adequadamente a extensão do joelho. Portanto a SDFP estaria associada ao distúrbio desse mecanismo neuromotor (WITVROUW *et al.*, 1996).

No entanto esses achados não foram confirmados por KARST; WILLET (1995) que investigaram o tempo de ativação reflexa e voluntária do vasto medial oblíquo e do vasto lateral em sujeitos com e sem a SDFP. Eles não encontraram diferenças no tempo de resposta reflexa e voluntária entre os grupos sintomático e assintomático, embora tenha havido uma tendência de o vasto medial oblíquo ser ativado primeiro em ambos os tipos de resposta.

HESS *et al.* (1996) estudaram, em sujeitos com e sem SDFP, a atividade EMG da musculatura do quadríceps e dos isquiotibiais em uma bicicleta ergométrica. Eles notaram que tanto nos sujeitos do grupo controle como nos sintomáticos, o início da atividade muscular do vasto medial foi anterior à do vasto lateral. A ativação do vasto medial em relação à do vasto lateral foi maior para o grupo sintomático. Neste grupo também foram observados uma redução do tempo de atividade do quadríceps e um aumento do tempo de atividade dos isquiotibiais. Esse padrão de atividade EMG gera um aumento no tempo de desaceleração exercida no movimento de extensão do joelho. Este relacionamento entre agonistas e antagonistas na extensão do joelho nos portadores de SDFP, incluindo a inibição reflexa dos músculos agonistas, parece funcionar como um mecanismo de defesa para evitar maiores esforços sobre a articulação fêmoro-patelar (HESS *et al.*, 1996) e o aumento da pressão intracapsular, evitando assim o desconforto e/ou dor ao recrutar o quadríceps.

2.3 Tratamento Fisioterapêutico da SDFP

Para o portador da SDFP, o tratamento clínico é exercido com o uso de medicamentos, repouso e, eventualmente, cirurgia. Seja no tratamento conservador ou pós-cirúrgico, é necessário o acompanhamento fisioterapêutico na maioria dos casos (HERBERT *et al.*, 2003; JACKSON, 2001).

O tratamento fisioterapêutico contribui fortemente na resolução da incapacidade funcional provocada pela SDFP. O tratamento fisioterapêutico dessa síndrome tem como objetivos eliminar o processo inflamatório e restabelecer a função músculo-articular. Para controlar e, posteriormente, eliminar o processo

inflamatório, várias modalidades terapêuticas são usadas, como bolsas de gelo, aplicações de laser, ultra-som e correntes elétricas (BRODY; THEIN, 1998).

Restabelecer a função músculo-articular significa favorecer o funcionamento apropriado do joelho, por meio da terapêutica por exercícios. Essa terapêutica está baseada nos fatores anatômicos, mecânicos e neuromusculares abordados anteriormente, procurando a estabilização articular e menor sobrecarga na articulação fêmoro-patelar. Para tanto, durante o processo de reabilitação, o indivíduo é submetido a uma série de exercícios de alongamento da musculatura posterior da perna e coxa (WILK *et al.*, 1998), do músculo reto femoral e do tensor da fáscia lata (FREDERICSON; POWERS, 2002; PUNIELLO, 1993). A retração dos músculos posteriores da coxa (isquiotibiais) e da perna (gastrocnêmio) favorece a flexão do joelho e exige mais esforço do quadríceps para realizar a extensão, o que poderia sobrecarregar a articulação fêmoro-patelar (BRODY; THEIN, 1998). Além disso, o gastrocnêmio também poderia contribuir para o aumento da pronação dinâmica do pé (BRODY; THEIN, 1998), que favoreceria a posição em valgo do joelho, aumentando o ângulo Q e a lateralização da patela, o que acentuaria a instabilidade patelar. A retração do músculo reto femoral também pode sobrecarregar a articulação fêmoro-patelar por meio da tração da patela, superiormente e em direção ao fêmur. A patela tende a ficar mais alta e os côndilos femorais deixam de ser uma barreira anatômica ao deslocamento da patela, o que favorece o aumento da instabilidade fêmoro-patelar (WILK *et al.*, 1998). No caso do tensor da fáscia lata, a retração pode favorecer o posicionamento em valgo do joelho e a rotação interna do fêmur e da tíbia, aumentando o ângulo Q e, por conseqüência, a lateralização da patela. A expansão da banda iliotibial sobre a patela provoca o deslocamento patelar para a lateral (FREDERICSON; POWERS, 2002; PUNIELLO, 1993), o aumento da pressão fêmoro-patelar quando o joelho está em flexão (BRODY; THEIN, 1998) e, possivelmente, a inclinação médio-lateral (*tilt* patelar).

O treinamento do quadríceps é fundamental para o funcionamento adequado do joelho, em particular do músculo vasto medial longitudinal e do vasto medial oblíquo. O fortalecimento destas porções é considerado como o ponto mais

importante do processo de reabilitação, por causa da necessidade de estabilização patelar (BRODY; THEIN, 1998; CROSSLEY *et al.*, 2001; FREDERICSON; POWERS, 2002; HOUGLUM, 2002; POWERS, 1998).

McConell (1986) em seu estudo clínico descreveu uma série de procedimentos que poderiam ajudar a recuperação funcional do vasto medial. Entre esses procedimentos estão o uso do *taping* e os exercícios de fortalecimento para o quadríceps nos últimos graus de extensão. O *taping* é um procedimento, em que uma fita adesiva é usada para corrigir o posicionamento patelar, e assim recrutar o vasto medial com menos dor. Esse procedimento foi considerado pelo autor como facilitador do fortalecimento do vasto medial. A razão de executar os exercícios nos últimos graus de extensão é que o vasto medial foi apontado como o responsável pela realização da extensão terminal (LIEB & PERRY, 1968). Esses exercícios eram realizados com o quadril rodado externamente, ajustando a posição do pé de pronação para supinação, ou com o quadril em neutro, descendo um degrau de escada (McCONNELL, 1986).

Outros autores também indicaram, para o fortalecimento seletivo do vasto medial, modificações da posição do pé, do quadril, ou ainda, associação de movimentos do quadril com o joelho. Hodges; Richardson (1993) encontraram diferenças significantes na atividade do vasto medial oblíquo quando o exercício de extensão do joelho foi executado em associação com a adução do quadril. A rotação interna da tíbia, ao realizar a extensão nos últimos graus, ou no ângulo de 90° de flexão de joelho sem rotação, foram consideradas por Signorile *et al.* (1995) as melhores posições para aumentar a atividade do vasto medial. A posição do quadril parece ser um ponto chave para determinar a importância da atividade muscular. Eloranta (1989) observou, em condições estáticas, que, quando o músculo reto femoral está inativo, o vasto medial e vasto lateral são mais ativos para estabilizar a articulação do joelho. Hasler *et al.* (1994) encontraram maior excitação do vasto lateral nos ângulos de 90° e 180° do quadril e do vasto medial com o quadril a 90°, quando o joelho estava em extensão. Embora os vastos não cruzem a articulação do quadril, sua excitação sofreu influência do posicionamento do quadril. Os autores afirmaram não haver um mecanismo claro para explicar a

relação entre os ângulos da articulação do quadril e a atividade do vasto medial e do vasto lateral.

Cerny (1995), por outro lado, após estudar 22 variações de exercícios para o quadríceps, não encontrou uma posição que tivesse uma grande atividade do vasto medial oblíquo. Väätäinen (1995) também não encontrou diferenças entre o vasto medial oblíquo e o vasto lateral durante contrações isométricas em sujeitos com e sem SDFP, e Laprade *et al.* (1998) não observaram efeitos no recrutamento do vasto medial oblíquo com adução de quadril.

Para Powers (1998), a variação das posições sugeridas e o conflito entre os achados podem residir na variabilidade e diferenças nas técnicas experimentais, sendo esta uma explicação parcial para as divergências.

O uso do aparelho de *biofeedback* EMG é outra forma sugerida de treinamento do vasto medial oblíquo (LeVEAU; ROGERS, 1980). O objetivo é de ensinar ao indivíduo como realizar uma ativação do vasto medial oblíquo relativa ao vasto lateral. Entretanto a diferença média para o início da atividade entre vasto medial oblíquo e vasto lateral é de 5,6 milissegundos (GRABINER *et al.*, 1994) e há dúvidas sobre a capacidade de os equipamentos de *biofeedback* obterem tal resolução temporal (KARST; WILLET, 1995).

2.3.1 Exercícios em Cadeia Cinética Fechada

Na prescrição de exercícios, atualmente, também é indicado o uso preferencial de exercícios em cadeia cinética fechada (com o pé apoiado) ao uso de exercícios em cadeia cinética aberta (pé sem apoio). O conceito de cadeia cinética foi proposto inicialmente por engenheiros na década de 1970 (NINOS *et al.*, 1997), e os exercícios em cadeia cinética fechada tornaram-se muito populares a partir da década de 1990. Esses exercícios foram considerados seguros na reabilitação de várias patologias, como lesões nos ligamentos (CERULLI *et al.*, 2002; FLEMING *et al.*, 2003; HEIJNE *et al.*, 2004; OHKOSHI *et al.*, 1991; YACK *et al.*, 1993), disfunções da articulação fêmoro-patelar (CROSSLEY *et al.*, 2001; FREDERICSON; POWERS, 2002; POWERS, 1998; STEIKAMP *et al.*, 1993; WITVROUW *et al.*, 2002), artroplastias de quadril

(KUSTER, 2002) e instabilidades no tornozelo e no joelho (HERTEL, 2000, SAMMARCO; SAMMARCO, 2003). A indicação nas disfunções da articulação fêmoro-patelar está baseada na hipótese de que o exercício em cadeia cinética fechada pode diminuir o esforço na articulação fêmoro-patelar (HUNGERFORD; BARRY, 1979; STEINKAMP *et al.*, 1993). Além disto, este tipo de exercício foi considerado como uma forma facilitadora da aprendizagem e coordenação dos movimentos pelo SNC (NYLAND *et al.*, 1994).

Vários estudos examinando os aspectos biomecânicos, eletromiográficos e cinemáticos foram produzidos visando um melhor entendimento dos exercícios em cadeia cinética fechada, procurando identificar e compreender os esforços sobre a articulação do joelho, em especial nos ligamentos cruzados e na articulação fêmoro-patelar. No entanto, a descrição do comportamento biomecânico e dos padrões de recrutamento muscular esteve baseada em sua maioria, em movimentos esportivos e utilizando carga (ESCAMILLA *et al.*, 1998; ESCAMILLA *et al.*, 2001; MCCAWE; MELROSE, 1999; NINOS *et al.*, 1997; WRETENBERG *et al.*, 1996), ou contração isométrica (STENSDOTTER *et al.*, 2003). Os estudos que não utilizaram carga observaram especificamente o comportamento motor (ISEAR *et al.*, 1997), o comportamento biomecânico (ESCAMILLA *et al.*, 2001), ou cinemático (ZELLER *et al.*, 2003). Flanagan *et al.* (2003) investigaram o comportamento motor, cinético e cinemático em sujeitos idosos, no entanto os sinais EMG não foram quantificados e nem comparados aos torques. Nessas condições, foi observado que a atividade EMG dos vastos medial e lateral é maior do que a do reto femoral (WRETENBERG *et al.*, 1996; ISEAR *et al.*, 1997; ESCAMILLA *et al.*, 1998). Isso sugere que o treinamento em cadeia cinética fechada pode ser útil ao fortalecimento do quadríceps em portadores da SDFP. Contudo, a variabilidade das tarefas e os diferentes aspectos observados nesses estudos dificultam a comparação, e não está clara qual é a estratégia que o sistema nervoso utiliza para iniciar e executar esses exercícios em cadeia cinética fechada.

3 Hipóteses do estudo

A execução do agachamento na prática fisioterapêutica, em geral, é realizada sem o uso de equipamentos e o controle do tronco e dos membros nem sempre é controlado. Isso poderia facilitar diferentes movimentos nas articulações e padrões de recrutamento muscular para iniciar (HASE *et al.*, 2004) e executar o agachamento. A restrição do tronco em uma direção, provocaria movimentos similares nas articulações do tornozelo, do joelho e do quadril, o que permitiria um comportamento cinético e eletromiográfico específico. Esse comportamento poderia ser identificado durante toda a tarefa do agachamento, o que possibilitaria a comparação com os portadores da SDFP.

3.1 Hipótese I

Inicialmente foi testada a hipótese de que a restrição dos movimentos do agachamento, na fase descendente no plano sagital, poderia gerar padrões cinemáticos na maioria das articulações envolvidas e permitir uma estratégia motora e cinética específica para os sujeitos saudáveis.

A pequena atividade EMG dos flexores plantares, durante a posição em pé foi reportada em muitos estudos (CHERON *et al.*, 1997; GURFINKEL *et al.*, 1974; HASE *et al.*, 2004). A correção do equilíbrio nessa posição, provavelmente seria dada pela rigidez intrínseca dos músculos (GURFINKEL *et al.*, 1974). Baseando-se nesses dados, se supôs que, antes de iniciar o movimento na posição em pé, a maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo teria uma atividade EMG muito pequena, e as mudanças nos torques no tornozelo e no joelho para a manutenção do equilíbrio nesta posição, poderiam ser atribuídas à rigidez intrínseca desses músculos.

Para iniciar o agachamento na fase descendente, é necessário haver um evento que provoque a ruptura do equilíbrio postural. Baseando-se nos dados de Cheron *et al.*, (1997), se supôs que o tibial anterior, por meio de uma resposta pré-programada, aumentasse o torque no tornozelo em dorsiflexão, rompendo o equilíbrio postural.

Com a ruptura do equilíbrio postural, o corpo entraria em queda livre pela ação gravitacional, não necessitando de atividade muscular adicional, e o torque do joelho não seria modificado. Isso se baseia na observação de que o quadríceps e os isquiotibiais foram silenciosos durante a fase de aceleração do movimento (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999).

Para desacelerar o corpo e alcançar o alvo, o quadríceps seria fortemente ativado provocando um forte torque extensor no joelho, para opor-se à queda livre do corpo. Essa hipótese está baseada no aumento da atividade EMG do quadríceps na fase de desaceleração, observada em outros estudos (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004; ISEAR *et al.*, 1997).

Após alcançar o alvo (em agachamento), a atividade EMG da maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo diminuiria, mas seria suficiente para manter o corpo posicionado no alvo, opondo-se à ação gravitacional. Este ajuste se refletiria nos torques gerados no tornozelo e no joelho, que também teriam uma redução na sua magnitude.

3.2 Hipótese II

A segunda hipótese testada foi que, havendo uma estratégia motora e cinética específica para a fase descendente do agachamento, nos sujeitos saudáveis, os portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) apresentariam algumas características diferentes nas estratégias motora e cinética. Com a flexão do joelho em cadeia cinética fechada, ocorre um aumento da pressão na articulação fêmoro-patelar (STEINKAMP *et al.*, 1993) que, nesse caso, poderia provocar um distúrbio motor.

Os portadores da SDFP teriam uma estratégia similar à dos sujeitos saudáveis para os torques e atividade EMG para a posição inicial, para a ruptura do equilíbrio postural e para a fase de aceleração. No entanto, durante a fase de desaceleração, os portadores da SDFP teriam a ativação do quadríceps gerando um forte torque extensor no joelho, com magnitude inferior à dos sujeitos saudáveis. Isso está baseado no fato de que, com a flexão do joelho, aumentaria a pressão fêmoro-patelar (STEINKAMP *et al.*, 1993), e os portadores da SDFP

teriam uma inibição reflexa do quadríceps (De ANDRADE *et al.*, 1965; LEROUX *et al.*, 1995; YOUNG *et al.*, 1987).

Após alcançar o alvo (em agachamento), similar aos sujeitos saudáveis, a atividade EMG da maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo diminuiria, mas ainda seria suficiente para manter-se posicionado no alvo, opondo-se à ação gravitacional. Esse ajuste se refletiria nos torques gerados no tornozelo e no joelho, que também teriam uma redução na sua magnitude, mantendo-se inferior comparado aos sujeitos saudáveis.

3.3 Hipótese III

A terceira hipótese testada foi que a restrição dos movimentos no plano sagital, durante o agachamento, na fase ascendente, poderia gerar padrões cinemáticos na maioria das articulações envolvidas e permitir uma estratégia motora e cinética específica para os sujeitos saudáveis.

Partindo da posição inicial, em agachamento, com o tronco ereto e sem qualquer tipo de apoio, o quadríceps, os isquiotibiais e o gastrocnêmio estariam ativados (ISEAR *et al.*, 1997) para manter a posição contra a ação gravitacional, gerando um torque extensor no joelho e um torque em flexão plantar no tornozelo.

Para iniciar o movimento de estender o joelho, o quadríceps, os isquiotibiais e o gastrocnêmio seriam fortemente ativados (ISEAR *et al.*, 1997; ESCAMILLA *et al.*, 1998) para vencer a inércia e a ação gravitacional, e assim, colocar o corpo em aceleração contra a gravidade, aumentando os torques gerados no joelho e no tornozelo.

Durante a fase de desaceleração, o torque no joelho passaria a ser flexor e no tornozelo passaria a ser menos flexor plantar, decorrente da menor atividade EMG da maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo.

Após alcançar o alvo (posição em pé), a maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo teria uma atividade EMG muito pequena, e as mudanças nos torques presentes no tornozelo e no joelho para a manutenção do equilíbrio, poderiam ser atribuídas à rigidez intrínseca desses músculos (GURFINKEL *et al.*, 1974).

3.4 Hipótese IV

A quarta hipótese a ser testada foi que, em havendo uma estratégia motora e cinética para a fase ascendente do agachamento para os sujeitos saudáveis, os portadores da SDFP teriam algumas características diferentes na estratégia para esta tarefa.

Partindo da posição inicial, agachado e com o tronco ereto sem qualquer tipo de apoio, os portadores da SDFP evitariam a posição inicial pelo aumento do estresse fêmoro-patelar (STEINKAMP *et al.*, 1993). Isso resultaria em menor atividade EMG do quadríceps e menor torque extensor no joelho, porém com maior torque no tornozelo em flexão plantar. Isso se baseia no fato de que com a inibição do quadríceps (De ANDRADE *et al.*, 1965; LEROUX *et al.*, 1995; YOUNG *et al.*, 1987), a capacidade de manter a posição contra a ação gravitacional estaria diminuída e a massa corporal estaria mais deslocada anteriormente, provocando maior atividade EMG dos flexores plantares, gerando maior torque em flexão plantar.

Para iniciar o movimento nos portadores da SDFP, o quadríceps e os isquiotibiais e o gastrocnêmio seriam fortemente ativados para vencer a inércia e a ação gravitacional e colocar o corpo em aceleração contra a gravidade (ISEAR *et al.*, 1997; ESCAMILLA *et al.*, 1998), similar aos sujeitos saudáveis, mas teriam uma magnitude inferior.

Durante a desaceleração, o torque no joelho passaria a ser flexor e no tornozelo passaria a ser menos flexor plantar, decorrente da menor atividade EMG da maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo, similar aos sujeitos saudáveis.

Após alcançar o alvo (posição em pé), similar aos sujeitos saudáveis, a maioria dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo teria uma atividade EMG muito pequena, e as mudanças nos torques presentes no tornozelo e no joelho, para a manutenção do equilíbrio, poderiam ser atribuídas à rigidez intrínseca desses músculos que cruzam o joelho e o tornozelo (GURFINKEL *et al.*, 1974).

4 Material e Método

4.1 Sujeitos

Oito sujeitos saudáveis e oito portadores da SDFP, todos destros e com idade entre 20 e 30 anos, participaram deste estudo. Cada grupo foi composto por 4 sujeitos do sexo feminino e 4 sujeitos do sexo masculino, sendo, respectivamente, a média de 21,8 e 24,6 anos (DP=0,61 e 1,62) no grupo controle (NN) e 21,7 e 26,5 anos (DP=0,52 e 2,56) no grupo SDFP. O histórico médico de todos os sujeitos foi avaliado. Para o grupo NN, foram selecionados os sujeitos que não apresentaram qualquer dor, cirurgia ou disfunção (ortopédica ou neurológica) na coluna vertebral e nos membros inferiores. Para o grupo SDFP, foram selecionados sujeitos com comprovado diagnóstico médico, mas sem queixa de dores no joelho, ao menos por um mês, não havendo presença de um quadro inflamatório, dor ou qualquer tipo de intervenção cirúrgica ou fisioterapêutica que pudesse influenciar o experimento. O tempo mínimo de existência do diagnóstico médico foi de 6 meses. Portanto, os sujeitos selecionados não apresentavam sintomas, mas ainda eram portadores da SDFP. A média de peso e altura foi respectivamente de 65,12 kg (DP=18,9) 1,68 m (DP=0,09) para o grupo NN e 80,5 kg (DP=21,7) 1,73 m (DP=0,10) para o grupo SDFP. O teste t independente não mostrou diferenças entre os dois grupos para o peso ($t=1,52$; $p=0,15$) e a altura ($t=0,80$; $p=0,43$).

Para a participação no experimento, antes da coleta de dados, todos os sujeitos leram e assinaram um consentimento formal aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP (anexo I).

4.2 Instrumentação

4.2.1 Registro dos Dados Eletromiográficos (EMG)

Para a coleta dos dados, o local para cada eletrodo foi depilado e limpo com álcool, para facilitar a aderência do eletrodo e a condução de sinais de EMG. Eletrodos de superfície bipolar DelSYS (modelo DE2.2L) foram colocados no músculo vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial longo (VML), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), gastrocnêmio lateral

(GL) e tibial anterior (TA). Os eletrodos foram posicionados em paralelo com as fibras musculares, aproximadamente dois centímetros de distância do ponto motor de cada músculo, determinado após uma contração isométrica de cada grupo muscular. Em todas as coletas, o local foi identificado e preparado pelo mesmo pesquisador. Os sinais de EMG foram ampliados ($\times 2000$), filtrados (*band pass* 20-450 Hz) e registrados. Os dados foram digitalizados a 12 “bits” e coletados por um computador de IBM_PC a 1000 Hz.

4.2.2 Registro dos Dados Cinemáticos

Para a análise do movimento, foram registradas as coordenadas X, Y e Z, utilizando-se marcas com LEDs (*Light Emission Diodo*) que foram fixadas no centro das articulações do ombro, quadril, joelho e tornozelo (extremidade lateral do acrômio, trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur e maléolo lateral). Essas marcas também foram colocadas lateral e posteriormente no calcâneo, na quinta cabeça metatarsiana e no canto posterior da plataforma de força. A emissão do sinal infravermelho dessas marcas foi capturada com frequência de 100 Hz por um sistema óptico tridimensional OPTOTRAK 3020 (*Northern Digital Inc.*).

4.2.3 Registro da Força de Reação

Para o registro da força de reação (F_x , F_y , e F_z) e os momentos de força (M_x , M_y e M_z) em direções ortogonais, uma plataforma de força AMTI OR6-5 foi usada. Os dados foram registrados a uma frequência de 1000 Hz, amplificados 4000 vezes e filtrados (*band pass* 10-1050 Hz).

4.3 Procedimento

4.3.1 Tarefa I – Fase Descendente do Agachamento

Cada sujeito foi orientado a posicionar-se em pé e de forma confortável, desde que o pé direito fosse mantido no centro da plataforma de força e o esquerdo fosse colocado em uma plataforma estável de madeira, posicionada junto a plataforma de força, com 20 centímetros de largura (Figura 8a). Os sujeitos

mantiveram uma distância entre os pés, ao redor de 30 a 35 centímetros, e a rotação do quadril cerca de 10° a 15°. Esse posicionamento foi considerado satisfatório, uma vez que a distância entre os pés e a posição em rotação da extremidade inferior não alteram o padrão de atividade muscular (NINOS *et al.*, 1997; McCAW & MELROSE, 1999). Os sujeitos também posicionaram o joelho em extensão total e os membros superiores estendidos e elevados à frente com um ângulo de 90° de flexão de ombro. Um painel de vidro foi colocado à frente do sujeito com marcas determinando os alvos. Essas marcas representavam a posição inicial e duas distâncias, entre 30° e 50° de flexão de joelho (semi-agachamento – SA) e entre 60° e 80° de flexão de joelho (meio-agachamento – MA), tendo como referência o deslocamento do braço. A partir da posição inicial, ao receber um comando verbal, os sujeitos realizaram o agachamento por meio da flexão do joelho. Os sujeitos foram motivados a realizar cada movimento o mais rápido possível. Ao chegar ao alvo, o sujeito mantinha-se na posição até receber outro comando verbal para voltar à posição inicial. O tempo de coleta foi de 2 segundos. Foi realizada uma série de 10 movimentos de agachamento para cada uma das distâncias (SA e MA).

4.3.2 Tarefa II – Fase Ascendente do Agachamento

Cada sujeito foi posicionado em pé, de forma similar ao descrito na tarefa I (Figura 8b). No painel de vidro colocado à frente dos sujeitos, foram colocadas marcas representando a posição inicial e a posição final. Essa marca tinha como referência o deslocamento do braço. A partir de um comando verbal, o sujeito posicionava-se em agachamento com o joelho em flexão entre 60° e 80° (meio-agachamento – MA), e os membros superiores mantinham-se estendidos e elevados à frente. A partir dessa posição inicial, ao receber outro comando verbal, os sujeitos realizaram o movimento de extensão do joelho, estendendo totalmente, até chegar ao alvo. Foi realizada uma série de 10 movimentos, e os sujeitos foram motivados a realizar cada um o mais rápido possível.

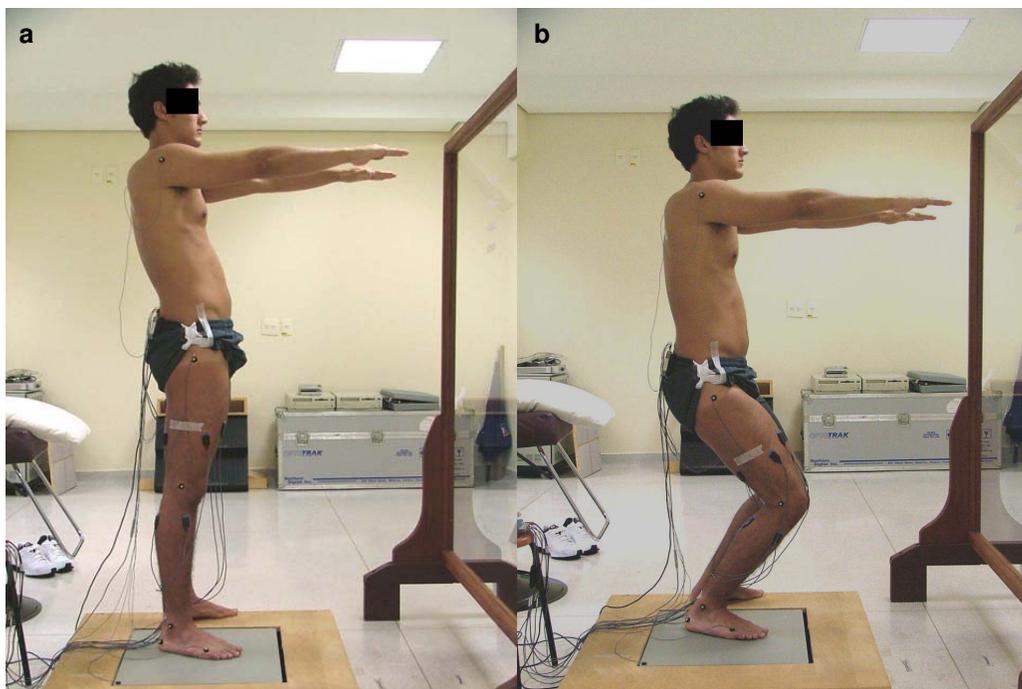


Figura 8. Esta figura ilustra a posição inicial das tarefas de agachamento nas fases descendente (a) e ascendente (b).

4.4 Processamento dos Dados

Os sinais eletromiográficos (EMG), os registros das marcas X, Y e Z e os registros da plataforma de força foram sincronizados por um sincronizador ODAU II – *Optotrak Dates Acquisition Unit II*, e depois tratados matematicamente por um código em *MatLab* (*Math Works Inc.*, versão 6.0). Neste código, foi calculado o deslocamento linear das marcas, o deslocamento do centro de pressão (COP), os torques no tornozelo e joelho (Figura 9), deslocamento, velocidade e aceleração angulares.

O COP foi definido como M_y (momento no sentido ântero-posterior) e dividido por F_z (força vertical sobre a plataforma). A localização do centro de pressão (COP) na direção ântero-posterior foi calculada com um percentual do comprimento do pé de cada sujeito (calcâneo= 0%).

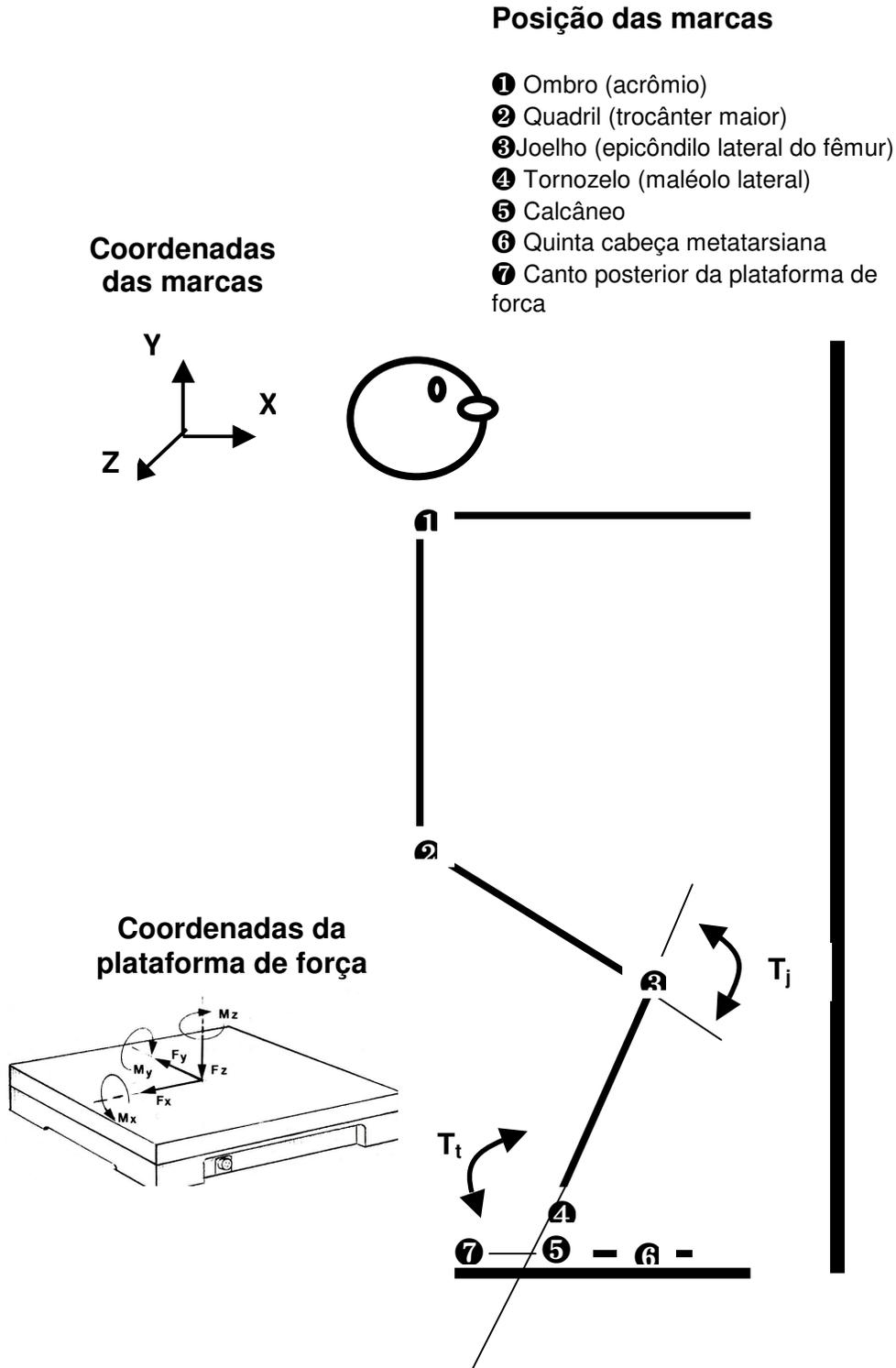


Figura 9. Esta figura ilustra a posição final no meio agachamento e a posição das marcas. Também são mostrados os torques no tornozelo e no joelho e o sistema de coordenadas das marcas captadas pelo sistema óptico e da plataforma de força. Note que é diferente o sistema de referência entre o sistema óptico e a plataforma de força, que foram ajustados no processamento dos dados (código em MatLab).

Os dados antropométricos, centro de massa e momento de inércia foram calculados com base no peso e sexo do sujeito, de acordo com o modelo de *Zatsiorsky*, modificado por De Leva (1996). A partir desses dados, foram calculados os torques no tornozelo e no joelho, por meio da dinâmica inversa e, posteriormente, esses torques foram normalizados pelo peso de cada sujeito. O cálculo dos torques baseou-se na equação abaixo:

$$F_{X_{pé}} = M_{pé} * a_{X_{pé}} - FRS_x$$

$$F_{Y_{pé}} = M_{pé} * g - FRS_y - M_{pé} * a_{Y_{pé}}$$

$$T_{\text{tornozelo}} = - FRS_y * (CP_x - X_{CM_{pé}}) - FRS_x * Y_{CM_{pé}} + F_{X_{pé}} * (Y_4 - Y_{CM_{pé}}) + F_{Y_{pé}} * (X_{CM_{pé}} - X_4) + I_{pé} * \alpha_{pé}$$

$$F_{Y_{perna}} = M_{perna} * a_{Y_{perna}} + F_{Y_{pé}} + M_{perna} * g$$

$$F_{X_{perna}} = M_{perna} * a_{X_{perna}} + F_{X_{pé}}$$

$$T_{\text{joelho}} = T_{\text{tornozelo}} + F_{X_{perna}} * (Y_3 - Y_{CM_{perna}}) - F_{Y_{perna}} * (X_3 - X_{CM_{perna}}) + F_{X_{pé}} * (Y_{CM_{perna}} - Y_4) - F_{Y_{pé}} * (X_{CM_{perna}} - X_4) + I_{perna} * \alpha_{perna}$$

Onde:

M representa a massa em Kg;

a_x é a aceleração da coordenada X do centro de massa;

FRS_x é a força no eixo horizontal da plataforma de força;

g, a aceleração devida à gravidade (9.8 m/s^2);

FRS_y , a força no eixo vertical da plataforma de força;

a_y , a aceleração da coordenada Y do centro de massa;

T, o torque na articulação;

CP_x , a posição do COP na direção ântero-posterior;

X_{CM} , a posição do centro de massa na coordenada X;

Y_{CM} , a posição do centro de massa na coordenada Y;

Y_4 e X_4 são as coordenadas da marca no tornozelo;

I é o momento de inércia;

α é a aceleração angular;

Y_3 e X_3 são coordenadas da marca no joelho.

Os sinais de EMG foram retificados, filtrados, usando-se um filtro de segunda ordem (*low-pass at 20 Hz*) e normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

A média do deslocamento do COP, torques no tornozelo e no joelho, e dos sinais eletromiográficos foram calculados em oito fases do movimento de agachamento baseadas na velocidade angular do joelho e do tornozelo. Três fases, com intervalos idênticos de 100 ms cada, foram calculados em seqüência, a partir do ponto em que a velocidade alcançou 5% do seu pico (início do movimento). As fases 1 e 2 caracterizaram a posição inicial, e a fase 3 caracterizou a fase preparatória para o início do movimento. As fases de aceleração e desaceleração foram chamadas de fases 4 e 5, respectivamente, e foram definidas a partir do final da fase 3 até o pico da velocidade (fase 4), e do final da fase 4 ao ponto em que a velocidade final alcançou 5% do pico (final do movimento). Três fases (6, 7 e 8), com intervalos idênticos de 100 ms cada, foram calculadas após o final da fase 5. As fases 6, 7 e 8 caracterizaram a posição em que o corpo permaneceu junto ao alvo.

A velocidade do joelho foi utilizada para calcular as fases do movimento para o torque no joelho e os sinais eletromiográficos dos músculos vasto medial oblíquo, vasto medial longo, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso. A velocidade do tornozelo foi utilizada para calcular as fases do movimento para o deslocamento do COP, torque no tornozelo e para os sinais eletromiográficos do gastrocnêmio lateral e tibial anterior.

A relação entre as forças mediais e laterais do quadríceps sobre a patela também foi calculada. A taxa foi obtida pela somatória da atividade EMG do vasto medial oblíquo e da atividade EMG do vasto medial longo, dividida pela atividade EMG do vasto lateral nas 8 fases do movimento. Portanto, com valores obtidos acima de 1, há predomínio das forças mediais, e com valor abaixo de 1, o predomínio é das forças laterais.

4.5 Análise dos Dados

Os valores médios de cada uma das variáveis de cada sujeito foram utilizados para a análise estatística no programa *Statistica for windows* (StatSoft Inc., versão 5.0). Para testar o efeito de grupos e a direção para o deslocamento linear das marcas colocadas nas articulações e do deslocamento angular do tornozelo, joelho e quadril foi utilizado o *t test for independent samples*. Para testar o efeito de grupos e das fases no deslocamento do COP, nos torques gerados no tornozelo e no joelho, nos sinais EMG (cada músculo separadamente) e no cálculo das forças mediais e laterais utilizou-se a análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os grupos, quando comparados, foram utilizados como entre (variáveis independentes), e fases do movimento foram utilizadas dentro (variáveis dependentes). Utilizou-se o teste *pos hoc LSD test or planned comparison* para a análise dos efeitos principais.

5 Resultados

5.1 Agachamento na Fase Descendente

5.1.1 Movimentos Lineares

A tarefa foi desenhada para restringir o agachamento em ambas as distâncias, na direção céfalo-caudal no plano sagital (Figura 10). Os dados revelaram que todos os sujeitos dos dois grupos seguiram a instrução com precisão, uma vez que o maior deslocamento linear das marcas posicionadas no centro articular do ombro, quadril e tornozelo ocorreu na direção céfalo-caudal, com mínimo deslocamento linear na direção médio-lateral. Na direção ântero-posterior, apenas o joelho, como era esperado, obteve grande deslocamento linear para permitir a realização do agachamento. A similaridade entre os grupos foi confirmada pelo teste t nas três direções, nas articulações do ombro ($t_{14} > 1.65$; $p > 0,12$), do quadril ($t_{14} > 1.43$; $p > 0,15$), do joelho ($t_{14} > 1.23$; $p > 0,23$) e do tornozelo ($t_{14} > 0.59$; $p > 0,56$) para o semi-agachamento. Esses resultados foram similares na tarefa do meio-agachamento no ombro ($t_{14} > 0,15$; $p > 0,23$), no quadril ($t_{14} > 0,09$; $p > 0,30$), no joelho ($t_{14} > 0,10$; $p > 0,71$) e no tornozelo ($t_{14} > -1,22$; $p > 0,24$).

5.1.2 Movimentos Angulares

A Figura 11 mostra a posição inicial (PI), posição final (PF) e a excursão angular (EA) do tornozelo, joelho e quadril para o grupo NN (barras abertas) e para o grupo SDFP (barras cheias). O teste t revelou que, durante o semi-agachamento (coluna esquerda), os dois grupos realizaram a tarefa usando uma amplitude angular similar nas articulações do tornozelo ($t_{14} > 0,20$; $p < 0,83$), do joelho ($t_{14} > 1.94$; $p < 0,07$) e do quadril ($t_{14} > 1.47$; $p < 0,16$). Similar ao semi-agachamento, na tarefa de meio-agachamento (coluna direita), os grupos realizaram a tarefa usando amplitudes semelhantes nas articulações do tornozelo ($t_{14} > 0,45$; $p < 0,40$), do joelho ($t_{14} > 1.84$; $p < 0,09$) e do quadril ($t_{14} > 1.41$; $p < 0,18$).

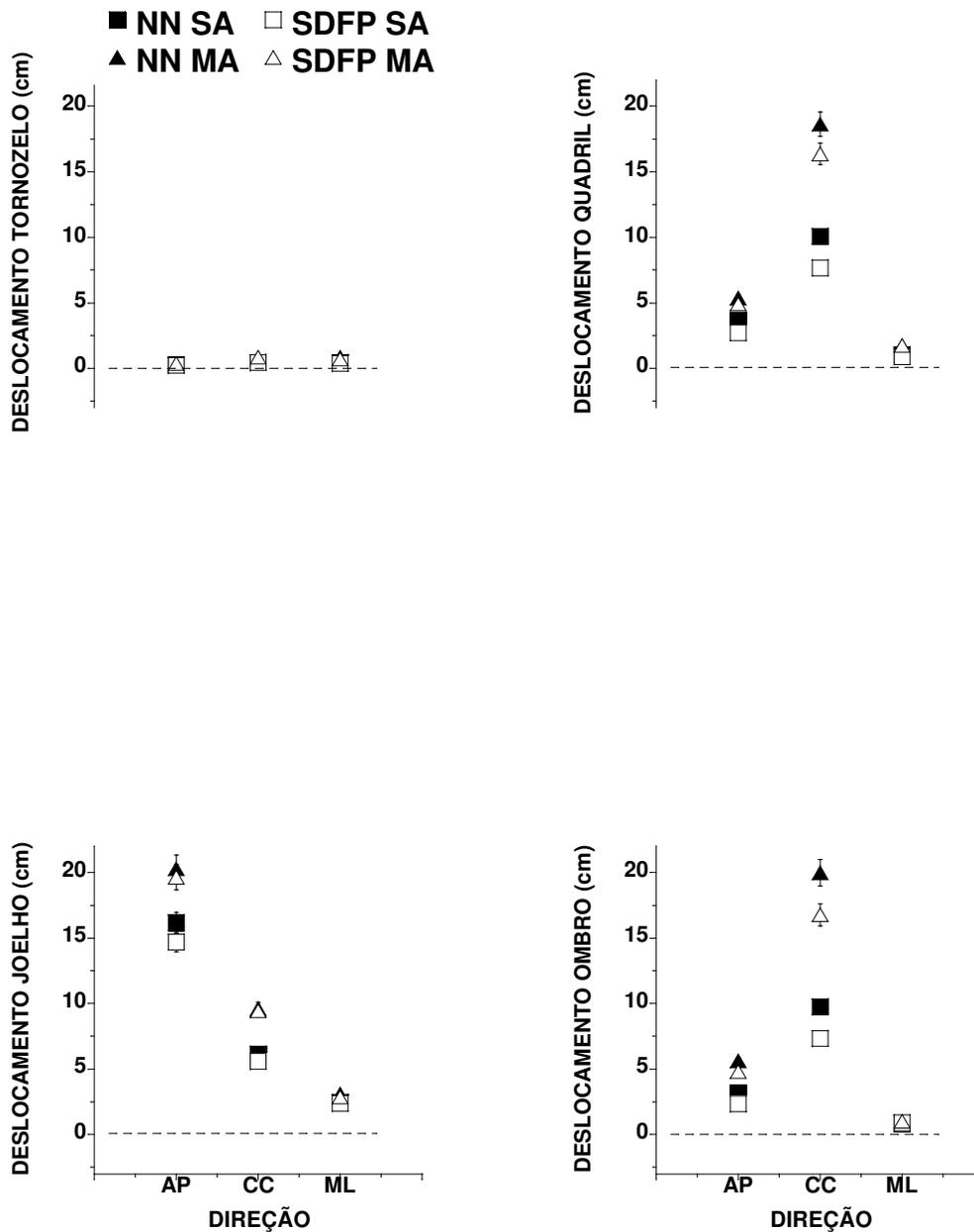


Figura 10. Deslocamento linear das marcas fixadas no ombro, quadril, joelho e tornozelo durante o semi-agachamento – SA (quadrados) e o meio-agachamento – MA (triângulos), para o grupo NN (símbolos cheios) e para o grupo SDFP (símbolos abertos). O deslocamento foi observado nas direções antero-posterior (AP), céfalo-caudal (CC) e médio-lateral (ML).

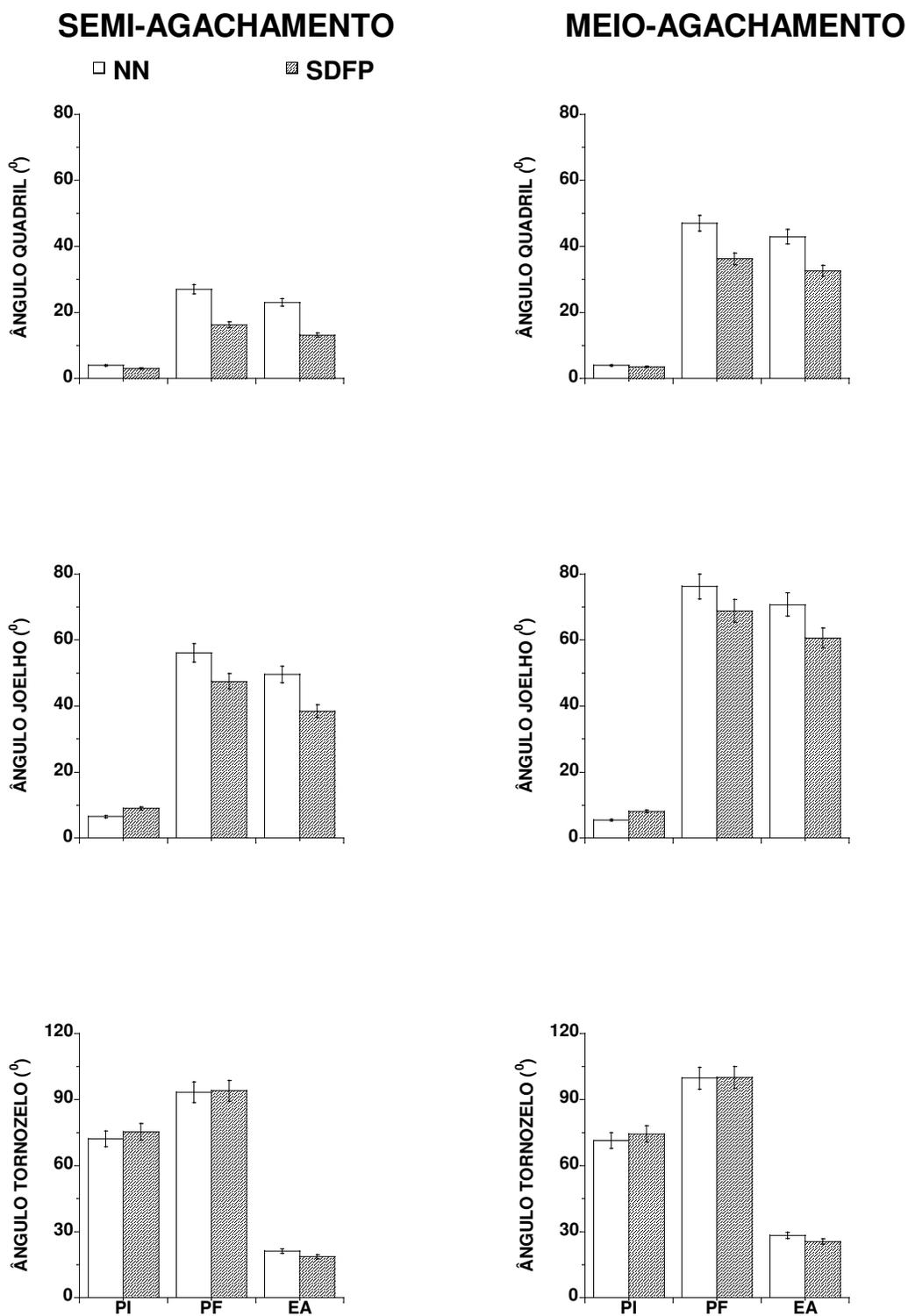


Figura 11. Deslocamento angular do tornozelo, joelho e quadril durante o SA (coluna esquerda) e MA (coluna direita), para o grupo NN (barras abertas) e para o grupo SDFP (barras cheias). O deslocamento angular foi observado durante a posição inicial (PI), posição final (PF) e a excursão angular (EA).

5.1.3 Série Temporal

Para o sujeito NN, na posição em pé (fase 1 e 2), o COP esteve ao nível do centro do pé (na altura do osso cuneiforme), o torque do tornozelo em flexão plantar e o torque do joelho em flexão (Figura 12). Para o sujeito SDFP, o comportamento foi similar ao sujeito NN, no entanto, quando comparados os torques no tornozelo e no joelho foram um pouco mais acentuados ao sujeito NN.

Na fase preparatória (pré-agachamento – fase 3), ao redor de 50 milissegundos (ms) antes do início do movimento, o deslocamento do COP, o torque no tornozelo e o torque no joelho tiveram uma flutuação muito pequena em ambos os sujeitos.

Quando o corpo iniciou a aceleração em direção ao alvo (fase 4), no sujeito NN, o COP moveu-se em direção ao calcâneo e retornou em direção à ponta do pé, enquanto o torque no tornozelo em flexão plantar diminuiu, associado a uma pequena mudança no torque no joelho em direção à extensão. O portador da SDFP apresentou um comportamento similar ao do sujeito NN para o COP e para os torques no joelho e no tornozelo, porém com diferente magnitude.

A fase de desaceleração (fase 5) foi caracterizada pela abrupta flutuação do COP, deslocando-se da máxima posição anterior, retornando fortemente em direção ao calcâneo, e mais uma vez retornando em direção à ponta do pé. Nessa fase, o torque no tornozelo foi fortemente deslocado em flexão plantar, alcançando seu valor máximo, enquanto o torque no joelho aumentou drasticamente em direção à extensão. Esse comportamento foi semelhante em ambos os sujeitos, diferindo apenas na magnitude.

Na posição junto ao alvo (fases 6, 7 e 8), o sujeito NN obteve novamente o máximo deslocamento do COP em direção à ponta do pé e, posteriormente, retornou próximo ao nível inicial. O torque no tornozelo também retornou aos valores próximos aos da posição inicial, e o torque no joelho diminuiu em magnitude, mas manteve-se em extensão. O portador da SDFP obteve um deslocamento anterior do COP, que retornou próximo ao nível inicial, acompanhado pelo torque no tornozelo, que também retornou próximo ao nível inicial. O torque no joelho, por sua vez, manteve-se extensor, mas apresentou

uma queda abrupta e depois voltou a aumentar, porém com magnitude final menor do que na fase de desaceleração.

A Figura 13 mostra que tanto para o sujeito NN como para o portador da SDFP na posição em pé, antes do início do movimento (fases 1 e 2), a atividade EMG dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior, vasto medial oblíquo e vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso foi muito pequena, no entanto, no portador da SDFP essas atividades EMG apresentaram maior flutuação comparadas às do sujeito NN. Essa flutuação foi predominante na atividade EMG dos músculos gastrocnêmio, vasto lateral e semitendinoso.

Na fase preparatória (pré-agachamento – fase 3), a atividade EMG dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral, bíceps femoral, semitendinoso e gastrocnêmio teve uma flutuação muito pequena, similar às fases anteriores. No entanto foi observada uma forte ativação do tibial anterior, capaz de mudar o torque no tornozelo. Este comportamento foi semelhante para ambos os sujeitos NN e portador da SDFP.

Durante a aceleração pela queda livre do corpo em direção ao alvo (fase 4), o sujeito NN manteve o tibial anterior ativado, enquanto que a atividade EMG dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral permaneceu inalterada. No entanto houve um pequeno aumento da atividade EMG dos músculos bíceps femoral e semitendinoso, com predomínio do bíceps femoral. Para o portador da SDFP, diferentemente do sujeito saudável, a atividade EMG dos músculos tibial anterior e do gastrocnêmio caiu durante esta fase, acompanhada pelo aumento da atividade EMG do semitendinoso, predominando sobre o bíceps femoral. Em relação ao vasto medial oblíquo e ao vasto lateral, a pequena flutuação existente foi similar à do sujeito NN.

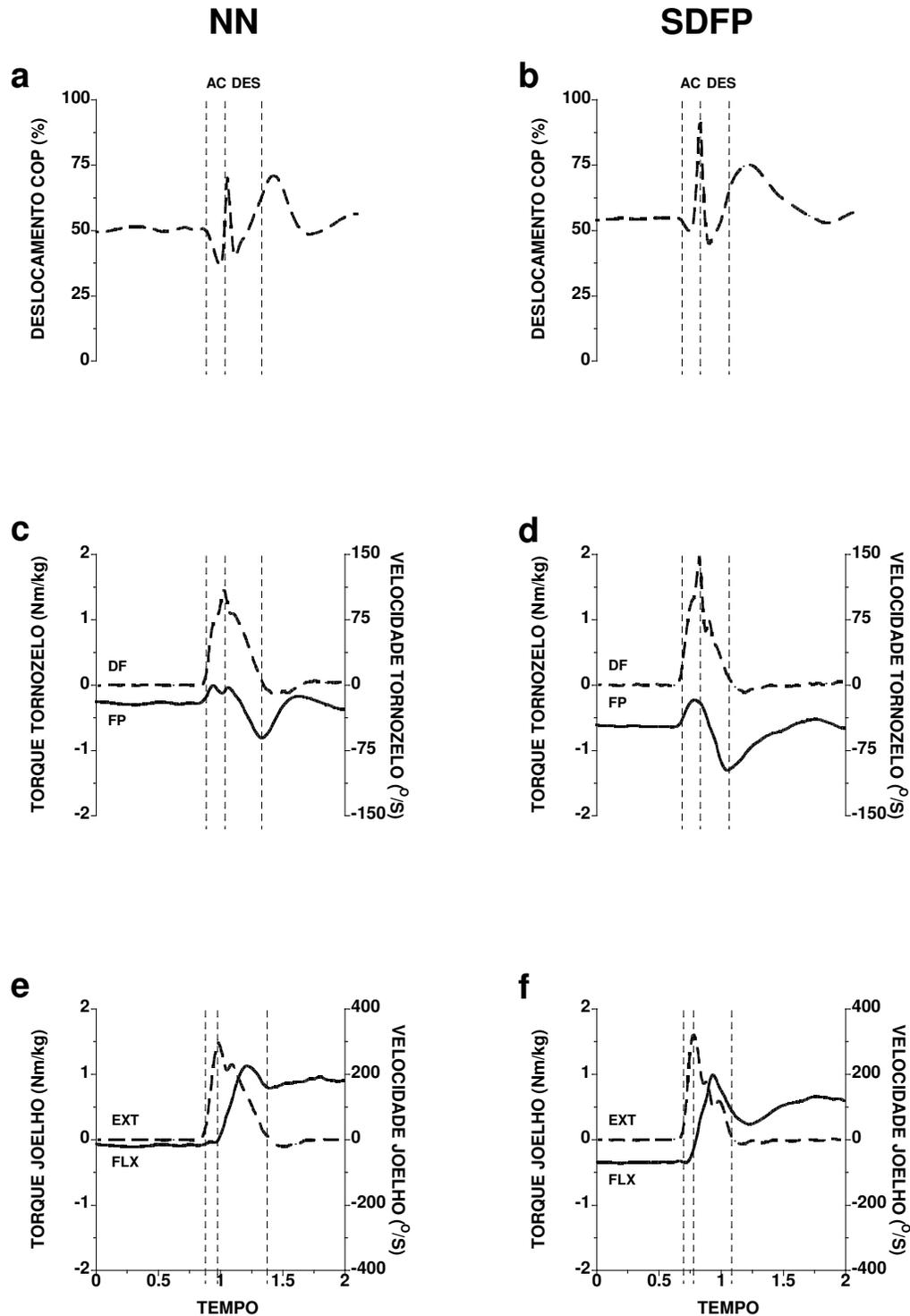


Figura 12. Esta figura mostra a série temporal para o deslocamento do COP, os torques no tornozelo e no joelho para um sujeito do grupo NN (coluna esquerda) e para um sujeito do grupo SDFP (coluna direita), durante o meio-agachamento – MA. As linhas tracejadas verticais delimitam as fases de aceleração (AC) e desaceleração (DES). DF = dorsiflexão; FP = flexão plantar; EXT = extensão; e FLX = flexão.

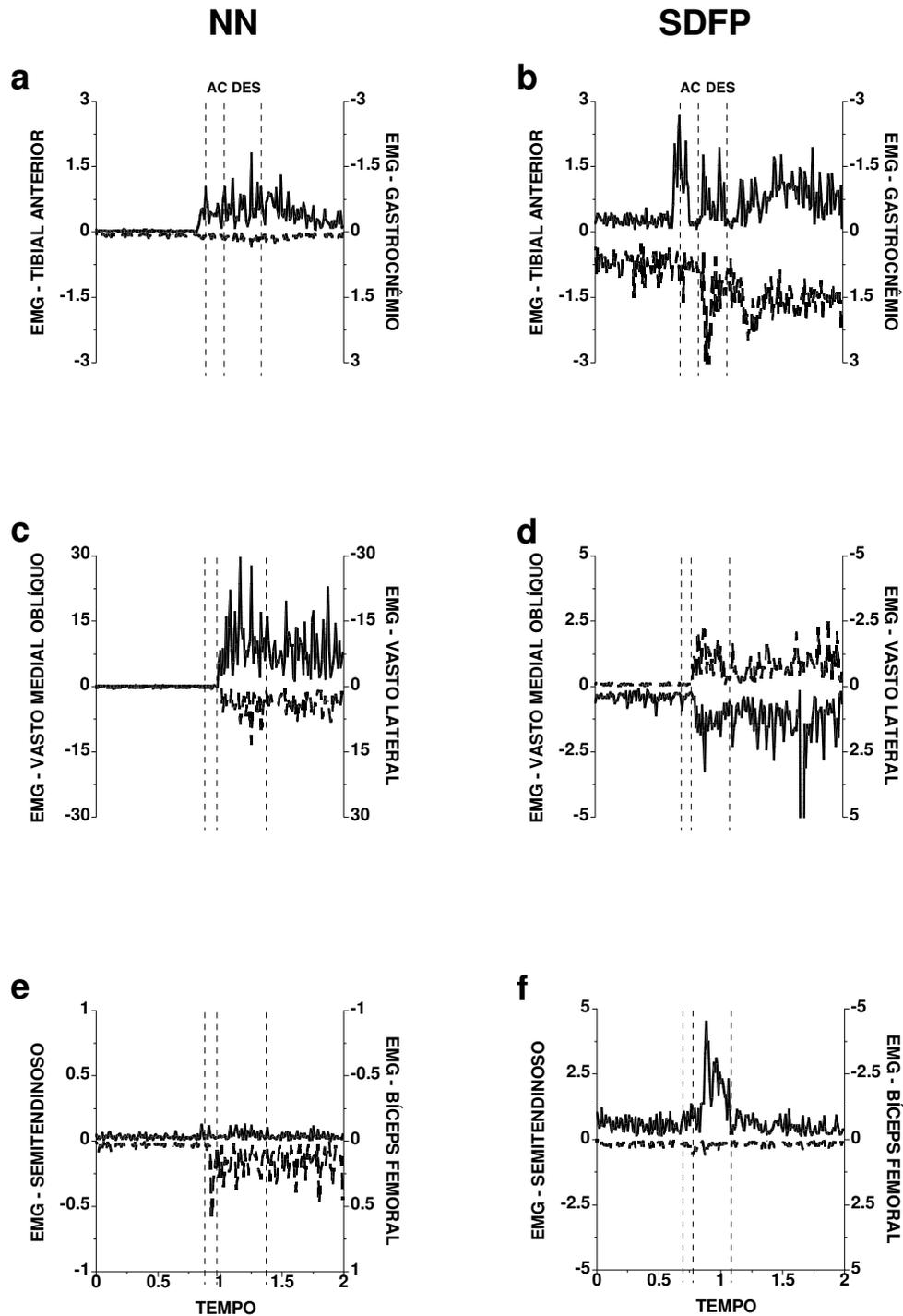


Figura 13. Esta figura descreve a série temporal para a atividade EMG (normalizada pela CIVM) dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio lateral, vasto medial oblíquo, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral para um sujeito do grupo NN (coluna esquerda) e para um sujeito do grupo SDFP (coluna direita), durante o meio-agachamento – MA. Note a diferença de escala entre os painéis c e d e entre os painéis e e f. As linhas tracejadas verticais delimitam as fases de aceleração (AC) e de desaceleração (DES).

A fase de desaceleração (fase 5) no sujeito NN foi caracterizada pelo aumento da ativação do tibial anterior, acompanhada de uma abrupta e sustentada atividade EMG dos vastos, com predomínio do vasto medial oblíquo sobre o vasto lateral. Adicionalmente, houve um aumento da atividade EMG do bíceps femoral e do semitendinoso, mantendo-se o predomínio do bíceps femoral. A atividade EMG no portador da SDFP foi diferente da do sujeito NN, no qual houve maior ativação do gastrocnêmio, que manteve uma co-ativação com o tibial anterior. A atividade EMG foi menor para os vastos e maior para os isquiotibiais. Para o portador da SDFP também houve uma inversão na atividade EMG dos vastos e dos isquiotibiais, com o predomínio do vasto lateral sobre o vasto medial oblíquo e do semitendinoso sobre o bíceps femoral.

Na posição junto ao alvo (fases 6, 7 e 8), para o sujeito NN, observou-se uma acomodação na atividade EMG dos músculos tibial anterior, vasto medial oblíquo, vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso, mas mantendo-se o predomínio de atividade do vasto medial oblíquo e bíceps femoral. No portador da SDFP, a atividade EMG dos músculos gastrocnêmio, tibial anterior, vasto medial oblíquo e vasto lateral diminuiu abruptamente e em seguida voltou a aumentar, similar ao torque gerado no joelho. Este comportamento manteve a predominância do vasto lateral, do semitendinoso e do gastrocnêmio, observada na fase anterior.

Em geral, o comportamento cinemático, cinético e eletromiográfico acima reportado para estes sujeitos (NN e SDFP), durante o meio-agachamento, foi qualitativamente representativo em relação ao que foi observado em todos os outros sete sujeitos de cada grupo, analisados nas duas tarefas (semi e meio-agachamento) .

5.1.4 Centro de Pressão – COP

O grupo SDFP manteve o deslocamento do COP mais anterior, comparando-se ao grupo NN (Figura 14a), conforme diferença de grupos revelada pela ANOVA ($F_{(1,14)}=3,79$; $p<0,05$), que também revelou o efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=22,50$; $p<0,01$), mas sem apresentar interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=0,60$; $p<0,75$). O *pos hoc* revelou que apenas nas fases 6, 7 e 8, o

deslocamento do COP foi significativamente mais anterior para o grupo SDFP ($p < 0,05$).

5.1.5 Torques no Tornozelo e no Joelho

Na tarefa de meio-agachamento, o torque no tornozelo esteve sempre em flexão plantar, antes, durante e após o movimento em ambos os grupos (Figura 14b). O grupo SDFP, comparado ao grupo NN, apresentou um torque no tornozelo com uma maior flexão plantar durante todo o movimento ($F_{(1,14)}=6,34$; $p < 0,02$). A ANOVA revelou também o efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=16,93$; $p < 0,01$), mas não houve interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=1,00$; $p < 0,46$). O *pos hoc* revelou que a diferença entre grupos ocorreu entre as fases 4, 6, 7 e 8 do movimento ($p < 0,05$).

O torque no joelho foi flexor para ambos os grupos (Figura 14c) antes do início do movimento (fases 1, 2 e 3) e durante a fase de aceleração (fase 4), mas passou a ser extensor durante a fase de desaceleração (fase 5), permanecendo assim até o final do movimento (fases 6, 7 e 8). Embora o comportamento tenha sido similar, o grupo NN apresentou maior magnitude no torque, comparada à do grupo SDFP ($F_{(1,14)}=5,54$; $p < 0,03$). A ANOVA revelou também o efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=114,83$ $p < 0,01$) e a interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=3,01$ $p < 0,01$). Na análise *pos hoc*, observando-se cada grupo separadamente, não houve diferença entre as fases do movimento 1, 2, 3 e 4 ($p > 0,67$) e nas fases 5, 6, 7 e 8 ($p > 0,07$), mas esses grupos de fases foram significativamente diferentes ($p < 0,05$) para ambos os grupos, NN e SDFP. Quando os grupos foram comparados, o *pos hoc* mostrou que as fases 1, 2, 3 e 4 foram similares ($p > 0,32$), no entanto as fases 5, 6, 7 e 8 foram diferentes ($p < 0,05$).

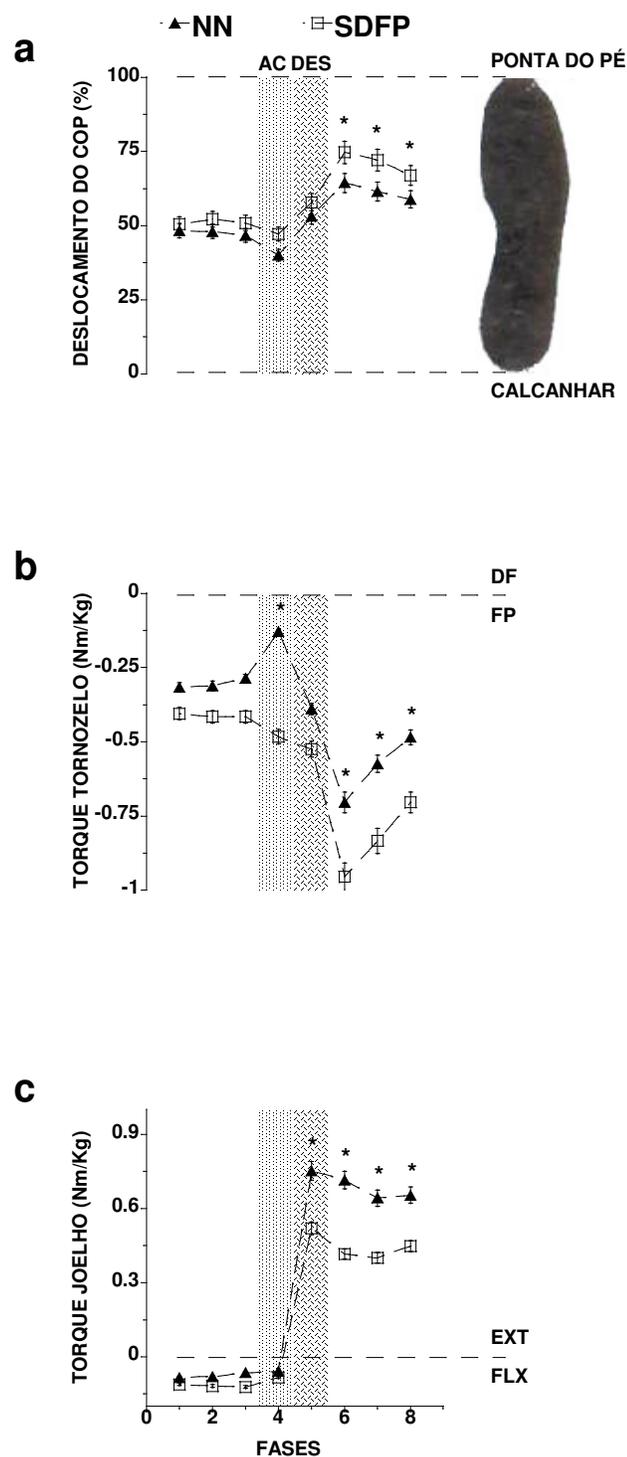


Figura 14. Esta figura ilustra o deslocamento do COP (a), os torques gerados no tornozelo (b) e no joelho (c) para ambos os grupos, NN e SDFP, durante o meio-agachamento – MA. O asterisco representa as fases em que houve diferença entre os grupos ($p < 0,05$). A hachura representa as fases de aceleração (AC) e desaceleração (DES). DF = dorsiflexão; FP = flexão plantar; EXT = extensão; e FLX = flexão.

5.1.6 Atividade Eletromiográfica (EMG)

Em relação ao vasto medial oblíquo (Figura 15a e b), a ANOVA não revelou efeito entre grupos ($F_{(1,14)}=2,82$; $p<0,11$), mas revelou efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=14,97$; $p<0,01$) e a interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=3,26$; $p<0,01$). A análise *pos hoc* revelou que o grupo NN tem uma significativa diferença na atividade EMG, durante as fases 5, 6, 7 e 8 comparadas às do grupo SDFP ($p<0,05$). A análise *pos hoc* também revelou que o efeito principal das fases do movimento foi em razão da diferença significativa ($p<0,05$) entre os grupos de fases 1, 2, 3, e 4 ($p=1$) e 5, 6, 7, e 8 ($p<0,99$).

Resultados similares aos do vasto medial oblíquo foram observados no vasto lateral (Figura 15a e b). A ANOVA não revelou efeito dos grupos ($F_{(1,14)}=4,05$; $p<0,06$), mas houve o efeito principal das fases do movimento ($F_{(7,98)}=33,59$; $p<0,01$) e a interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=8,01$; $p<0,01$). Na análise *pos hoc* observou-se uma diferença significativa nas fases 5, 6, 7 e 8 entre os grupos ($p<0,05$). A análise *pos hoc* revelou ainda similaridades entre as fases do movimento 1, 2, 3 e 4 ($p>0,72$) e as fases 6, 7 e 8 ($p>0,51$) do grupo NN. No entanto a fase 5 foi diferente de todas as demais fases do movimento ($p<0,05$). Em relação ao grupo SDFP, houve similaridade entre as fases 1, 2, 3 e 4 ($p>0,61$) e entre as fases 5, 6, 7 e 8 ($p>0,50$), mas com significante diferença entre estes dois grupos de fases ($p<0,05$).

A atividade EMG do vasto medial longo (Figura 15a e b) foi similar entre os grupos NN e SDFP ($F_{(1,14)}=0,12$; $p<0,73$), no entanto houve efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=38,00$; $p<0,01$), mas não houve interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=1,60$; $p<0,14$). A análise *pos hoc* revelou que houve diferença na fase 5 do movimento entre os grupos ($p<0,05$), e que, em ambos os grupos, houve similaridade entre as fases do movimento 1, 2, 3 e 4 ($p>0,54$) e entre as fases 6, 7 e 8 ($p>0,27$), sendo significativa a diferença entre estes dois grupos de fases ($p<0,05$).

Para o reto femoral (Figura 15a e b) os resultados obtidos foram similares aos observados para o vasto medial longo. A ANOVA não revelou efeito de grupos ($F_{(1,14)}=0,00$; $p<0,96$), mas revelou efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=18,90$; $p<0,01$). No entanto, não houve interação entre grupos e fase ($F_{(7,98)}=0,90$;

$p < 0,50$). O *pos hoc* mostrou que ambos os grupos, NN e SDFP, tiveram similaridade entre as fases do movimento 1, 2, 3 e 4 ($p > 0,29$) e entre as fases 5, 6, 7 e 8 ($p > 0,26$), sendo significativamente diferentes esses dois grupos de fases ($p < 0,05$).

Para o músculo bíceps femoral (Figura 15c e d), a ANOVA não revelou diferença entre os grupos ($F_{(1,14)} = 0,35$; $p < 0,56$), no entanto a atividade EMG do bíceps foi afetada pelas fases do movimento ($F_{(7,98)} = 4,13$; $p < 0,01$), mas não houve interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 0,66$; $p < 0,70$). A análise *pos hoc* revelou que, nas fases 5, 6 e 8 do movimento, houve diferença entre os grupos ($p < 0,05$). A análise *pos hoc* também mostrou similaridade entre as fases 1, 2, 3 e 4 ($p > 0,26$) e entre as fases 5, 6, 7 e 8 ($p > 0,08$), com diferença significativa entre esses dois grupos de fases ($p < 0,05$).

A análise do músculo semitendinoso mostrou resultados similares aos do bíceps femoral (Figura 15c e d). Não houve efeito dos grupos ($F_{(1,14)} = 0,30$; $p < 0,59$), no entanto a atividade EMG também foi afetada pelas fases do movimento ($F_{(7,98)} = 2,23$; $p < 0,03$), não havendo interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 0,61$; $p < 0,74$). Na análise *pos hoc* foi observado que, para o grupo SDFP, a fase 5 foi estatisticamente diferente das fases 6, 7 e 8 do movimento ($p < 0,05$).

A ANOVA não revelou efeito entre grupos ($F_{(1,14)} = 0,21$; $p < 0,65$) para a atividade EMG do gastrocnêmio lateral (figura 14e e f), que foi afetada pelo efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)} = 2,15$; $p < 0,04$), no entanto não houve interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 0,63$; $p < 0,73$). A análise *pos hoc* mostrou que nas fases 7 e 8, houve diferença entre os grupos ($p < 0,05$). Essas fases no grupo SDFP foram significativamente diferentes das fases 2 e 3 nesse grupo ($p < 0,05$) e das fases 1, 2, 3, 4, 7 e 8 do grupo NN ($p < 0,05$).

Em relação a atividade EMG do tibial anterior (Figura 15e e f), a ANOVA mostrou que não houve diferenças entre grupos ($F_{(1,14)} = 0,01$; $p < 0,91$), no entanto esta atividade foi afetada pelas fases do movimento ($F_{(7,98)} = 20,81$; $p < 0,01$), não havendo interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 1,03$; $p < 0,41$). A análise *pos hoc* mostrou que, em todas as fases do movimento, não há diferenças entre os grupos. Para o grupo NN, houve similaridade entre as fases do movimento 1 e 2 ($p > 0,96$) e entre as fases 4, 5, 6, 7 e 8 ($p > 0,22$), mas houve diferença significativa entre

esses dois grupos de fases ($p < 0,05$). A fase 3 foi diferente das fases 1 e 2 ($p < 0,05$) e da fase 4 ($p < 0,03$). Para o grupo SDFP, houve similaridade entre as fases 1 e 2 ($p > 0,91$) e entre as fases 4, 5, 6, 7 e 8 ($p > 0,52$). A fase 3 do movimento foi diferente das fases 1 e 2 ($p < 0,05$) e das fases 4, 5, 6 e 7 ($p < 0,05$).

O deslocamento do COP, os torques no joelho e no tornozelo, e o comportamento eletromiográfico acima descritos durante o MA foram similares ao observados para o SA.

5.1.7 Relação entre as Forças Medial e Lateral do Quadríceps sobre a Patela

Para o semi-agachamento (Figura 16a), a taxa obtida para observar a relação entre as forças medial e lateral, revelou que a força medial predominou em ambos os grupos ($F_{(1,14)} = 0,02$; $p < 0,88$), mas houve efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)} = 3,53$; $p < 0,01$). A ANOVA não revelou interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 1,38$; $p < 0,22$).

Para o meio-agachamento (Figura 16b), a ANOVA também não revelou significativa diferença entre os grupos ($F_{(1,14)} = 0,01$; $p < 0,9070$) para a taxa obtida entre as forças medial e lateral, mas houve efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)} = 4,46$; $p < 0,01$). Também não houve interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)} = 0,80$; $p < 0,58$). A análise *pos hoc* não mostrou diferenças em nenhuma das fases do movimento entre os grupos NN e SDFP ($p > 0,10$).

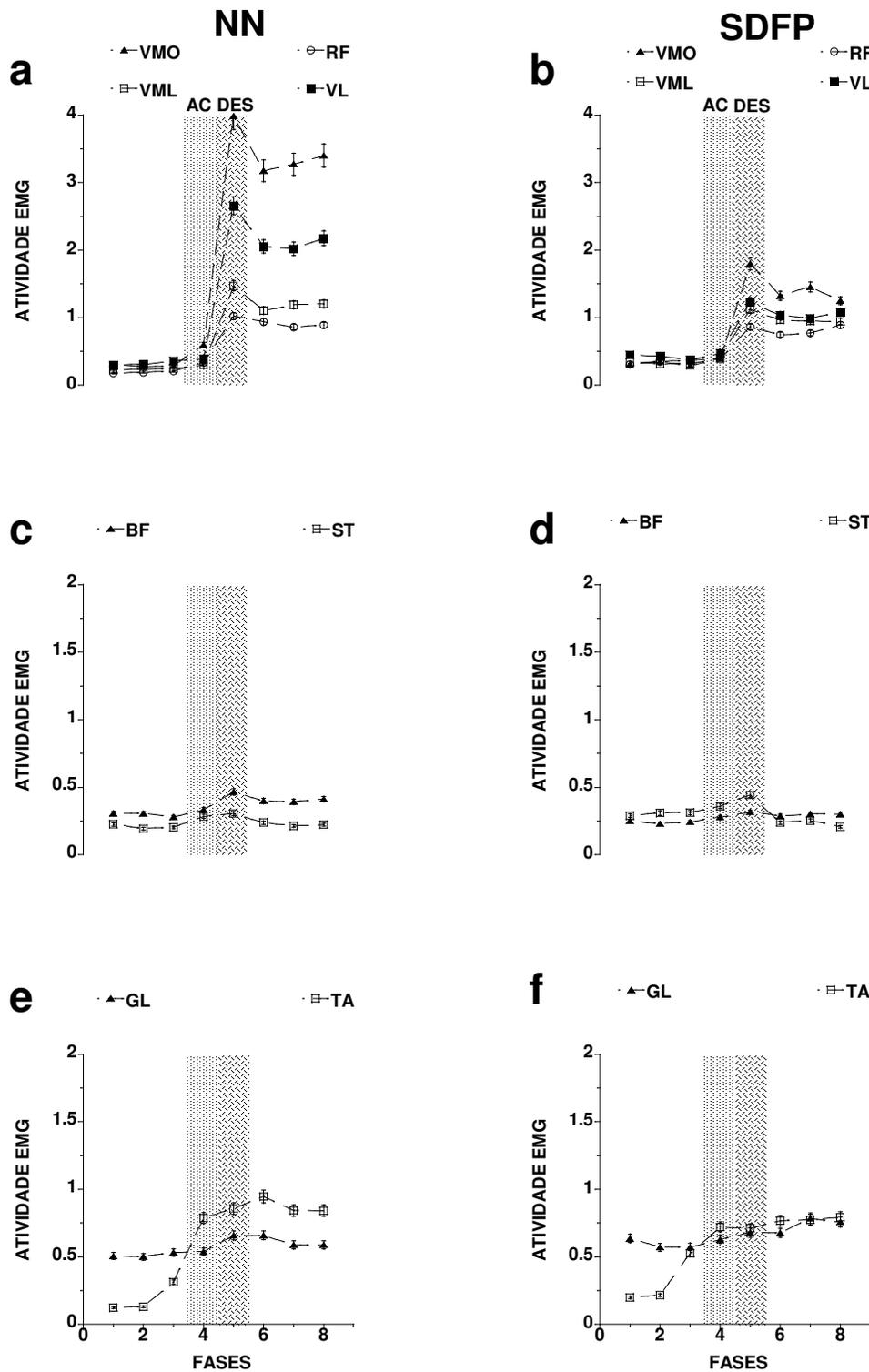


Figura 15. Média da atividade EMG dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial longo (VML), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA) nas oito fases do movimento, durante o meio-agachamento, para ambos os grupos, NN (coluna esquerda) e SDFP (coluna direita). A hachura representa as fases de aceleração (AC) de desaceleração (DES).

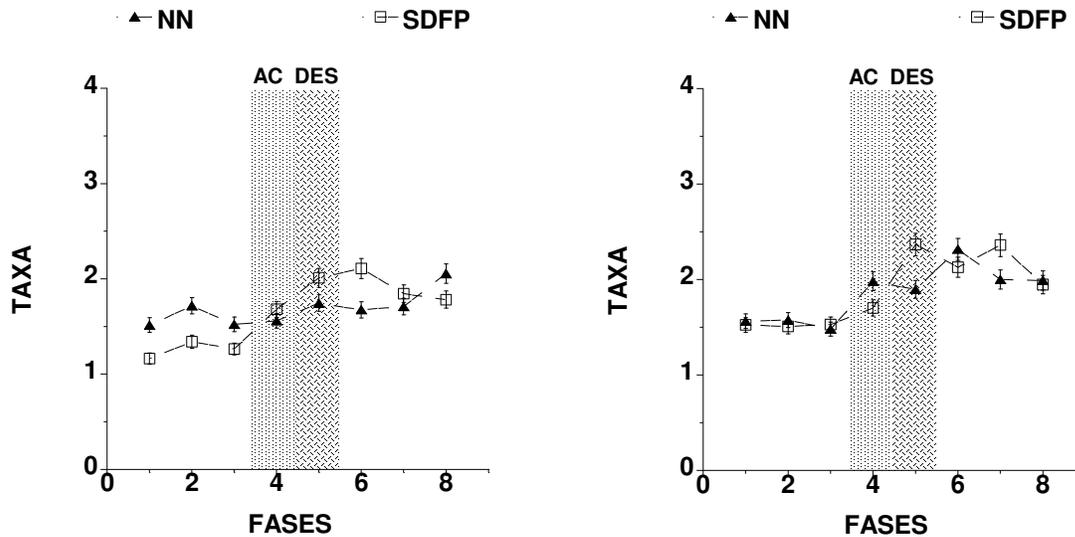


Figura 16. Esta figura ilustra a taxa obtida para observar a relação entre as forças medial e lateral sobre a patela, no semi-agachamento e no meio-agachamento, durante a fase descendente. Note que em ambos os agachamentos a força medial predominou em ambos os grupos.

5.2 Agachamento na Fase Ascendente

5.2.1 Movimentos Lineares

Os dados revelaram que esta tarefa também foi eficaz para conter o movimento na direção céfalo-caudal e no plano sagital (Figura 17). Note que o deslocamento linear do tornozelo (a), quadril (b), joelho (c) e ombro (d) ocorreram na direção esperada. O teste t mostrou diferença apenas na direção céfalo-caudal nas marcas do ombro e do quadril ($t=2,34$; $p<0,05$). Todos os outros deslocamentos lineares do ombro, quadril, joelho e tornozelo foram similares entre os dois grupos ($t<1,60$; $p>0,13$).

5.2.2 Movimentos Angulares

A Figura 18 mostra a posição inicial (PI), a posição final (PF) e a excursão angular (EA) do tornozelo, joelho e quadril para o grupo NN (barras abertas) e para o grupo SDFP (barras cheias). O teste t revelou que a PI e a EA do joelho e do quadril ($t>2,52$; $p<0,05$) foram menores no grupo SDFP comparadas às do grupo NN, mas não houve diferença na PF para estas articulações ($t>0,56$; $p>0,34$). Também não houve diferença na PI, PF e EA para a articulação do tornozelo ($t>0,30$; $p>0,17$).

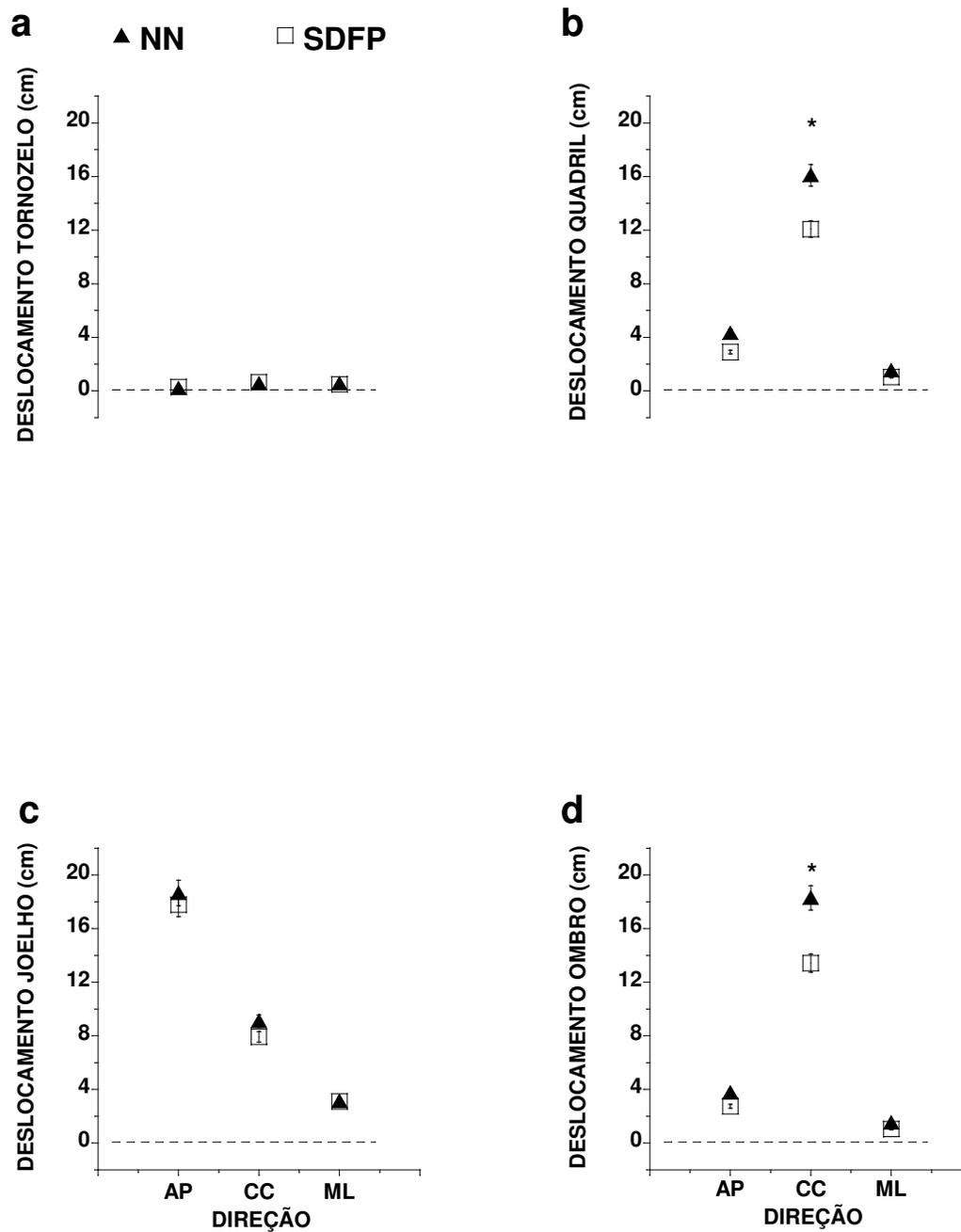


Figura 17. Deslocamento linear das marcas fixadas no ombro, quadril, joelho e tornozelo, durante a fase ascendente do agachamento, para ambos os grupos, NN e SDFP. Note que o deslocamento das marcas no ombro e no quadril na direção céfalo-caudal, marcadas com asterisco foi diferente entre os grupos ($p < 0,05$).

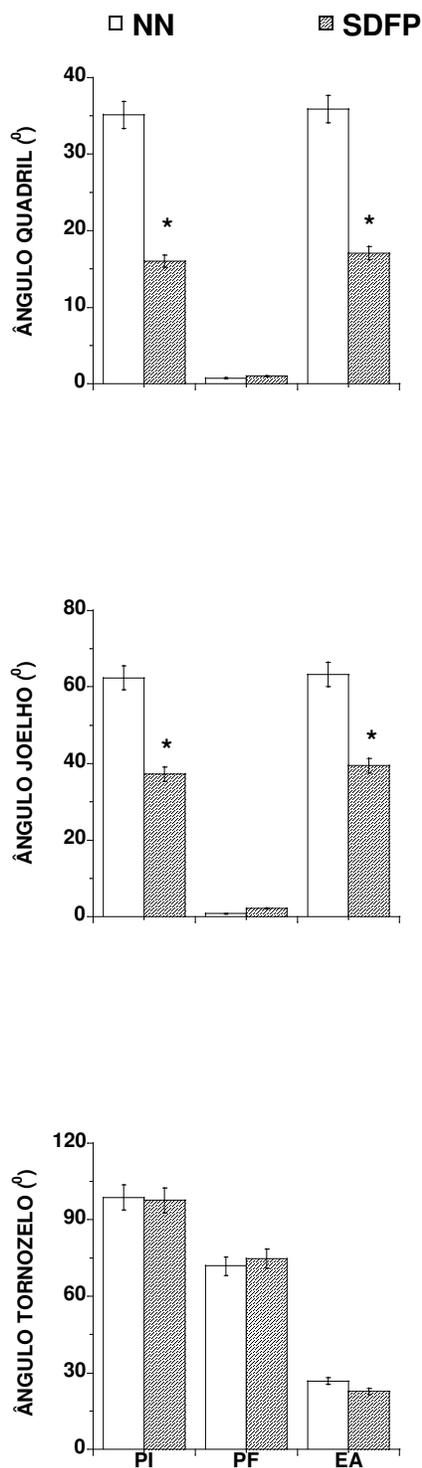


Figura 18. Deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo durante a fase ascendente do agachamento para ambos os grupos, NN e SDFP. Note que o deslocamento no quadril e no joelho foi diferente entre os grupos ($p < 0,05$), na posição inicial (PI) e na excursão angular (EA), mas similar na posição final (PF).

5.2.3 Série Temporal

Para o sujeito NN e o sujeito SDFP, na posição inicial (agachada – fase 1 e 2), o COP foi deslocado mais anteriormente, ao nível das articulações metatarsofalangeanas, enquanto que o torque no tornozelo esteve em flexão plantar e o torque no joelho foi extensor (Figura 19).

Na fase preparatória (pré-ascensão – fase 3), cerca de 50 milissegundos (ms) antes do início do movimento, o deslocamento do COP apresentou uma pequena flutuação em direção ao calcâneo, acompanhada por uma pequena mudança no deslocamento dos torques no tornozelo e no joelho para ambos os sujeitos.

Quando o corpo iniciou a aceleração em direção ao alvo (fase 4), o COP deslocou-se em direção ao calcâneo e reverteu em direção à ponta do pé, enquanto o torque no tornozelo foi ligeiramente aumentado em flexão plantar, e o torque no joelho foi mais acentuado em direção à extensão no sujeito NN. Para o sujeito SDFP, o COP deslocou-se em direção ao calcâneo e o torque no joelho foi mais acentuado em direção à extensão. O torque no tornozelo, por sua vez, inicialmente foi maior em flexão plantar, mas posteriormente diminuiu.

A fase de desaceleração (fase 5) foi caracterizada, em ambos os sujeitos pela flutuação abrupta do COP na direção da ponta do pé, retornando na direção ao calcâneo. Nesta fase, o torque no joelho diminuiu drasticamente em direção à flexão. O torque no tornozelo foi ainda mais reduzido para o sujeito NN, no entanto o sujeito SDFP manteve a redução em flexão plantar, obtida na fase anterior.

Para o sujeito NN, na posição junto ao alvo (fases 6, 7 e 8), houve o máximo deslocamento do COP na direção do calcâneo, e voltou próximo a 60% do comprimento do pé (ao nível dos metatarsianos). O torque no tornozelo em flexão plantar apresentou-se menos intenso em relação à posição agachada (inicial), e o torque no joelho, por sua vez, permaneceu flexor. Para o sujeito SDFP, o deslocamento do COP em direção ao calcâneo foi constante, chegando próximo a 50% do comprimento do pé.

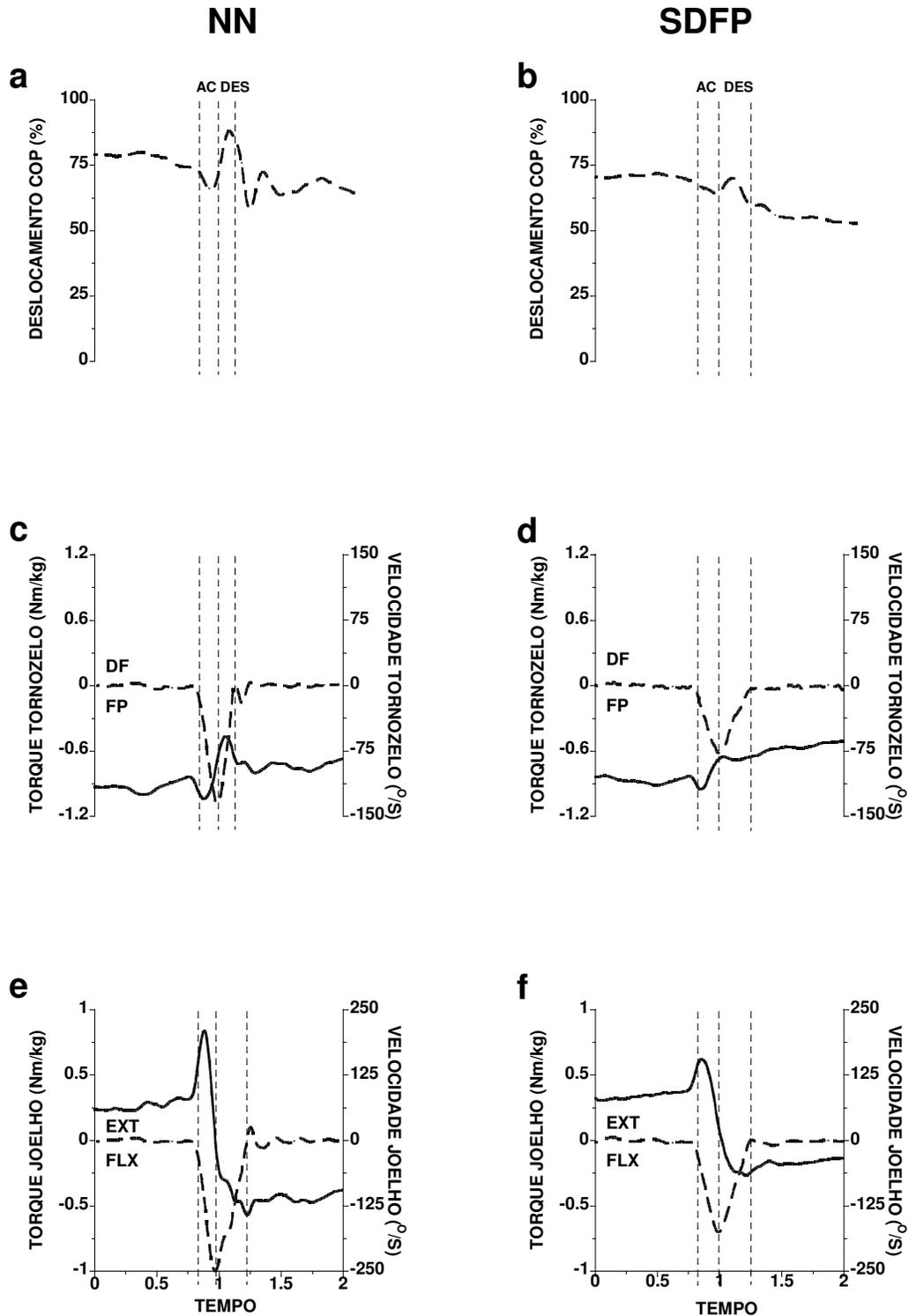


Figura 19. Esta figura ilustra a série temporal para o deslocamento do COP, os torques gerados no tornozelo e no joelho para o um sujeito do grupo NN (coluna esquerda) e para um sujeito do grupo SDFP (coluna direita), durante a fase ascendente do agachamento. As linhas tracejadas verticais delimitam as fases de aceleração (AC) e desaceleração (DES). DF = dorsiflexão; FP = flexão plantar; EXT = extensão; e FLX = flexão.

O torque no joelho também foi flexor, mas com magnitude diferente quando comparado ao sujeito NN. Por outro lado, o torque no tornozelo foi similar ao do sujeito NN nessas fases.

Para o sujeito NN, durante a posição inicial (agachada – fases 1 e 2), a atividade EMG dos músculos gastrocnêmio lateral, vasto medial oblíquo e vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso foi maior que a basal, suficiente para manter a posição agachada contra a ação da força gravitacional (Figura 20). Condições similares foram observadas no sujeito SDFP, mas a atividade EMG foi um pouco menor.

Para o sujeito NN, na fase de preparatória (pré-ascensão – fase 3), cerca de 50 milissegundos (ms) antes do início do movimento, houve um aumento da atividade EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo, vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso. Note que houve predominância do gastrocnêmio sobre o tibial anterior e do vasto medial oblíquo sobre o vasto lateral. Para o sujeito SDFP, houve também um aumento da atividade EMG, mas com magnitude inferior à do sujeito NN. Note que houve predominância apenas do bíceps femoral sobre o semitendinoso e, nos demais músculos a atividade EMG foi similar.

Quando o corpo acelerou em direção ao alvo (fase 4), a atividade EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo, vasto lateral, bíceps femoral e semitendinoso, para ambos os sujeitos, foi menor do que na fase anterior.

Para o sujeito NN, na fase de desaceleração (fase 5), a atividade EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral continuou a diminuir, mantendo a predominância do gastrocnêmio sobre o tibial anterior. Para o sujeito SDFP, a atividade EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo e vasto lateral continuou diminuindo, semelhantemente ao sujeito NN, no entanto os músculos semitendinoso e bíceps femoral mantiveram seu nível de atividade EMG comparada à da fase anterior.

Na posição junto ao alvo (fases 6, 7 e 8) para o sujeito NN, uma pequena atividade EMG foi observada para os músculos tibial anterior, vasto medial

oblíquo, vasto lateral, enquanto que o gastrocnêmio, o bíceps femoral e o semitendinoso mantiveram uma atividade EMG maior que a basal. Para o sujeito SDFP, uma pequena atividade EMG foi observada nos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo, vasto lateral e semitendinoso, enquanto o bíceps femoral manteve uma atividade EMG maior que a basal.

Em geral, o comportamento cinemático, cinético e eletromiográfico descrito para estes sujeitos (NN e SDFP), durante a fase ascendente do agachamento, representou qualitativamente o que foi observado para todos os outros sete sujeitos analisados de cada grupo.

5.2.4 Centro de Pressão – COP

Como foi revelado pela ANOVA, o deslocamento do COP (Figura 21a) não sofreu efeito dos grupos ($F_{(1,14)}=0,04$; $p<0,85$), mas houve efeito significativo para as fases do movimento ($F_{(7,98)}=3,74$; $p<0,01$) e a interação entre grupo e fases ($F_{(7,98)}=2,51$; $p<0,02$). A análise *pos hoc* mostrou que essa interação ocorreu em razão da diferença e das semelhanças entre os grupos através das diferentes fases do movimento. Durante a aceleração (fase 4), o COP do grupo NN foi mais posteriormente projetado, comparado com o do grupo SDFP ($p<0,05$), entretanto, durante a desaceleração (fase 5), o deslocamento do COP foi invertido entre os grupos ($p<0,05$). Para as outras fases (1, 2, 3, 6, 7 e 8), o deslocamento do COP foi similar entre os grupos ($p>0,10$).

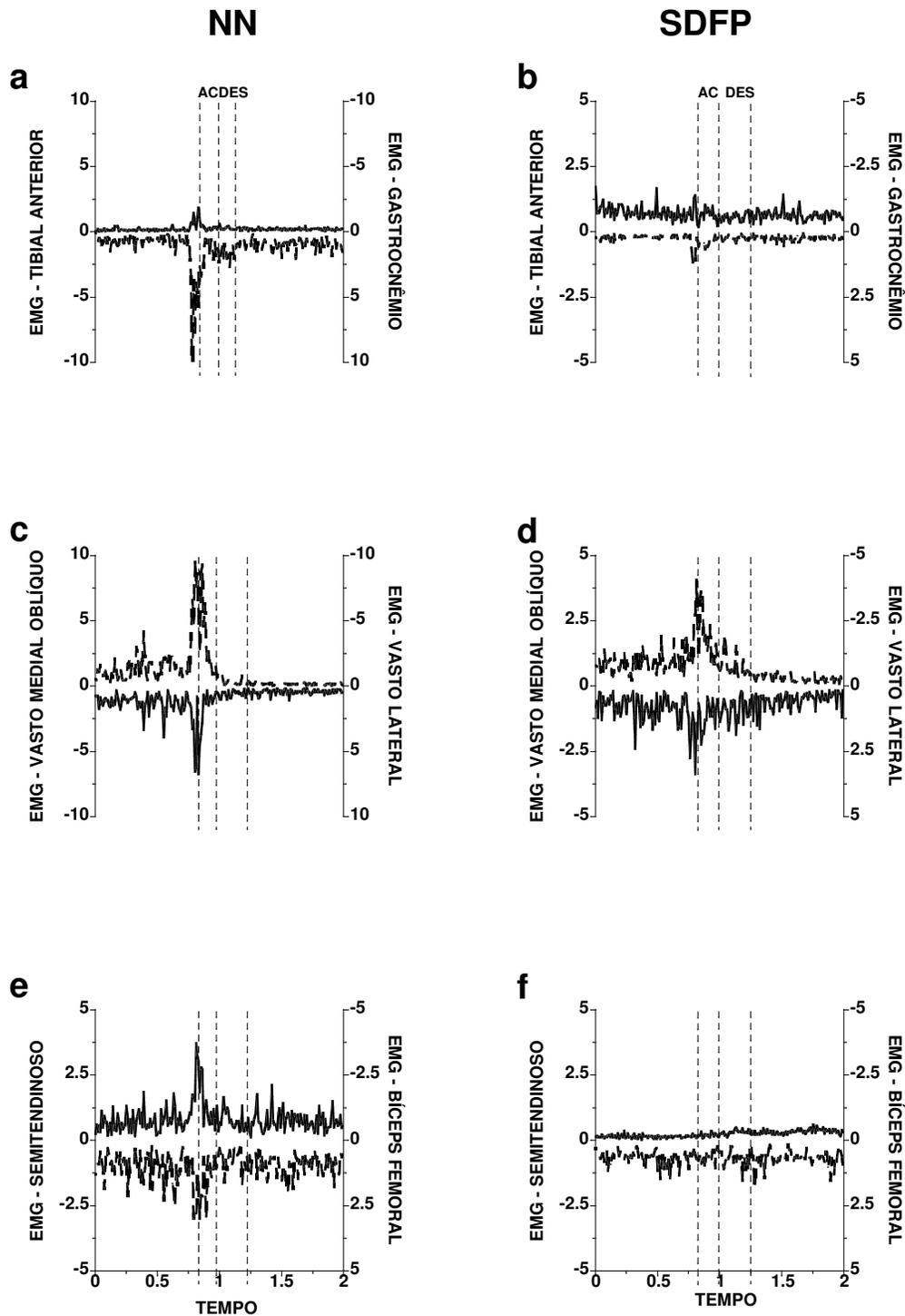


Figura 20. Esta figura descreve a série temporal para a atividade EMG (normalizada pela CIVM) dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, vasto medial oblíquo, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral, para os sujeitos NN (coluna esquerda) e SDFP (coluna direita), durante a fase ascendente do agachamento. Note a diferença de escala entre os painéis a e b e entre os painéis c e d. As linhas verticais delimitam as fases de aceleração (AS) e desaceleração (DES).

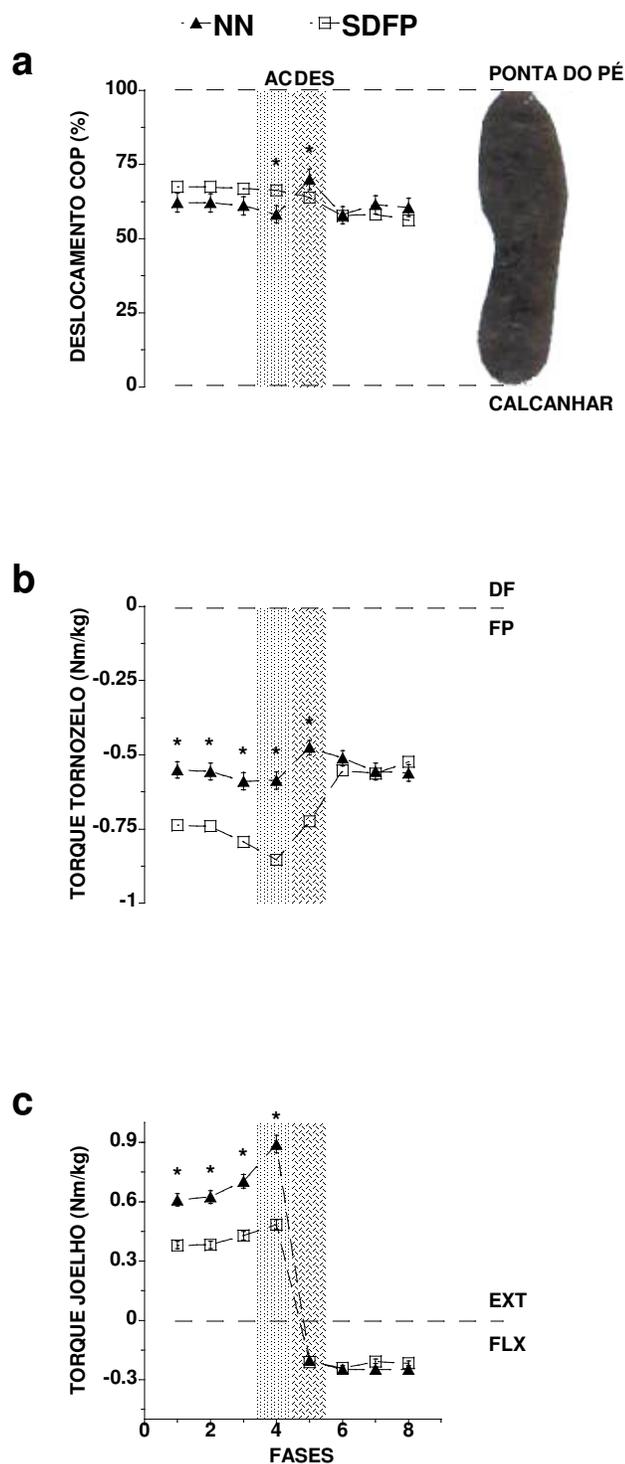


Figura 21. Esta figura ilustra o deslocamento do COP (a), os torques gerados no tornozelo (b) e no joelho (c) para ambos os grupos, NN e SDFP, durante a fase ascendente do agachamento. O asterisco representa as fases em que houve diferença entre os grupos ($p < 0,05$). A hachura representa as fases de aceleração (AC) e desaceleração (DES). DF = dorsiflexão; FP = flexão plantar; EXT = extensão; e FLX = flexão.

5.2.5 Torques no Tornozelo e no Joelho

O torque no tornozelo esteve sempre em flexão plantar, antes, durante e após o movimento, para ambos os grupos (Figura 21b). A ANOVA não revelou efeito do grupo ($F_{(1,14)}=0,99$; $p<0,33$) e nem das fases do movimento ($F_{(7,98)}=1,55$; $p<0,15$). Porém, o *pós hoc* revelou diferença entre os grupos no torque, durante as fases do movimento 1, 2, 3, 4 e 5 ($p<0,05$).

O torque no joelho foi extensor para ambos os grupos (Figura 21c) antes do início do movimento (fases 1, 2, e 3), alcançando seu pico em extensão, durante a fase de aceleração (fase 4), e finalmente reverteu para a flexão durante a desaceleração (fase 5) e assim permaneceu após chegar ao alvo (fases 6, 7 e 8). A ANOVA não mostrou diferenças entre os grupos ($F_{(1,14)}=1,51$; $p<0,23$), mas mostrou o efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=202,87$; $p<0,01$) e a interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=8,29$; $p<0,01$). A análise *pós hoc* mostrou que, comparado ao do grupo NN, o torque no joelho no grupo SDFP era menor durante as fases 1, 2, 3 e 4 ($p<0,05$), mas semelhante nas outras fases do movimento ($p>0,49$).

5.2.6 Atividade Eletromiográfica (EMG)

A ANOVA revelou diferença entre grupos ($F_{(1,14)}=4,52$; $p<0,05$), fases do movimento ($F_{(7,98)}=13,06$; $p<0,01$), e interação entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=3,01$; $p<0,01$) para o vasto medial oblíquo (Figura 22a e b). O efeito de grupo foi caracterizado por maior atividade EMG do grupo NN comparado ao grupo SDFP. O efeito das fases do movimento foi em consequência da maior atividade EMG durante a pré-ascensão (fase 3) e a aceleração (fase 4), comparando-se às outras fases do movimento. A análise *pos hoc* mostrou que a atividade EMG do vasto medial oblíquo no grupo NN é maior que no grupo SDFP, durante as fases do movimento 1, 2, 3 e 4 ($p<0,05$), mas não durante as outras fases ($p>0,53$).

Resultados semelhantes aos do vasto medial oblíquo foram obtidos para o vasto lateral (Figura 22a e b). A ANOVA revelou que o grupo NN, comparado ao grupo SDFP ativou o vasto lateral com maior intensidade ($F_{(1,14)}=8,25$; $p<0,01$). A maior atividade EMG nas fases 3 e 4, comparadas às outras fases do movimento, caracterizou o efeito das fases ($F_{(7,98)}=18,01$; $p<0,01$). A ANOVA também mostrou

interação significativa entre grupos e fases ($F_{(7,98)}=6,22$; $p < 0,01$). A análise *pos hoc* mostrou que a atividade EMG do vasto lateral foi maior para o grupo NN, comparada com a do grupo SDFP, para as fases 1, 2, 3 e 4 ($p < 0,05$), mas não para as outras fases do movimento ($p > 0,18$).

A atividade EMG do vasto medial longo (Figura 22a e b) não diferiu entre os grupos ($F_{(1,14)}=0,97$; $p < 0,34$), mas foi afetada pelas fases do movimento ($F_{(7,98)}=20,84$; $p < 0,01$), enquanto a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=0,84$; $p < 0,56$). Como ocorreu com o vasto medial oblíquo e vasto lateral, o efeito da fase do movimento se deu em razão da maior atividade EMG do vasto medial longo durante as fases 3 e 4 do movimento ($p < 0,05$).

Para o reto femoral foram obtidos resultados semelhantes ao relatado para o vasto medial longo (Figura 22a e b). Não houve efeito principal para os grupos ($F_{(1,14)}=0,43$; $p < 0,52$), mas as fases do movimento afetaram a atividade EMG do reto femoral ($F_{(7,98)}=9,31$; $p < 0,01$), enquanto que a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=0,65$; $p < 0,71$). O efeito das fases do movimento foi determinado por atividades EMG mais intensas durante as fases 3 e 4 do movimento ($p < 0,05$).

A atividade EMG do bíceps femoral (Figura 22c e d) não diferiu entre os grupos ($F_{(1,14)}=0,18$; $p < 0,67$), mas foi afetada pelas fases do movimento ($F_{(7,98)}=4,76$; $p < 0,01$), enquanto que a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=0,61$; $p < 0,74$). A análise *pos hoc* mostrou que o efeito das fases do movimento foi decorrente da maior atividade EMG do bíceps femoral durante as fases 3 e 4 ($p < 0,05$). Também, nessas fases, houve maior atividade EMG no grupo NN que no grupo SDFP ($p < 0,05$).

Resultados semelhantes aos observados para o bíceps femoral foram obtidos para o semitendinoso (Figura 22c e d). Não houve efeito principal para os grupos ($F_{(1,14)}=0,16$; $p < 0,69$), mas as fases do movimento afetaram a atividade EMG do semitendinoso ($F_{(7,98)}=4,22$; $p < 0,01$), e a interação entre os grupos e fases foi significativa ($F_{(7,98)}=2,49$; $p < 0,02$). A atividade EMG do semitendinoso no grupo SDFP foi maior comparada à do grupo NN durante as fases 7 e 8 do movimento ($p < 0,05$), mas não durante as outras fases ($p > 0,16$).

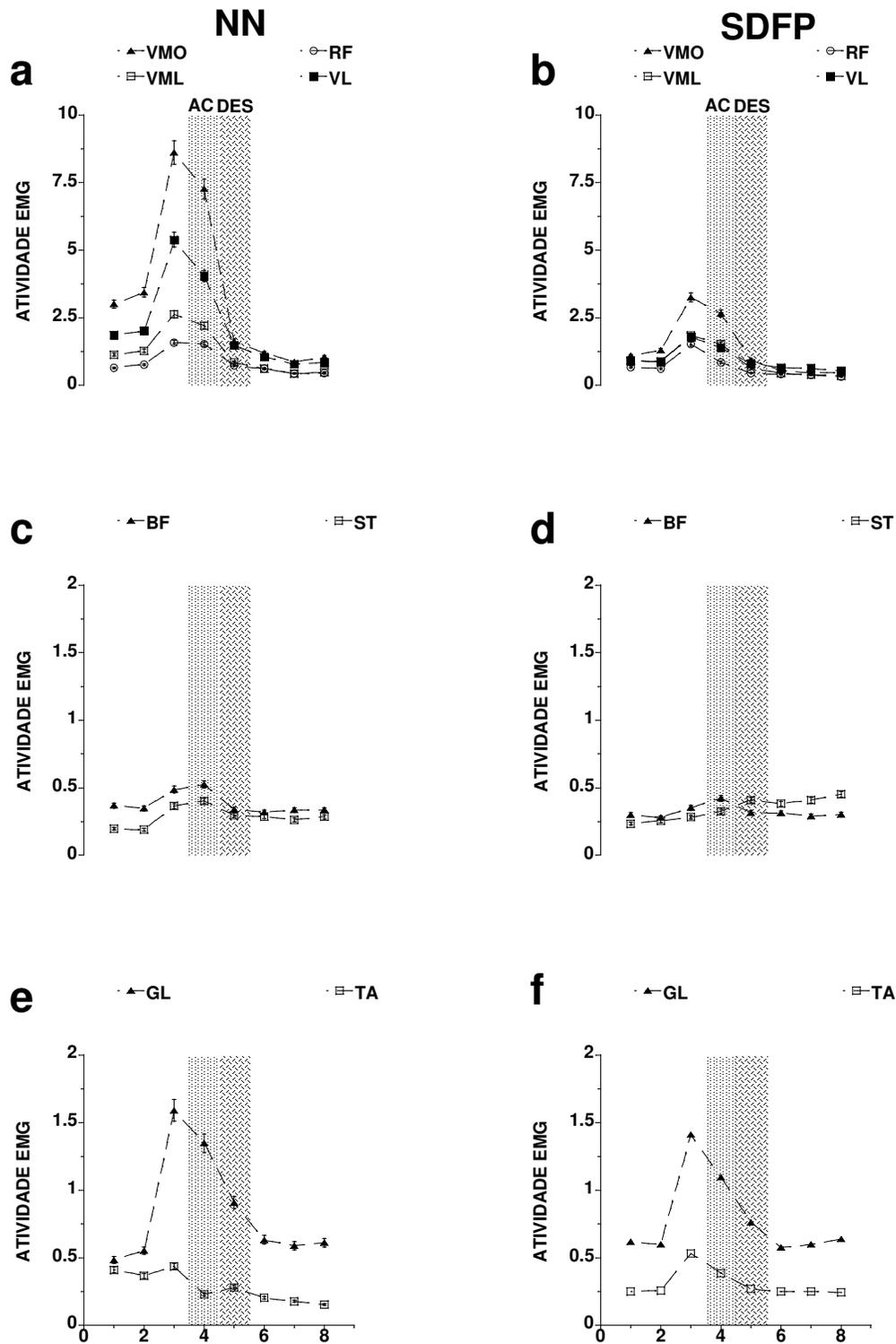


Figura 22. Média da atividade EMG dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial longo (VML), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA) durante a fase ascendente do agachamento, para ambos os grupos NN (coluna esquerda) e SDFP (coluna direita). A hachura representa as fases de aceleração (AC) e desaceleração (DES).

A atividade EMG do gastrocnêmio (Figura 22e e f) não diferiu entre os grupos ($F_{(1,14)}=0,03$; $p<0,87$), mas a ANOVA revelou o efeito das fases do movimento ($F_{(7,98)}=6,70$; $p<0,01$), enquanto que a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=0,23$; $p<0,97$). O efeito das fases do movimento foi determinado por atividades EMG mais intensas durante as fases 3 e 4 do movimento em ambos os grupos ($p<0,05$).

Em relação à atividade EMG do tibial anterior (Figura 22e e f), a ANOVA não revelou efeito para os grupos ($F_{(1,14)}=0,07$; $p<0,80$), mas as fases do movimento afetaram a atividade EMG do tibial anterior ($F_{(7,98)}=4,22$; $p<0,01$), enquanto que a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=1,48$; $p<0,18$). O efeito das fases do movimento foi determinado por maior atividade EMG durante a fase 3 comparada às fases do movimento 4, 5, 6, 7 e 8 ($p<0,05$) no grupo NN, e às fases 1, 2, 5, 6, 7 e 8 ($p<0,05$) no grupo SDFP.

5.2.7 Relação entre as Forças Medial e Lateral do Quadríceps sobre a Patela

Para a relação entre as forças medial e lateral (Figura 23), a ANOVA não revelou efeito de grupo ($F_{(1,14)}=1,61$; $p<0,22$), mas essa relação variou com as fases do movimento ($F_{(7,98)}=6,28$; $p<0,01$), e a interação entre grupos e fases não foi significativa ($F_{(7,98)}=0,38$; $p<0,90$). O *pos hoc*, entretanto, mostrou que na fase 3 do movimento, o grupo SDFP apresentou maior atividade das forças mediais do que o grupo NN ($p<0,05$).

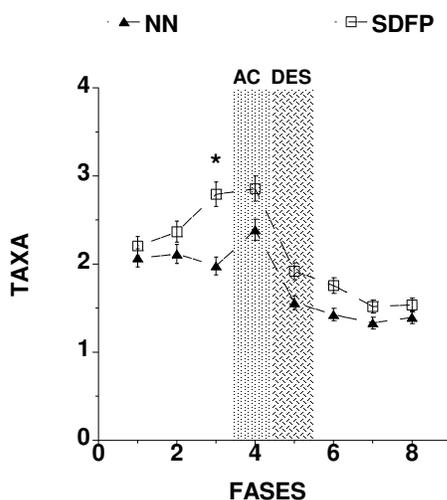


Figura 23. Esta figura ilustra a taxa obtida para observar a relação entre as forças medial e lateral sobre a patela, durante a fase ascendente.

6 Discussão

O experimento foi eficaz para conter o agachamento no plano sagital em ambos os grupos, NN e SDFP, na fase descendente do agachamento e em ambas as tarefas (semi-agachamento e meio-agachamento). Note que os movimentos lineares da articulação do ombro, quadril, joelho e tornozelo foram menores do que 3 centímetros na direção médio-lateral. Isso se refletiu no deslocamento angular similar entre os grupos para as articulações do ombro, quadril, joelho e tornozelo. O pequeno deslocamento linear do ombro na direção ântero-posterior mostrou que o tronco manteve-se na posição ereta durante todo o movimento, nas duas tarefas. Com a restrição dos movimentos no plano sagital, uma estratégia clara emergiu durante a fase descendente do agachamento.

6.1 Fase Descendente do Agachamento

6.1.1 A Posição Inicial

Durante a posição inicial (fases 1 e 2 do movimento), o COP foi projetado anteriormente ao nível do osso cuneiforme (cerca de 50% do comprimento do pé) para os grupos, NN e SDFP. Para esses grupos, o torque no tornozelo esteve em flexão plantar (Figura 14b), mas com diferentes magnitudes. O grupo SDFP produziu maior torque em flexão plantar, no entanto a pequena atividade EMG do músculo gastrocnêmio lateral não apresentou diferenças entre os grupos (Figura 15e e 15f). A pequena atividade EMG dos flexores plantares na posição inicial foi observada por outros estudos (GURFINKEL *et al.*, 1974; CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004), e provavelmente contribuiu para evitar a dorsiflexão do tornozelo, o que poderia favorecer a ruptura do equilíbrio postural.

O maior torque no tornozelo em flexão plantar no grupo SDFP pode ter sido decorrente de uma facilitação do músculo sóleo (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001, PALMIERI *et al.*, 2004). Essa facilitação pode estar envolvida com a menor atividade EMG do quadríceps observada neste grupo. Vários estudos demonstraram que uma efusão artificial no joelho, independentemente da presença de dor (ILES *et al.*, 1990), provoca uma inibição da atividade EMG do quadríceps (De ANDRADE *et al.*, 1965; YOUNG *et al.*, 1987;

LEROUX *et al.*, 1995) e a facilitação dos flexores plantares, em particular o músculo sóleo (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001, PALMIERI *et al.*, 2004). Portanto, o distúrbio na articulação fêmoro-patelar pode ter gerado uma inibição do quadríceps e a facilitação do músculo sóleo e, conseqüentemente, o aumento do torque no tornozelo em flexão plantar.

As atividades EMG do quadríceps (vasto medial oblíquo, vasto medial longo, reto femoral e vasto lateral) e dos isquiotibiais (bíceps femoral e semitendinoso) foram pequenas e similares, mantendo o torque no joelho ligeiramente flexor, por meio de uma co-ativação em ambos os grupos, NN e SDFP.

Considerando que as atividades EMG dos músculos que cruzam o joelho e o tornozelo foram muito pequenas, é provável que a rigidez intrínseca desses músculos foi também responsável pela pequena correção dos torques no tornozelo e no joelho para a manutenção do equilíbrio na posição inicial (fases 1 e 2), como predito inicialmente, baseando-se na observação de Gurfinkel *et al.* (1974).

6.1.2 Estratégia Pré-agachamento (fase preparatória)

Como uma resposta preparatória do sistema nervoso central (SNC), ao redor de 100 a 150 milissegundos antes do início do agachamento, alguns autores reportaram a diminuição da atividade EMG dos isquiotibiais (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004), e do eretor espinhal (HASE *et al.*, 2004), e aumento da atividade EMG do tibial anterior (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004). No presente estudo, durante a fase preparatória do agachamento, não foi encontrada nenhuma mudança significativa nos músculos quadríceps e isquiotibiais, mas foi observado um aumento da atividade EMG do tibial anterior (fase 3, Figura 15e e 15 f) em ambos os grupos. A atividade EMG do eretor espinhal não foi registrada nesse estudo, mas, considerando-se que o tronco manteve-se ereto, provavelmente esse músculo não foi inibido antes do movimento. A rigidez intrínseca dos músculos do reto femoral e isquiotibiais durante essa fase, pode ter sido suficiente para estabilizar a pelve contra a ação

gravitacional, contribuindo para manter o tronco ereto. Portanto os dados apresentados estão de acordo com a idéia de que a fase descendente do agachamento iniciou com uma resposta pré-programada do tibial anterior, o qual rompeu o equilíbrio postural (CHERON *et al.*, 1997). Adicionalmente, os dados do presente estudo avançam com esta idéia, mostrando a diminuição do torque em flexão plantar acompanhando a ativação do tibial anterior. O gastrocnêmio também se manteve co-ativado com o tibial anterior durante esta fase, provavelmente controlando o movimento do tornozelo e favorecendo a flexão do joelho (ESCAMILLA *et al.*, 1998).

Estas observações sugerem que a ativação ou inibição de outros músculos posturais, incluindo os músculos envolvendo a articulação do tornozelo, observada em outros estudos (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004), pode depender da posição inicial do COP, determinada pela posição do tronco e dos membros superiores.

6.1.3 Estratégia na Fase de Aceleração

Para ambos os grupos, com a ruptura do equilíbrio postural, o corpo iniciou uma queda livre em razão da força gravitacional, proporcionando o deslocamento posterior do COP em direção ao calcanhar. Por causa da queda livre do corpo, o torque no joelho mudou muito pouco em direção à extensão. Isso explica porque, durante a aceleração, as atividades EMG das quatro porções do quadríceps (vasto medial oblíquo, vasto medial longo, reto femoral e vasto lateral) foram muito pequenas. Essas observações confirmam os resultados reportados por outros autores (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999), mostrando a pequena atividade EMG do quadríceps durante a fase de aceleração do agachamento.

A atividade EMG do bíceps femoral e semitendinoso em ambos os grupos também foi pequena, uma vez que é a força gravitacional que acelerou o joelho em flexão. Resultados eletromiográficos similares foram observados em outros estudos (ISEAR *et al.*, 1997; CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004).

Dan *et al.* (1999) observaram no seu grupo controle que, durante a fase de aceleração do agachamento, os flexores plantares foram inibidos e o tibial anterior ativado. Os dados do presente estudo revelaram que o gastrocnêmio e o tibial anterior estiveram co-ativados durante a fase de aceleração, sendo a atividade EMG do tibial anterior maior que a do gastrocnêmio no grupo NN. Como explicar o fato de o COP ser deslocado em direção ao calcâneo, mas o torque no tornozelo diminuir em flexão plantar no grupo NN? Durante a fase de aceleração, o tronco manteve-se ereto, movendo o COP posteriormente à medida que ocorria a flexão do joelho. Para evitar a queda do corpo posteriormente, a atividade EMG do tibial anterior aumentou, deslocando a tíbia anteriormente e diminuindo o torque em flexão plantar no tornozelo, independentemente do deslocamento do COP para posterior. O acentuado grau de co-ativação entre gastrocnêmio e tibial anterior foi provavelmente para ajudar na estabilidade do tornozelo submetido a uma forte força de reação durante a tarefa. Para o grupo SDFP, a estratégia foi similar, exceto pelo fato de, o torque no tornozelo em flexão plantar ter aumentado. A facilitação do músculo sóleo (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001, PALMIERI *et al.*, 2004), decorrente da SDFP, possivelmente contribuiu para manter o torque no tornozelo em maior flexão plantar comparado com o do grupo NN. Essa ativação pode ter sido suficientemente intensa a ponto de compensar a maior atividade EMG do tibial anterior nesse grupo.

6.1.4 Estratégia na Fase de Desaceleração

Durante essa fase do agachamento, o COP retornou em direção à ponta do pé, associado ao forte torque extensor no joelho, e ao torque em flexão plantar no tornozelo em ambos os grupos, NN e SDFP (Figura 14). O torque no joelho foi gerado pela forte ativação do quadríceps (vasto medial oblíquo, vasto medial longo, reto femoral e vasto lateral) que contraiu de modo excêntrico. O aumento de ativação do quadríceps durante o agachamento também foi observado em outros estudos (CHERON *et al.*, 1997; ISEAR *et al.*, 1997; ESCAMILLA *et al.*, 1998; DAN *et al.*, 1999; FLANAGAN *et al.*, 2003; HASE *et al.*, 2004). A maior atividade EMG dos vastos (VM e VL) em relação ao reto femoral (cerca de 50%

maior) foi reportada por Wretenberg *et al.* (1996), Isear *et al.* (1997) e Escamilla *et al.* (1998). No entanto os dados para o grupo NN mostraram que, além da diferença entre vastos e reto femoral, a importância de atividade EMG, durante a fase de aceleração, variou entre as porções do quadríceps, seguindo uma seqüência decrescente, primeiro o vasto medial oblíquo, seguido pelo vasto lateral, vasto medial longo e reto femoral. A do vasto medial foi cerca de 30% maior que a do vasto lateral que, por sua vez, foi cerca de 40% maior que a do vasto medial longo. Por outro lado, o grupo SDFP apresentou menor atividade EMG do quadríceps comparado ao grupo NN. A seqüência observada para o grupo SDFP foi semelhante à do grupo NN, mas com cerca de 50% menos atividade EMG para o vasto medial oblíquo e o vasto lateral. Isso provavelmente ocorreu por causa da inibição do quadríceps em razão do desarranjo existente nos portadores de disfunções no joelho (De ANDRADE *et al.*, 1965; LEROUX *et al.*, 1995; YOUNG *et al.*, 1987) semelhantes à SDFP. O aumento da pressão na articulação fêmoro-patelar, nesse momento do movimento (STEINKAMP *et al.*, 1993), pode ter favorecido a inibição, como se supôs anteriormente. A inibição acometendo ambos os vastos, mas com mais intensidade o vasto medial que o lateral, foi observada em outros estudos (OKADA, 1989; YOUNG *et al.*, 1987).

A atividade EMG do bíceps femoral e semitendinoso para ambos os grupos aumentou, ajudando a estabilizar a pelve e a evitar a excessiva flexão de quadril (OHKOSHI *et al.*, 1991).

Durante a fase de desaceleração nos grupos NN e SDFP, a flexão adicional de ambos, tornozelo e joelho, deslocou a coxa e a perna anteriormente, favorecendo o deslocamento do COP em direção à ponta do pé. Isso pode ser observado pelo deslocamento ântero-posterior da marca colocada no joelho (Figura 10). Para controlar esse deslocamento, o torque no tornozelo em flexão plantar aumentou por meio da atividade EMG do gastrocnêmio lateral, provavelmente associada à atividade do músculo sóleo. Sob essas condições, esperava-se observar diminuição e não aumento da atividade EMG do tibial anterior. No entanto a ação do gastrocnêmio favorece a pronação da articulação subtalar e conseqüente pronação do pé (BRODY; THEIN, 1998). Note que o

deslocamento linear do tornozelo na direção lateral (Figura 10) foi provavelmente decorrente de uma inversão desta articulação. O SNC pode ter utilizado a estratégia de ativar o tibial anterior, com o objetivo de evitar a tendência de posicionar o pé em eversão (DOUCETTE; CHILD, 1996) e manter a estabilidade do tornozelo no sentido médio-lateral. Isso se reflete na maior eficiência em manter o alinhamento do membro inferior durante a execução do agachamento. Nesta fase portanto, foi mantido um padrão de co-ativação entre gastrocnêmio e tibial anterior em ambos os grupos. A co-ativação dos músculos anteriores e posteriores à articulação do tornozelo durante este momento do movimento, também foi reportada por outros estudos (CHERON *et al.*, 1997; DAN *et al.*, 1999; HASE *et al.*, 2004). A estratégia utilizada pelo SNC durante a fase descendente do agachamento é mais complexa do que se supôs inicialmente.

6.1.5 Estratégia na Posição Final

A oscilação do corpo na posição final (fases 6, 7 e 8) gerou inicialmente, no grupo NN, um aumento adicional do torque no tornozelo em flexão plantar que retornou próximo ao nível observado no final da fase de desaceleração. No grupo SDFP, o torque no tornozelo comportou-se de forma similar ao NN, mas ficou, durante a última fase, um pouco maior do que na fase de desaceleração.

Durante esta fase do movimento, a atividade EMG do quadríceps se reduziu acompanhada pela diminuição do torque no joelho e por similar acomodação no COP. A continuidade no nível de atividade EMG do tibial anterior e do gastrocnêmio lateral ao final do movimento, no grupo NN, pode mostrar que o ajuste observado no torque produzido no tornozelo pode ocorrer sem a necessidade de atividade muscular adicional (GURFINKEL *et al.*, 1974). Para o grupo SDFP, houve um pequeno aumento na atividade EMG do gastrocnêmio lateral, que, provavelmente associado ao músculo sóleo facilitado, produziu o maior torque no tornozelo observado nesse grupo.

6.2 Fase Ascendente do Agachamento

6.2.1 A Posição Inicial

Para a fase ascendente do agachamento, o experimento também foi eficaz em restringir o movimento no plano sagital, no entanto houve diferença entre grupos no deslocamento linear para o ombro e o quadril no sentido céfalo-caudal (Figura 17). Comparado ao grupo NN, o deslocamento linear do ombro e do quadril para o grupo SDFP foi menor, o que resultou a menor amplitude angular do joelho para esse grupo (Figura 18). Essa diferença na amplitude angular, todavia, não impediu que o sistema nervoso adotasse uma estratégia clara na execução da fase ascendente do agachamento.

A força de reação da patela no sulco troclear aumenta com a flexão do joelho no exercício em cadeia cinética fechada (STEINKAMP *et al.*, 1993). Portanto, mantendo o joelho com cerca de 40° de flexão, o grupo SDFP evitou o maior estresse fêmoro-patelar, que certamente ocorreria com 60° de flexão, provocando a inibição reflexa (ILES *et al.*, 1990) e a atrofia do quadríceps (POWERS, 1998; ANDERSON; HERRINGTON, 2003), independentemente de haver dor (ILES *et al.*, 1990). O quadríceps foi mantido em contração isométrica, na posição inicial (fases 1 e 2 do movimento), necessária para manter-se contra a ação gravitacional. Isso gerou um grande torque extensor no joelho em ambos os grupos, mas com magnitudes diferentes. O vasto medial longo e o reto femoral não apresentaram diferenças entre os grupos. Por outro lado, para o vasto medial oblíquo e o vasto lateral, o grupo SDFP apresentou menor atividade EMG comparado ao grupo NN. Essa diferença é decorrente da inibição reflexa no grupo SDFP, a qual é mais intensa nos vastos do que no reto femoral (OKADA, 1989). Como resultado, o grupo SDFP também apresentou menor torque extensor no joelho (Figura 21c). Brechter; Powers (2002) também observaram a redução do torque extensor no joelho em sujeitos portadores de SDFP, durante a tarefa de subir e descer escadas. Esses autores também observaram que o estresse fêmoro-patelar foi similar ao dos sujeitos saudáveis. Eles consideraram essa redução do torque no joelho como uma estratégia compensatória para manter o nível de estresse fêmoro-patelar dentro dos níveis normais.

Durante a posição inicial, o COP foi projetado anteriormente ao nível dos metatarsos para ambos os grupos, mas o grupo SDFP apresentou maior tendência ao deslocamento anterior. Para esses grupos, o torque no tornozelo esteve sempre em flexão plantar (Figura 21b), mas com diferentes magnitudes. O grupo SDFP, na maior parte do movimento, produziu maior torque em flexão plantar, no entanto, a atividade EMG do gastrocnêmio lateral foi similar ao grupo NN (Figura 22e e 22f). O maior torque no tornozelo em flexão plantar observado no grupo SDFP foi necessário para manter o COP em uma região segura, na base de suporte. O aumento desse torque também poderia estar relacionado à facilitação do músculo sóleo, associada à inibição do quadríceps (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001; PALMIERI *et al.*, 2004). Na posição inicial, o joelho já está deslocado anteriormente, favorecendo o deslocamento do corpo à frente. A diminuição de força do quadríceps poderia favorecer o aumento da flexão do joelho, e com isso, acentuar a dorsiflexão do tornozelo e o deslocamento anterior do joelho. Com a facilitação do músculo sóleo, o sistema nervoso poderia evitar o maior deslocamento da tíbia anteriormente, contribuindo para manter a posição inicial. A orientação da tíbia mais horizontal, provoca aumento do torque gerado no joelho, que é reduzido com a orientação mais vertical (MATHIYAKOM *et al.*, 2005). Portanto o grupo SDFP utilizou-se de uma estratégia mais segura para evitar que o torque no joelho e o deslocamento anterior do COP pudessem ser ainda maiores.

Na posição inicial, a similaridade na posição dos segmentos corporais, incluindo o tronco, não gerou grande demanda mecânica para a estabilização da pelve, refletindo uma pequena e semelhante atividade EMG dos músculos isquiotibiais (bíceps femoral e semitendinoso).

6.2.2 Estratégia na Fase de Pré-ascensão (fase preparatória)

A latência entre a atividade EMG e o início do movimento é chamado atraso eletromecânico (CORCOS *et al.*, 1992; KUBO *et al.*, 2001). Esse atraso pode ser observado nesta fase do movimento, em que houve uma mudança no padrão de atividade muscular antes de iniciar a fase ascendente do agachamento

(fase 3), mas a magnitude do torque no joelho, embora tenha aumentado, foi mais discreta quando comparada à atividade EMG do quadríceps. Ao redor de 100 milissegundos antes do início do movimento, ocorreu uma forte ativação dos componentes do quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio e tibial anterior (fase 3, Figura 22) para o grupo NN. Observações similares foram feitas no estudo de Isear *et al.* (1997) para o quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio e o glúteo máximo. O aumento da atividade EMG dos componentes do quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio e tibial anterior foi necessário para romper a inércia, e iniciar o movimento em direção ao alvo, mantendo a estabilidade das articulações do joelho e do tornozelo. O quadríceps contraiu de forma concêntrica, e a importância da ativação seguiu uma seqüência específica, sendo maior para o vasto medial oblíquo, depois o vasto lateral, seguido pelo vasto medial longo e por fim o reto femoral (Figura 22). Essa seqüência para o grupo NN é similar à fase descendente do agachamento observada neste estudo e em observações feitas em outros estudos (ISEAR *et al.*, 1997; ESCAMILLA *et al.*, 1998).

A importância da atividade EMG dos isquiotibiais (bíceps femoral e semitendinoso) também aumentou nesta fase. Esse aumento da atividade EMG foi gerado para contribuir na tração da pelve, favorecer a extensão do quadril (OHKOSHI *et al.*, 1991) e manter um padrão de co-ativação com o quadríceps, favorecendo maior estabilidade no joelho (ESCAMILLA *et al.*, 1998). O aumento de atividade EMG do gastrocnêmio nesta fase contribuiu para o aumento do torque no tornozelo em flexão plantar. Essa ativação foi necessária para vencer a ação gravitacional e estabilizar as articulações do joelho e tornozelo (ESCAMILLA *et al.*, 1998). A maior ativação do tibial anterior durante esta fase do movimento provavelmente foi para contribuir na estabilidade do tornozelo, especialmente no sentido médio-lateral, mantendo o membro inferior alinhado para a execução do movimento. Para o grupo SDFP, o comportamento foi similar ao do grupo NN, diferindo na magnitude de atividade EMG, que em geral, foi inferior ao grupo NN (Figura 22) e na magnitude do torque no tornozelo, mais acentuado do que no grupo NN (Figura 21b), provavelmente para manter o COP dentro da base de suporte, dando continuidade à estratégia adotada na fase anterior.

6.2.3 Estratégia na Fase de Aceleração

A atividade EMG do quadríceps diminuiu durante a fase de aceleração quando comparada à fase anterior. Por outro lado, o torque no joelho continuou aumentando nesta fase (Figura 21). Note, entretanto, que os *bursts* EMG do quadríceps iniciaram-se durante a fase de pré-ascensão (Figura 20c) e, portanto, esses *bursts* são responsáveis pelo aumento do torque na fase de aceleração, caracterizando o atraso eletromecânico (CORCOS *et al.*, 1992; KUBO *et al.*, 2001).

A atividade EMG do gastrocnêmio e do tibial anterior também diminuiu durante esta fase para ambos os grupos, mas o torque no tornozelo manteve a mesma magnitude da fase anterior no grupo NN e continuou aumentando no grupo SDFP. Nesse grupo, a facilitação do músculo sóleo (HOPKINS *et al.*, 2000; HOPKINS *et al.*, 2001; PALMIERI *et al.*, 2004) poderia ter contribuído para maior torque no tornozelo, provavelmente para continuar mantendo o COP estável, semelhante ao das fases anteriores.

6.2.4 Estratégia na Fase de Desaceleração

Durante esta fase do movimento (fase 5), os resultados mostraram que a atividade EMG do quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio e tibial anterior continuou a diminuir, chegando próximo aos níveis iniciais (Figura 22). A queda na atividade EMG desses músculos refletiu na diminuição do torque no tornozelo e no joelho, sendo que este último acabou passando de extensor para flexor em ambos os grupos. Isso foi possível pelo fato de que a gravidade assumiu o papel de desacelerar o movimento em direção à posição em pé, não sendo necessária uma grande atividade EMG dos músculos estudados. Contudo, mesmo havendo uma queda no torque no tornozelo em flexão plantar, o grupo SDFP apresentou maior torque nessa articulação quando comparado ao grupo NN. Isso resultou em diferentes deslocamentos do COP, mais anterior para o grupo NN, enquanto que no grupo SDFP o deslocamento continuou em direção posterior, mantendo o COP dentro da base de suporte, proporcionando uma estratégia mais segura nesse grupo.

6.2.5 Estratégia na Posição Final

Nesta posição (fases 6, 7 e 8), após a chegada ao alvo, a atividade EMG dos músculos estudados continuou pequena e próxima aos níveis iniciais, exceto pelo quadríceps que diminuiu ainda mais em ambos os grupos. A baixa atividade EMG foi apenas para manter a posição em pé, o que resultou em um torque no joelho, estável para ambos os grupos, NN e SDFP. Contudo, o torque no tornozelo foi diferente entre os grupos, sendo que no grupo NN, ele obteve um discreto aumento, retornando aos níveis iniciais. No grupo SDFP, o torque diminuiu, ficando similar ao grupo NN em termos de magnitude. O deslocamento do COP também retornou próximo aos níveis iniciais no grupo NN, mas continuou deslocando-se posteriormente no grupo SDFP, ficando muito próximo dos valores apresentados pelo grupo NN. O ajuste dos torques durante a posição em pé, independentemente de uma atividade EMG adicional, pode ser gerado pela rigidez intrínseca dos flexores plantares (GURFINKEL *et al.*, 1974). Essas oscilações apresentadas para torque no tornozelo, especialmente no grupo SDFP, foram necessárias para ajustar o COP em uma posição mais segura, produzindo as diferenças observadas nesse estudo.

6.3 Relação entre as Forças Medial e Lateral do Quadríceps sobre a Patela

O alinhamento da patela no sulco troclear é determinado pelo equilíbrio entre as forças mediais e laterais do quadríceps (LIEB; PERRY, 1968; VOIGHT; WIEDER, 1991; WITVROUW *et al.*, 1996) e sua alteração contribui para o surgimento da SDFP (VOIGHT; WIEDER, 1991; WITVROUW *et al.*, 1996). A idéia de que os sujeitos com SDFP têm uma inversão no padrão de ativação destes músculos (VOIGHT; WIEDER, 1991; WITVROUW *et al.*, 1996) não foi confirmada pelos nossos resultados. Durante as tarefas do semi-agachamento, meio-agachamento na fase descendente e a tarefa na fase ascendente, ambos os grupos tiveram predomínio das forças mediais. Portanto, a realização do agachamento nas fases ascendente e descendente pode ser útil para o treinamento do quadríceps na recuperação de portadores da SDFP.

7 Conclusão

Os resultados observados neste estudo revelaram que a restrição do movimento no plano sagital propiciou a identificação e descrição da estratégia utilizada pelo sistema nervoso para realizar o agachamento nas fases ascendente e descendente, em sujeitos considerados saudáveis e portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar.

A estratégia observada neste estudo auxilia na compreensão do treinamento em cadeia cinética fechada (agachamento) em vários aspectos. Inicialmente, os resultados sugerem que o posicionamento do tronco e dos membros é fundamental para que o sistema nervoso adote um padrão de recrutamento muscular específico. Isso garante a efetividade da tarefa para grupos musculares específicos durante o treinamento. Com a restrição no plano sagital, foi possível observar e comparar as estratégias usadas em ambos os grupos, NN e SDFP, nas fases ascendente e descendente do agachamento. Em geral, comparado ao grupo NN, o grupo SDFP apresentou menor torque no joelho e menor atividade EMG do quadríceps, mas o torque no tornozelo e o deslocamento anterior do COP foram maiores. Além disso, na fase ascendente do agachamento, o grupo SDFP apresentou diferença na posição inicial, evitando amplitude acima de 40° de flexão. Esse comportamento sugere uma estratégia protetora da articulação fêmoro-patelar.

Em ambos os grupos, NN e SDFP, a atividade EMG gerada no vasto medial oblíquo foi maior do que no vasto lateral, mas com magnitude inferior no grupo SDFP. Os resultados também mostraram que, quando as forças medial e lateral foram consideradas durante as fases ascendente e descendente, ambos os grupos apresentaram predominância da força medial. Isso reforça a idéia de que o agachamento pode ser um meio adequado para o treinamento do quadríceps e, assim, favorecer a estabilidade da articulação fêmoro-patelar.

Futuros estudos utilizando diferentes posicionamentos dos membros e do tronco, monitorando outros músculos, como o sóleo, adutores e abdutores do quadril, e as diferenças de sexo e idade, podem contribuir para o entendimento das estratégias de controle motor utilizadas durante o agachamento, uma vez que,

a instabilidade fêmoro-patelar pode ser influenciada pela posição e funcionamento das articulações proximal e distal ao joelho. Por exemplo, mais recentemente, foi reportado que o agachamento realizado em um plano inclinado é eficaz na reabilitação de portadores de tendinite patelar (PEER; LYSSENS, 2005; PURDAM *et al.*, 2004), mas as estratégias de controle motor ainda não foram investigadas.

8 Referências Bibliográficas

ANDERSON, G.; HERRINGTON, L. A comparison of eccentric isokinetic torque production and velocity of knee flexion angle during step down in patellofemoral pain syndrome patients and unaffected subjects. **Clinical Biomechanics**, v.18, p.500-4, 2003.

BENNETT, J. G.; STAUBER, W. T. Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v.18, p.526-530, 1986.

BOUCHER, J. P. et al. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am j Sports Med**, v.20, p.527-32, 1992.

BRECHTER, J. H.; POWERS, C. M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait Posture**, v.16, p.115-23, 2002.

BRODY, L. T.; THEIN, J. M. Nonoperative treatment for patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.3, p.336-44, 1998.

CAYLOR, D.; FITES, R.; WORRELL, T. W. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.17, n.1, p.11-16, 1993.

CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys Ther**, v.75, p.672-83, 1995.

CERULLI, G.; CARAFFA, A.; PONTEGGIA, F. Rehabilitation Issues in Women with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v.10, p.76-82, 2002.

CHERON, G., et al. Evidence of a Preprogrammed Deactivation of the Hamstring Muscles for Triggering Rapid Changes of Posture in Humans. **Electroenceph Clin. Neurophysiol**, v.105, p.58-71, 1997.

CORCOS, D. M., et al. Electromechanical delay: An experimental artifact. **J Electromyogr Kinesiol**, v.2, p.59-68, 1992.

CROSSLEY, K., et al. A systematic review of physical interventions for patellofemoral syndrome. **Clin J Sport Med**, v.11, p.103-10, 2001.

DAN, B., et al. Adaptive motor strategy for squatting in spastic diplegia. **Eur J Paediatric Neurol**, v.3, p.159-65, 1999.

De ANDRADE, J. R.; GRANT, C.; DIXON, A. J. Joint distension and reflex muscle in the knee. **J Bone Joint Surg**, v.47-A, n.2, p.313-21, 1965.

De LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **J Biomechanics**, v.29, p.1223-30, 1996.

DOUCETTE, S. A.; CHILD, D. The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.23, n.2, p.104-10, 1996.

ELORANTA, V. Coordination of the thigh muscles in static leg extension. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.29, n.4, p.227-33, 1989.

ESCAMILLA, R. F., et al. A Three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Med Sci Sports Exerc**, v.33, p.984-98, 2001.

ESCAMILLA, R. F., et al. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc**, v.30, p.556-69, 1998.

FAIRBANK, J. C.T., et al. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. **J Bone Joint Surg**, v.66-B, n.5, p.685-93, 1984.

FLANAGAN, S., et al. Squatting exercises in older adults: Kinematic and kinetic comparisons. **Med Sci Sports Exerc**, v.35, p.635-43, 2003.

FLEMING, B. C., et al. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligaments strains. **Am J Sports Med**, v.31, p.701-7, 2003.

FREDERICSON, M.; POWERS, C. Practical management of patellofemoral pain. **Clin J Sport Med**, v.12, n.1, p.36-38, 2002.

GRABINER, M. D.; KOH, T. J.; DRAGANICH, L. F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Med Sci Sports Exerc**, v.26, n.1, p.10-21, 1994.

GUERRA, J. P.; ARNOLD, M. J.; GAJDOSIK, R. L. 1994. Q angle: Effects of isometric quadriceps contraction and body position. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.19, n.4, 200-4, 1994.

GURFINKEL, V. S.; LIPSHITS, N. I.; POPOV, K. Y. Is the stretch reflex a main mechanism in the system of regulation of the vertical posture man? **Biofizika**, v.19, p.744-8, 1974.

HASE, K., et al. Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. **Exp Brain Res**, v.158, p.18-27, 2004.

HASLER, E. M., et al. Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.34, p.355-61, 1994.

HEBERT, S., et al. **Ortopedia e Traumatologia – Princípios e Prática**. 3.ed. Porto Alegre: ArtMed, 2003. 1632 p.

HEIJNE, A., et al. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc**, v.36, p.935-41, 2004.

HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. **Sports Medicine**, v.29, p.361-71, 2000.

HESS, T., et al. Chondropathia patellae and knee muscle control. **Arch Orthop Trauma Surg**, v.115, p.85-89, 1996.

HODGES, P. W. RICHARDSON, C. A. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. **Scand J Rehab Med**, v.25, p.57-62, 1993.

HOPKINS, J.T., et al. Changes in soleus motoroneuron pool excitability after artificial knee joint effusion. **Arch Phys Rehabil**, v.81, p.1199-203, 2000.

HOPKINS, J.T., et al. Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. **Med Sci Sports Exerc**, v.33, p.123-26, 2001.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures: The influence of Q-angle and tendofemoral contact. **J Bone Joint Surg**, v.66-A, p.715-23, 1984.

HUGERFORD, D. S.; BARRY. M. Biomechanics of patellofemoral joint. **Clin Orthop**, v.144, p.9-15, 1979.

HOUGLUM, P. A. Pain control sets stage for progressive patellofemoral rehab-strength training for trunk, hip complements open and closed kinetic chain exercise for the knee. **Biomechanics**, v.1, p.61-65, 2002.

HVID, I.; ANDERSEN, L. I. The quadriceps angle and its relation to femoral torsion. **Acta Orthop Scand**, v.53, p.577-79, 1982.

ILES, J.K.; STOKES, M.; YOUNG, A. A Reflex actions of the knee joint afferents during contraction of the human quadriceps. **Clin Physiol**, v.10, p.489-500, 1990.

INSALL, J.; SALVATI. E. Patella position in the normal knee joint. **Radiology**, v.101, p.101-4, 1971.

ISEAR, J. A. JR.; ERICKSON, J. C.; WORRELL, T. W. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. **Med Sci Sports Exerc**, v.29, p.532-39, 1997.

JACKSON, A. M. Anterior knee pain. **J Bone Joint Surg**, v.83-B, n.7, p.937-48, 2001.

JOHNSON, D. P.; EASTWOOD, D. M.; WITHEROW, P. J. Symptomatic sinovial plicae of the knee. **J Bone Joint Surg**, v.75-A, n.10, p.1485-96, 1993.

- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Fundamentos da neurociência e do comportamento**. Rio de Janeiro, Prentice Hall do Brasil, 1997, 600 p.
- KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular: membro inferior**. 5.ed. São Paulo: Manole, 1990. v. 3. p. 74-157.
- KARST, G. M.; WILLET, G. M. Onset timing of electromyographic activity in vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys Ther**, v.75, p.813-23, 1995.
- KUBO K., et al. Effects of isometric training on the elasticity of the human tendon structures in vivo. **J Appl Physiol**, v.91, p.26-32, 2001.
- KUSTER, M. S. Exercise recommendations after total joint replacement: A review of the current literature and proposal of scientifically based guidelines. **Sports Medicine**, v.32, n.7, p.433-45, 2002.
- LAPRADE, J.; CULHAM, E.; BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.27, n.3, p.197-204, 1998.
- LEROUX, A., BÉLANGER, M.; BOUCHER, J. P. Pain effect on monosynaptic and polysynaptic reflex inhibition. **Arch Phys Med Rehabil**, v.76, p.576-582, 1995.
- LeVEAU, B. F.; ROGERS, C. Selective training of vastus medialis muscle using EMG biofeedback. **Phys Ther**, v.60, n.11, p1410-15, 1980.
- LIEB, F. J.; PERRY, J. Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. **J Bone Joint Surg**, v.50, n.8, p.1535-48, 1968.
- LIVINGSTON, L. A. The quadriceps angle: A review of the literature. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.2, 105-9, 1998.
- MARIANI, P. P.; CARUSO, I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. **J Bone Joint Surg**, v.61-B, n.2, p.169-71, 1979.
- MATHIYAKOM W., et al. Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. **Clin Biomech**, v.20, p.105-111, 2005.
- MCCAW, S. T.; MELROSE, D. R. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. **Med Sci Sports Exerc**, v.31, n.3, p.428-36, 1999.

- McCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: A long-term solution. **Austr J Physiother**, v.32, n.4, p.215-23, 1986.
- MESSIER, S. P., et al. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. **Med Sci Sports Exerc**, v.23, n.9, p.1008-15, 1991.
- NINOS, J. C., et al. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.25, n.5, p.307-15, 1997.
- NYLAND, J., et al. Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.19, n.1, p.2-11, 1994.
- OHKOSHI, Y., et al. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. **Am J Sports Med**, v.19, n.6, p.605-7, 1991.
- OKADA, Y. Histochemical study on the atrophy of the quadriceps femoris muscle caused by knee joint injuries of rats. **Hiroshima J Med Sci**, v.38, n.1, p.13-21, 1989.
- OLERUD, C.; BERG, P. The variation of the Q angle with different positions of the foot. **Clin Orthop Related Res**, n.191, p.162-165, 1984.
- PALMIERI R. M., et al. Arthrogenic muscle response induced by an experimental knee joint effusion is mediated by pre and pos-synaptic spinal mechanisms. **J Electromyogr Kinesiol**, v.14, p.631-40, 2004.
- PEERS, K. H. E.; LYSENS, R. J. J. Patellar Tendinopathy in Athletes. **Sports Med**, v.35, n.1, p.71-87, 2005.
- POWERS, C. M. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: A critical review. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.5, p.345-354, 1998.
- POWERS, C. M.; MAFFUCCI, R.; HAMPTON, S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.22, n.4, p.155-60, 1995.
- PURDAM, C. R., et al. A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful chronic patellar tendinopathy. **Br J Sports Med**, v.38, p.395-97, 2004.
- PUNIELLO, M. S. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.17, n.3, p.144-48, 1993.

- SAMMARCO, V.; SAMMARCO, G. Principles and techniques in rehabilitation of athlete's foot: Part I- Introduction of concepts and Achilles' tendon rehabilitation. **Techniques and Foot and Ankle Surgery**, v.2, p.51-60, 2003.
- SHELLOCK, F. G., et al. Kinematic MR imaging of the patellofemoral joint: Comparison of passive positioning and active movement techniques. **Radiology**, v.184, p.574-77, 1992.
- SIGNORILE, J. F. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.22, n.1, p.2-9, 1995.
- SKALLEY, T. C.; TERRY, G. C.; TEITGE, R. A. The quantitative measurement of normal passive medial and lateral patellar motion limits. **Am Sports Med**, v.21, n.5, p.728-732, 1993.
- SPENCER, J. D.; HAYES, K. C.; ALEXANDER, I. J. Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. **Arch Phys Med Rehabil**, v.65, p.171-77, 1984.
- STEIKAMP, L. A., et al. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **Am J Sports Med**, v.21, n.3, p.438-447, 1993.
- STENSDOTTER, A.-K., et al. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. **Med. Sci. Sports Exerc**, v.35, p.2043-47, 2003.
- STRATFORD, P. Electromyography of the quadriceps femoris muscles in subjects with knees and acutely effused knees. **Phys Ther**, v.62, n.3, p.279-283, 1981.
- THOMEÉ, R., et al. Patellofemoral pain syndrome in young women. II: Muscle function in patients and healthy controls. **Scand Sci Sports**, v.5, p.245-51, 1995.
- TOMISICH, D. A., et al. Patellofemoral alignment: Reliability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.23, p.200-8, 1996.
- VÄÄTÄINEN, U., et al. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles in chondromalacia patellae. **J Sports Med**, v.16, p.45-50, 1995.
- VOIGHT, M. L.; WIEDER, D. L. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. **Am J Sports Med**, v.10, p.131-137, 1991.
- WIBERG, G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. **Acta Orthop Scand**, v.12, p.319-410, 1941.

WILK, K. E. Patellofemoral disorders: A classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.5, p.307-22, 1998.

WITVROUW, E., et al. Which factors predict outcome in the treatment program of anterior knee pain? **Scand J Med Sci Sports**, v.12, n.1, p.40-46, 2002.

WITVROUW, E., et al. Open versus closed kinetic chain exercises for patellofemoral pain: A prospective, randomized study. **Am J Sports Med**, v.28, n.5, p.687-94, 2000.

WITVROUW, E., et al. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.24, n.3, p.160-165, 1996.

WRETENBERG, P.; FENG, Y. I.; ARBORELIUS, U. L. F. P. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. **Med Sci Sports Exerc**, v.28, n.2, p.218-24, 1996.

YACK, H. J., et al. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. **Am J Sports Med**, v.21, n.1, p.49-53, 1993.

YOUNG, A.; STOKES, M.; ILES, J. F. Effects of joint pathology on muscle. **Clin Orthop Rel Research**, v.219, p.21-7, 1987.

ZELLER, B. L., et al. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. **Am J Sports Med**, v.31, p.449-56, 2003.

Anexo I – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

✉ Caixa Postal 6111
13083-970 Campinas-S.P.
☎ 0 _ 19 7888936
fax 0 _ 19 7888925
✉ cep@head.fcm.unicamp.br

PARECER PROJETO: Nº 71/2000

I- IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: "MUDANÇAS E ADAPTAÇÕES NOS MECANISMOS DE CONTROLE MOTOR DOS MOVIMENTOS DO JOELHO NA SÍNDROME DA DOR PATELO-FEMORAL (SDPF)."

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Gil Lúcio Almeida

INSTITUIÇÃO: Departamento de Fisiologia e Biofísica, Instituto de Biologia, UNICAMP

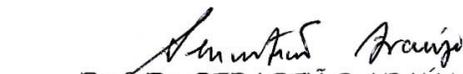
APRESENTAÇÃO AO CEP: 14/03/2000

II- PARECER CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e 251/97, bem como ter aprovado todos os anexos incluídos na Pesquisa, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa supracitado.

III- HOMOLOGAÇÃO

A ser homologado na IV Reunião Extraordinária de 09 de maio de 2.000.


Prof. Dr. SEBASTIÃO ARAÚJO
VICE-PRESIDENTE do COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP