

JÚLIA GUIMARÃES REIS

**ANÁLISE CLÍNICA E FUNCIONAL DA
INSTABILIDADE PATELOFEMORAL OBJETIVA**

CAMPINAS

Unicamp

2008

JÚLIA GUIMARÃES REIS

**ANÁLISE CLÍNICA E FUNCIONAL DA
INSTABILIDADE PATELOFEMORAL OBJETIVA**

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de
Campinas, para a obtenção do título de Mestre em Cirurgia,
área de concentração Cirurgia Experimental

ORIENTADOR: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

CAMPINAS

Unicamp

2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

R277a Reis, Júlia Guimarães
 Análise clínica e funcional da instabilidade patelofemoral objetiva /
 Júlia Guimarães Reis. Campinas, SP: [s.n.], 2008.

Orientador: Sérgio Rocha Piedade
Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Marcha. 2. Síndrome da dor Patelofemural. 3. Biomecânica.
I. Piedade, Sérgio Rocha. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

**Título em inglês: Clinical and functional analysis of the objective patellofemoral
instability**

Keywords: • Gait

- Patellofemoral Pain Syndrome
- Biomechanics

Titulação: Mestre em Cirurgia

Área de concentração: Cirurgia Experimental

Banca examinadora:

Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

Profa. Dra. Daniela Cristina Leite de Abreu

Prof. Dr. João Batista Miranda

Data da defesa: 05 - 05 - 2008

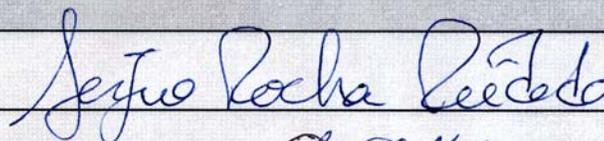
Banca examinadora da Dissertação de Mestrado

Júlia Guimarães Reis

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

Membros:

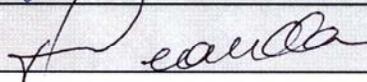
1. Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade



2. Prof^a. Dr^a. Daniela Cristina Carvalho de Abreu



3. Prof. Dr. João Batista de Miranda



Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 05/05/2008

*Dedico
aos meus pais
Pedro e Ivone,
pessoas importantíssimas na
minha vida.*

AGRADECIMENTOS

À Deus, pela presença constante em minha vida, dando-me força e serenidade para concretização dos objetivos traçados.

Aos meus queridos pais, que mesmo distantes geograficamente, me deram incentivo e amor para que eu chegasse até aqui, o meu muito obrigado pela existência e persistência de vocês dois, amo vocês.

À minha irmã Carolina pelo companheirismo e amor sempre dedicado. É gratificante a sua participação nas minhas conquistas, amo você.

Ao meu namorado Gustavo pelo carinho, amor e dedicação em todos os momentos. Amor, obrigada pelo apoio incondicional nas horas que eu pensei em desistir e por estar sempre disposto a me ajudar, inclusive nas coletas.

Ao meu orientador professor Dr. Sérgio Rocha Piedade, pela paciência e confiança que depositou em mim para a execução e conclusão desse trabalho.

Ao professor Dr. Alberto Cliquet Júnior por permitir que eu utilizasse o laboratório de marcha, para realização das coletas; além da disponibilidade e orientações necessárias, no tempo em que meu orientador esteve na França.

Aos meus amigos do laboratório, em especial Ênio, Roberta e Karla por sempre estarem presentes quando eu precisava de ajuda, adoro vocês.

As minhas amigas Aline Araújo, Roberta e Aline Ducatti pela paciência nos dias estressantes, pelo carinho que me dedicaram sempre e pela amizade que construímos ao longo do tempo que moramos juntas.

As minhas amigas de infância (Vivyanne, Lícia e Célia) e as amigas de faculdade (Michele, Daniela, Inêssa e Fernanda) que mesmo a distância, acreditaram em mim e acompanharam toda a jornada.

À Vera, pelos auxílios nas matrículas e por sempre se mostrar solícita nos momentos de dúvidas.

Às voluntárias que compareceram nas coletas, sem as quais a pesquisa não teria sido realizada.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a realização dessa dissertação.

“Pode o homem tornar-se culto
pela cultura dos outros;
mas só se torna sábio
pelas próprias experiências”

Mansour Chalita

	Pág.
RESUMO	xvi
ABSTRACT	xviii
1- INTRODUÇÃO	20
2- OBJETIVO	24
3- REVISÃO DE LITERATURA	26
3.1- Anatomia e biomecânica do joelho	27
3.1.1- Anatomia.....	27
3.1.1.1- Articulação tibiofemoral.....	28
3.1.1.2- Articulação patelofemoral.....	29
3.1.2- Biomecânica.....	30
3.2- Patologia	34
3.2.1- Etiologia e sintomatologia.....	35
3.2.2- Diagnóstico.....	36
3.2.3- Exame físico.....	37
3.2.3.1- Inspeção estática.....	37
3.2.3.2- Inspeção dinâmica.....	37
3.2.4- Exame complementar.....	38
3.2.4.1- Radiografia.....	38
3.2.4.2- Tomografia axial computadorizada (TAC).....	38
3.2.5- Tratamento.....	38

3.3- Evolução da análise de marcha.....	40
3.4- Marcha normal.....	42
3.4.1- Conceitos em cinemática.....	42
3.4.2- Conceitos em cinética.....	43
3.4.3- Fases da marcha.....	44
3.4.4- Eventos do ciclo da marcha.....	44
3.4.4.1- Contato inicial.....	44
3.4.4.2- Resposta de carga.....	45
3.4.4.3- Médio apoio.....	45
3.4.4.4- Apoio terminal.....	45
3.4.4.5- Pré-balanço.....	45
3.4.4.6- Balanço inicial.....	46
3.4.4.7- Balanço médio.....	46
3.4.4.8- Balanço final.....	46
4- MATERIAIS E MÉTODO.....	47
4.1- Amostra.....	48
4.2- Procedimentos.....	48
4.2.1- Avaliação clínica.....	48
4.2.2- Avaliação da marcha.....	49
4.2.2.1- Posicionamento dos marcadores.....	49
4.2.2.2- Calibração.....	53
4.2.2.3- Captura dos dados cinemáticos e cinéticos.....	56
4.2.2.4- Aquisição e interpretação de dados.....	58
4.3- Análise estatística.....	60

5- RESULTADOS.....	61
6- DISCUSSÃO.....	67
7- CONCLUSÃO.....	76
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
9- ANEXO.....	90
10- APÊNDICES.....	93

LISTA DE ABREVIATURAS

AD/DA	Analógico-Digital / Digital-Analógico
ADM	Amplitude de Movimento
ANOVA	Análise de Variância
APF	Articulação Patelofemoral
ATF	Articulação Tibiofemoral
CCA	Cadeia Cinética Aberta
CCF	Cadeia Cinética Fechada
CM	Ciclo de Marcha
DPF	Dor Patelofemoral
EAAPF	Escala de Avaliação para a Articulação Patelofemoral
FRAPF	Força de Reação da Articulação Patelofemoral
FRS	Força de Reação de Solo
IMC	Índice de Massa Corpórea
IPF	Instabilidade Patelofemoral
PA	Período de Apoio
PB	Período de Balanço
RF	Reto Femoral
SDPF	Síndrome da Dor Patelofemoral
TAC	Tomografia Axial Computadorizada
VI	Vasto Intermédio
VL	Vasto Lateral
VM	Vasto Medial
VMO	Vasto Medial Oblíquo

LISTA DE TABELAS

	Pág.
Tabela 1 Medidas antropométricas dos grupos I e I.....	50
Tabela 2 Representação do volume de calibração das câmeras.....	56
Tabela 3 Dados observados na avaliação clínica.....	62
Tabela 4 Relação entre o escore clínico e as variáveis da marcha.....	63
Tabela 5 Parâmetros espaços-temporais dos grupos I e II.....	63
Tabela 6 Comparação dos picos do ângulo de flexão do joelho entre os grupos....	64
Tabela 7 Comparação dos picos do momento extensor do joelho entre os grupos.....	65
Tabela 8 Comparação dos picos da força vertical entre os grupos.....	66

	Pág.
Figura 1 Estabilizadores estáticos da articulação do joelho, modificada de INSALL et al., 1993.....	32
Figura 2 Força de reação da articulação patelofemoral, modificada de HALL, 2000.....	32
Figura 3 Esquema de passo e passada, modificada de PERRY, 2005.....	43
Figura 4 Ciclo de marcha normal, modificada de ROSE e GAMBLE, 1998.....	44
Figura 5 Marcador reflexível aplicado no grande trocânter, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	50
Figura 6 Marcador reflexível aplicado a 1 cm proximal à borda superior da patela, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	51
Figura 7 Marcador reflexível aplicado lateral à interlinha articular do joelho, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	51
Figura 8 Marcador reflexível aplicado no tubérculo tibial, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	51
Figura 9 Marcador reflexível aplicado a 3 cm do maléolo lateral, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	52
Figura 10 Marcador reflexível aplicado posteriormente ao calcâneo, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	52
Figura 11 Marcador reflexível aplicado entre o II e o III ossos metatarsos, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	52
Figura 12 Instrumentos utilizados durante a calibração.....	53

Figura 13	Esquema representativo da estrutura de referência definida para calibração das coordenadas do sistema, modificada do manual Manual Qualisys AB, 1999.....	54
Figura 14	Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo x, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	54
Figura 15	Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura de calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo y, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	55
Figura 16	Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo z, modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	55
Figura 17	Câmara com infravermelho.....	56
Figura 18	Plataforma de força.....	57
Figura 19	Referências estabelecidas para garantir a reprodutibilidade do teste.....	58
Figura 20	Arquivo inicial (. SEG), modificada do Manual Qualisys AB, 1999.....	59
Figura 21	Arquivo final (. TSV), modificada Manual Qualisys AB, 1999.....	59
Figura 22	Variação angular do joelho para os grupos I (—) e II (—)*: p<0,0001.....	64
Figura 23	Valores médios dos momentos do joelho para os grupos I (—) e II (—)*: p<0,0001.....	65
Figura 24	Valores médios da força vertical para os grupos I (—) e II (—)*: p=0,4094.....	66

LISTA DE ANEXO E APÊNDICES

	Pág.
Anexo 1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	91
Apêndice 1 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	94
Apêndice 2 Ficha de Avaliação.....	95

RESUMO

Das anormalidades que envolvem a articulação do joelho, a disfunção do aparelho extensor é um dos problemas mais freqüentemente encontrados na prática ortopédica. Para abranger toda a complexidade de investigação da locomoção necessita-se de informações qualitativa e quantitativa da cinética (momentos e forças) e cinemática (ângulos). O objetivo do estudo foi identificar e analisar as alterações biomecânicas dos indivíduos com instabilidade patelofemoral objetiva durante a marcha. A amostra foi composta de 10 indivíduos com instabilidade patelofemoral (grupo I), média de idade de 25,6 ($\pm 7,6$) anos, média de altura de 1,63 ($\pm 0,06$) m e média de peso de 63,3 ($\pm 13,52$) kg; e, 14 indivíduos sem história de lesão músculo-esquelética (grupo controle ou grupo II), com média de idade de 24,14 ($\pm 2,71$) anos, média de altura de 1,63 ($\pm 0,05$) m e média de peso de 59,43 ($\pm 10,02$) kg. Ambos os grupos foram submetidos a uma análise cinemática e cinética, onde os mesmos caminharam em velocidade livre, numa passarela de 10 m de comprimento. As imagens foram filmadas por seis câmeras do sistema Qualysis, que capturou os sinais de marcadores reflexíveis posicionados no membro inferior das voluntárias. Paralelamente, aplicou-se no grupo I uma avaliação clínica do grau de funcionalidade dos joelhos lesados, onde a pontuação os classificou como funcionalmente ruins; e, um exame físico, onde ambos os membros apresentaram-se estatisticamente semelhantes. A análise dos dados cinemáticos e cinéticos foi realizada pelo programa Qgait que mostrou menor flexão de joelho, nas fases de apoio e balanço ($p < 0,0001$); menor momento extensor de joelho, no apoio ($p < 0,0001$); e, maior força de reação do solo ($p = 0,4094$), no grupo de pacientes em relação ao controle. Foram avaliados também parâmetros espaços-temporais como velocidade ($p = 0,0053$), cadência ($p = 0,0376$) e comprimento da passada ($p = 0,0021$), onde o grupo I apresentou valores inferiores comparado ao grupo controle. Já no período de apoio ($p = 0,1186$), o grupo I superou o grupo II. Estes resultados sugerem que o grupo I utilizou várias estratégias durante a marcha, na tentativa de reduzir a dor e a pressão na articulação patelofemoral. Entretanto, a força de reação do solo não foi reduzida, o que poderá resultar em danos a outras articulações, em longo prazo, devido a cargas repetitivas na articulação tíbiofemoral.

ABSTRACT

Abnormalities involving knee joint, the dysfunction of the extensor apparatus, it is one of the problems most often found in orthopaedic practice. To cover the full complexity of locomotion research, it is necessary qualitative and quantitative information of kinetic (moments and forces) and kinematics (angles). The objective of the study was to identify and analyse the biomechanical changes of individuals with objective patellofemoral instability during gait. The sample was composed of 10 individuals with patellofemoral instability (group I), mean age of 25.6 (\pm 7.6) years, the average height of 1.63 (\pm 0.06) m and mean weight of 63.3 (\pm 13 , 52) kg; and 14 individuals with no history of musculo-skeletal injury (control group or group II), with an average age of 24.14 (\pm 2.71) years, the average height of 1.63 (\pm 0.05) m and mean weight of 59.43 (\pm 10.02) kg. Both groups were subjected to an analysis kinematics and kinetics, where they walked naturally on a 10 m walkway. The images were filmed by six cameras Qualysis system, which captured the signs of reflective markers placed on the lower limb of the volunteers. Paralely, was applied in the group I a functional clinical assessment of the degree functionality in the knee injured that classified it as bad functionally; and, physical examination, where both limbs showed up statistically similar. The analysis of kinematic and kinetic data was performed by the Qgait program that showed less of knee flexion, in the stance and balance phase ($p < 0.0001$), less knee extensor moment, in support ($p < 0.0001$); and, greatest ground reaction force ($p = 0.4094$) in the group of patients with respect to control. They were also assessed spatiotemporal parameters such as speed ($p = 0.0053$), cadence ($p = 0.0376$) and stride length ($p = 0.0021$), where the group I showed lower values compared to control group. Already in the support period ($p = 0.1186$), group I overcame the group II. These results suggest that the group I used several strategies during gait, in an attempt to reduce the pain and pressure in patellofemoral joint. However, the ground reaction force was not reduced, which could result in damage to other joints, in the long term, due to repetitive loads in tibiofemoral joint.

1- INTRODUÇÃO

O joelho é uma articulação sinovial distinta que possui cinemática articular complexa, onde movimentos de rolamento, rotação e translação são realizados de forma ordenada. A estabilidade do joelho não pode ser estabelecida apenas pelas estruturas ósseas, mas sim, com a associação do sistema cápsulo-ligamentar, atuando de forma passiva e o sistema muscular, de forma ativa.

ESCAMILLA et al. (1998) citaram as desordens patelofemorais como as mais comumente encontradas na prática ortopédica e na medicina esportiva. Para WILK e REINOLD (2001) estas desordens continuam sendo um dos maiores desafios clínicos, apesar dos recentes avanços no entendimento e tratamento de diversas condições na articulação do joelho.

Dentre as doenças que acometem a articulação patelofemoral (APF), as disfunções do aparelho extensor encontram-se entre as mais freqüentes (WITVROUW et al., 2000a). O aparelho extensor do joelho é formado pela musculatura do quadríceps, tendão quadriciptal que envolve a patela, e continua com o ligamento patelar inserindo-se na tuberosidade anterior da tíbia. Segundo HEBERT et al. (2003) a APF é complexa do ponto de vista cinemático e dinâmico, o que pode ser explicado por sua anatomia.

A presença da patela, maior osso sesamóide do corpo, melhora o desempenho do músculo quadríceps femoral, restringe e distribui as forças sobre o fêmur (HALL, 2000; HEHNE, 1990). Ela está perfeitamente ancorada no joelho por um complexo composto pelo sistema muscular (quadríceps), retináculos medial e lateral e tendão patelar. Eles atuam como guias, mantendo a patela centrada na tróclea femoral durante todo o arco de movimento. O quadríceps femoral é constituído pelos músculos reto femoral (RF), responsável pela flexão do quadril e extensão do joelho; e, três porções musculares monoarticulares: vasto lateral (VL), vasto intermédio (VI) e o vasto medial (VM) que se subdivide em vasto medial longo e oblíquo (HENRICHS, 2004; LARSON e GRANA, 1993).

A disfunção patelofemoral se caracteriza por um desequilíbrio entre as forças que atuam sobre a patela, impossibilitando que ela se aloje adequadamente na tróclea femoral. Na literatura, ainda não existe um consenso quanto à etiologia das disfunções

patelofemorais. CIBULKA e THRELKELD-WATKINS (2005) e WILK et al. (1998) acreditam na existência de vários fatores predisponentes aos distúrbios, tais como o aumento do ângulo Q, patela alta, rotação femoral, entre outros. Porém, para RUFFIN e KININGHAN (1993), o mais aceito e provável, é o desequilíbrio de atividade do músculo vasto medial oblíquo (VMO) em relação ao músculo VL.

Segundo ANDREWS et al. (2000), o VMO e o VL contribuem no tracionamento patelar. Entretanto, devido aos diferentes ângulos de inserção destes músculos na patela, podem ocorrer diferenças biomecânicas na força aplicada à mesma. Assim, na atrofia do músculo VMO, o VL teria uma maior vantagem biomecânica, criando forças desiguais em relação ao VMO e resultando numa tração patelar inadequada.

Indivíduos portadores de disfunção patelofemoral apresentam alterações articulares na flexão do joelho, especialmente nos primeiros 30 graus. Com isso, o deslocamento lateral da patela pode ocorrer devido a um controle medial inadequado do músculo VMO ou a uma deficiência no início de ativação do músculo VMO em relação ao VL (GILLEARD et al., 1998).

Para HILYARD (1990) existe uma relação direta entre a força de reação da articulação patelofemoral (FRAPF) e o ângulo de flexão do joelho. A força gerada na APF representa metade do peso corporal durante a marcha (WOODALL e WELSH, 1990), três a quatro vezes ao subir escadas, e sete a oito vezes no agachamento (DI GIULIO e DONALDSON, 2004). Dessa forma, tem-se uma possível explicação sobre o fato de indivíduos com disfunção patelofemoral apresentarem maiores queixas de instabilidade e dor em situações que envolvem aumento das forças compressivas nesta articulação.

Através da Biomecânica busca-se, a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos, explicar como as formas de movimento do corpo humano acontecem na natureza. Utilizam-se para isso, métodos como cinemetria, antropometria, dinamometria e eletromiografia (BAUMANN, 1995).

Em Biomecânica, a locomoção (composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo humano) necessita da aplicação de vários métodos de mensuração qualitativa e quantitativa, de forma a abranger toda a complexidade de sua

investigação. Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (articulares e musculares) e forças externas como: inercial, gravitacional e friccional (BRUNIERA, 1994).

SACCO et al. (2001) afirma que durante a marcha, tem-se o constante deslocamento da linha da gravidade à frente da articulação do tornozelo o que tende a desequilibrar o corpo para frente, conferindo uma situação de equilíbrio dinâmico durante todo o ciclo e obrigando o indivíduo a utilizar estratégias de restabelecimento do equilíbrio através do sistema neuromuscular.

Estudos científicos buscam padrões para a marcha normal e baseiam-se na identificação de parâmetros relevantes para descrever atividades diárias como subir e descer rampas ou degraus (PROTOPAPADAKI, 2007; WHARF e ROBERTSON, 2005). Acredita-se que através da análise de marcha, critérios para a distinção entre uma estrutura de movimentos normais e anormais podem ser estabelecidos (SACCO et al., 2001).

Sendo assim, BRECHTER e POWERS (2002a) e WARD E POWERS (2004) avaliaram a marcha, tanto em velocidade natural quanto em velocidade rápida, de sujeitos com dor patelofemoral (DPF) a fim de buscar alterações durante a marcha dos mesmos. Já BRECHTER e POWERS (2002b) estudaram indivíduos com DPF durante a subida e descida de degraus, alegando que esta é uma das atividades onde as queixas são maiores.

Uma das observações em comum entre os estudos realizados com sujeitos apresentando DPF é a afirmação de que eles alegam limitações na marcha, principalmente quando há aumento do contato da patela com o fêmur, como durante inclinações, subida e descida de degraus, agachamento e postura sentada por tempo prolongado. No entanto, as alterações da marcha utilizadas na tentativa de reduzir a dor e as forças na APF, diferenciam-se de um estudo para outro.

No presente estudo avaliou-se a marcha de mulheres com diagnóstico de instabilidade patelofemoral objetiva. A análise funcional do joelho foi realizada em cadeia cinética fechada (marcha), onde há maior manifestação da sintomatologia; e, de forma objetiva, através da coleta de dados cinéticos e cinemáticos.

2- OBJETIVO

Identificar as alterações biomecânicas e adaptações funcionais em indivíduos com instabilidade patelofemoral objetiva, durante a marcha, segundo as variáveis: variação angular e momento de joelho, além de força de reação do solo e parâmetros espaço-temporais. Assim como, correlacionar os dados obtidos na análise de marcha com a avaliação subjetiva e o exame físico.

3- REVISÃO DE LITERATURA

3.1- Anatomia e biomecânica do joelho

3.1.1- Anatomia

Segundo KAPANDJI (2000), o joelho possui principalmente um grau de liberdade, o movimento de flexo-extensão. Porém, acessoriamente comporta um segundo grau de liberdade (rotação sobre o eixo longitudinal da perna) que só aparece quando o mesmo está fletido. Ele possui capacidade para movimentar-se de maneira complexa de acordo com as diferentes demandas físicas de cada atividade como caminhada, corrida, chutes e salto (LARSON e GRANA, 1993).

Sob o ângulo mecânico, a articulação do joelho concilia dois imperativos contraditórios: estabilidade (garantida na extensão completa) e mobilidade (presente a partir de certo ângulo de flexão). Essas contradições são resolvidas devido a dispositivos mecânicos da própria articulação. No entanto, tanto o frágil encaixe das superfícies (mobilidade) quanto à postura de extensão (estabilidade), podem lesionar o joelho (HALL, 2000).

Entre as superfícies dos côndilos femorais e das cavidades glenóides da tíbia podem existir três tipos de movimentos combinados em graus variados: rolamento, deslizamento e rotação. Em um movimento de rolamento puro cada ponto subsequente em uma das superfícies contacta um novo ponto na outra. Já no deslizamento e rotação, o contato entre as superfícies ocorre através de um mesmo ponto (LEHMKUHL et al., 1997).

Evidencia-se que durante o movimento de flexo-extensão a proporção de rolamento e deslizamento não é a mesma. A partir da extensão máxima, o côndilo inicia o rolamento sem deslizar, depois o deslizamento progride e torna-se predominante sobre o rolamento, até que no final da flexão, o côndilo desliza sem rolar.

De acordo com o côndilo considerado, há uma diferença quanto ao comprimento de rolamento puro no início da flexão: o côndilo interno rola durante os primeiros 10 a 15 graus e o externo até os 20 graus de flexão. Por causa da maior movimentação do côndilo externo comparado ao interno, cria-se um movimento de rotação automática do joelho, ou seja, rotação interna da tíbia durante a flexão e leve rotação

externa no final da extensão. Por outro lado, é interessante observar que esses 15 a 20 graus de rolamento inicial correspondem à amplitude habitual dos movimentos de flexo- extensão utilizada durante a marcha normal (KAPANDJI, 2000).

O joelho é classificado como articulações separadas constituídas de estruturas ósseas: a patela, os côndilos femorais e os platôs tibiais. Dessa forma, compreende articulações estrutural e funcionalmente diferentes, embora inter-relacionadas: articulações tibiofemoral e patelofemoral (CAILLIET, 2001).

3.1.1.1- Articulação tibiofemoral

A articulação tibiofemoral (ATF), maior articulação do corpo, é formada pela extremidade distal do fêmur e pelas superfícies proximais da tibia. É uma articulação em dobradiça modificada que possui três graus de liberdade (MAGEE, 2002; HALL, 2000).

A porção distal do fêmur constitui-se de dois côndilos femorais recobertos por cartilagem articular e separados pela fossa intercondilar (CAILLIET, 2001). Os côndilos femorais são convexos em sua articulação com a tibia. Anteriormente eles são levemente achatados (o lateral mais ligeiramente do que o medial) e esse achatamento provê uma grande superfície para a área de contato e transmissão de peso. Esta assimetria é essencial para o mecanismo de movimentação do joelho (ANDREWS et al., 2000).

A superfície tibial possui duas concavidades rasas, sendo a superfície articular tibial medial mais larga, porém menos longa que a superfície articular tibial lateral. Esta assimetria é um fator que atua no mecanismo de trava ou parafuso. Tal mecanismo representa a rotação automática do joelho nos 30 graus finais de sua extensão (HALL, 2000; LARSON e GRANA, 1993). O espaço entre a tibia e o fêmur é parcialmente preenchido por meniscos fixados à tibia que aumentam a área de contato entre os côndilos, acrescentando-lhe congruência e melhorando a distribuição de peso.

Devido à incongruência entre as superfícies do fêmur e da tibia, os dois ossos, guiados por músculos e ligamentos, movem-se em quantidades diferentes (MAGEE, 2002). ANDREWS et al. (2000) afirma que o movimento da ATF pode ser limitado por disfunção na APF.

3.1.1.2- Articulação patelofemoral

A APF é uma articulação plana modificada, constituída pela porção distal e anterior do fêmur, patela, estruturas de suporte e superfícies articulares. É uma articulação complexa do ponto de vista dinâmico e cinemático, o que pode ser explicado por sua anatomia (HEBERT et al., 2003; MAGEE, 2002; THOMEÉ et al., 1999).

BELEMANS (2003) relata que pelo fato do mecanismo patelofemoral ser bem desenvolvido para sua função, cargas aplicadas sobre ele podem provocar pequenos desequilíbrios que resultam em importantes implicações biomecânicas e clínicas. Sendo assim, APF é uma importante fonte de dor e instabilidade da articulação do joelho (MESFAR et al., 2005).

A patela é um osso sesamóide triangular, situado no mecanismo extensor entre o tendão quadricipital e o patelar, que aumenta a atividade mecânica do quadríceps em cerca de 50%. A cartilagem articular na superfície posterior da patela é a mais espessa de todo o corpo, o que demonstra a magnitude das forças de compressão que agem na articulação (ANDREWS et al., 2000; THOMEÉ et al., 1999; GRELSAMER e KLEIN, 1998).

A principal função da patela é o aumento da eficiência do músculo quadríceps durante os últimos 30 graus de extensão. Além disso, ela proporciona proteção óssea anterior ao fêmur, controla a tensão capsular, aperfeiçoa o aspecto estético do joelho e distribui as forças compressivas sobre o fêmur (MESFAR et al., 2005; HALL, 2000).

Os formatos da patela e da superfície patelofemoral são importantes para a estabilidade do mecanismo extensor. A superfície patelofemoral é côncava de medial para a lateral e convexa de proximal para distal, além de apresentar anteriormente uma proeminência lateral mais alta do que a medial. Esse sulco assimétrico está bem adaptado ao formato triangular da patela (CAILLIET, 2001). Normalmente, o ângulo do sulco femoral fica entre 130 e 140 graus, sendo mais alta a crista lateral que funciona como mecanismo de contenção, agindo contra a subluxação ou luxação lateral da patela (GRELSAMER e KLEIN, 1998; ANDREWS et al., 2000).

Durante a flexo-extensão da ATF há mudanças nos pontos de contato entre a patela e o fêmur. A partir da extensão, à medida que a flexão é iniciada (aproximadamente 10 graus), a porção inferior da patela encaixa-se no sulco femoral. Com 45 graus de flexão, a porção média da patela entra em contato com o sulco femoral. A 90 graus de flexão, apenas a porção superior da patela está em contato com o sulco. E, entre 120 e 135 graus de flexão, a maior parte do contato ocorre entre o sulco e a faceta extraordinária e a porção súpero-lateral da faceta lateral (KWAK et al., 1997; PAPLER, 1995).

3.1.2- Biomecânica

Segundo HOLMES e CLANCY (1998), o entendimento da anatomia e biomecânica da APF pelo examinador é extremamente importante. BELLEMANS (2003) alega que estudos precisos dessa biomecânica básica são necessários para a compreensão dos sintomas e das patologias relacionadas ao mecanismo patelofemoral, assim como para a determinação de estratégias de tratamento conservador ou cirúrgico.

Dentre os diversos fatores anatômicos que predisõem a instabilidade patelar, ANDRADE (2002) classificou-os em: fundamentais (displasia da tróclea femoral presente em 97% dos casos de luxação recidivante), principais (altura da patela, TA-GT excessiva e displasia do quadríceps) e secundários (anteversão do colofemoral, joelho valgo, rotação externa da tibia, joelho recurvato, pronação subtalar) (FREDERICSON e POWERS, 2002; MARCZYK e GOMES, 2000; POWERS et al., 1995; MOSS et al., 1992).

A medida da altura da patela é dada através do índice de Catton & Deschamps que corresponde à relação entre as distâncias AT (superfície anterior e superior da tibia e superfície articular inferior da patela) e AP (superfície articular inferior e superfície articular superior da patela). Seu valor normal é 1,0 +/- 0,2 (TUMIA e MAFFULLI, 2002; ANDRADE et al., 1993).

TA-GT é a distância entre a tuberosidade anterior da tibia e a garganta da tróclea femoral. Seu valor normal é de 11 mm em média, com limite de 22 mm. Já a inclinação lateral da patela se mede pelo ângulo formado entre o eixo transversal da patela e a linha bicondilar posterior, que na tomografia com o quadríceps relaxado possui valor normal de 20 graus (INSALL et al., 1993).

A cinemática da APF é influenciada por estabilizadores dinâmicos (estruturas contráteis) quanto estáticos (estruturas não contráteis) da articulação. Essa estabilidade se baseia na interação entre a geometria óssea, as contenções ligamentares e retinaculares e os músculos (HARMAN et al., 2002; HOLMES e CLANCY, 1998).

Um estabilizador dinâmico, o músculo quadríceps femoral, é constituído por quatro músculos: VL, VM, VI e o RF. O VM possui duas cabeças: a longa, constituída de fibras com orientação vertical, que se desviam medialmente do eixo longitudinal do fêmur em aproximadamente 18 graus; e a oblíqua, cujas fibras são mais horizontais, com desvio de aproximadamente 55 graus em relação ao eixo longo do fêmur. As fibras do vasto lateral se desviam lateralmente em relação ao eixo longo do fêmur em 12 graus para as fibras centrais e em aproximadamente 40 graus para as mais laterais. Já as fibras do vasto intermédio são paralelas ao eixo longitudinal do fêmur (MANSKE e DAVIES, 2003; ANDREWS et al., 2000).

O grupo muscular da pata de ganso e o bíceps femoral também afetam a estabilidade patelar dinamicamente, pois controlam a rotação interna e externa da tíbia, que pode influenciar de maneira significativa o deslocamento patelar (THOMEÉ et al., 1999).

Entre os estabilizadores estáticos estão incluídos a parte lateral do sulco femoral, o retináculo extensor, o trato íliotibial, o tendão quadricipital e o patelar (Figura 3). O retináculo lateral e o trato íliotibial estabilizam a patela contra as forças responsáveis pelo deslocamento medial, ao contrário do retináculo medial e a parte lateral do sulco femoral que proporcionam estabilidade medial. O tendão patelar controla as forças que tentam produzir um deslocamento superior, ao passo que o tendão quadricipital resiste às forças que deslocam a patela inferiormente (LOHMAN e HARP, 2002; INSALL et al., 1993).

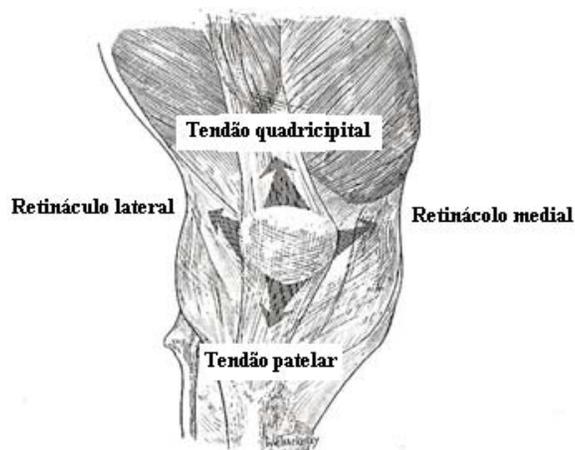


Figura 1- Estabilizadores estáticos da patela, modificado de INSALL et al.,1993.

A dor patelofemoral é tipicamente reproduzida em atividades associadas com uma alta FRAPF. A contração do quadríceps gera uma força que se dirige para cima suportada por uma força oriunda do tendão patelar dirigida para baixo, que resulta num vetor de força dirigido posteriormente (Figura 4). Essa força resultante, que gera compressão entre o fêmur e a patela, é influenciada pelo grau de flexão do joelho e pela quantidade de força produzida na contração do quadríceps (BRECHTER E POWERS, 2002b; POWERS et al., 1999; NISSEL e ERICSON, 1992).

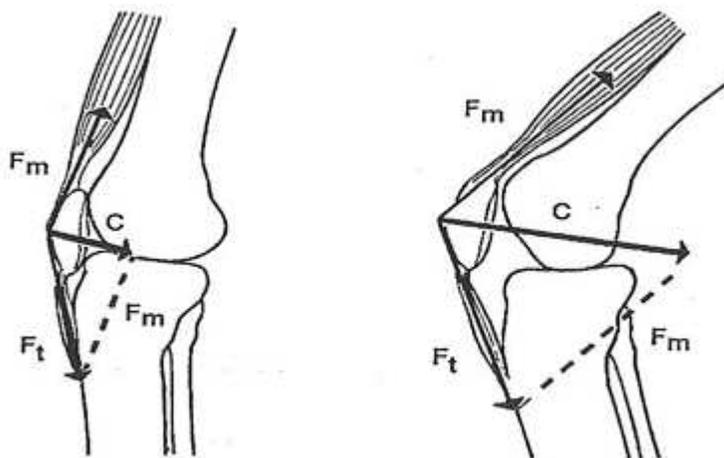


Figura 2- Força de reação da articulação patelofemoral, modificada de HALL, 2000.

No plano frontal as forças oponentes do quadríceps e do tendão patelar formam, entre o fêmur e a tíbia, um ângulo obtuso aberto para fora. A decomposição dessas forças proporciona outra resultante que é dirigida lateralmente, designada de vetor em valgo. Porém, essa tendência para a lateralização da patela é equilibrada dinamicamente pelo vasto medial oblíquo, com a ajuda de contenções estáticas como porção medial do retináculo extensor e parede lateral do sulco femoral (LOVEJOY, 2007; KAPANDJI, 2000).

Segundo HALL (2000), a força compressiva na ATF é aproximadamente três vezes maior que o peso corporal durante a fase estática da marcha, aumentando para cerca de quatro vezes o peso corporal durante a subida em uma escada. Já na APF, essa força corresponde à metade do peso do corpo durante a marcha normal, aumentando para três a quatro vezes o peso do corpo durante a subida em escada.

Constituições tais como patela baixa (BELLEMANS, 2003; SINGERMAN et al., 1994) ou patela alta (WARD e POWERS, 2004; KANNUS, 1992) podem estar associadas às zonas de contato patelar mais proximal ou mais distal comparadas à situação normal. Isto conseqüentemente provocará estresse elevado numa área de contato menor, resultando em uma diminuição na espessura da cartilagem.

O mau posicionamento patelar médio-lateral, que ocorre nos casos de insuficiência ou desequilíbrio entre os estabilizadores mediais e laterais, também pode causar distribuição de carga desigual, com estresse aumentado numa menor área de contato comparado à situação normal. Isto pode predispor à degeneração e dor na cartilagem (BRETCHER e POWERS, 2002a; FREDERICSON e POWRES, 2002; MORRISH e WOLEDGE, 1997; HEHNE, 1990).

Além das situações clínicas freqüentes como mau posicionamento patelar, outros fatores também podem resultar em distúrbio na APF, por exemplo: a insuficiência do ligamento cruzado posterior com a posteriorização da tíbia aumentando o estresse patelofemoral (EMODI et al., 1999; PAPLER, 1995) e a deficiência ou reconstrução do ligamento cruzado anterior, que resulta em redução da área de contato e dor patelofemoral (HSIEH et al., 1998; HSIEH et al., 2002).

3.2- Patologia

A patologia patelofemoral é a mais freqüente ao nível do joelho em adolescentes e adultos jovens, porém esta é bastante controversa no plano fisiopatológico e na conduta terapêutica (POWERS, 2003; NISSEN et al, 1998). Segundo SHIBANUMA et al. (2005) e COWAN et al., (2001) a DPF é um dos sintomas ortopédicos mais comuns, porém é freqüentemente difícil determinar a sua origem, devido a falta de correlação entre os sintomas e os achados clínicos específicos.

Em geral, afeta um a cada quatro indivíduos (FILHO et al., 2002b), sendo o sexo feminino mais acometido do que o sexo masculino, devido a fatores anatômicos como largura da pelve aumentada (TUMIA e MAFFULLI, 2002; FULKERSON e ARENDT, 2000). Para FILHO et al. (2002a), setenta por cento da dor localizada no joelho é decorrente do mau funcionamento da APF.

Segundo WITVROUW et al. (2005), a SDPF possui diversas classificações, ou seja, não existe na literatura um consenso a respeito da terminologia para a dor anterior do joelho. GRESALMER (2000) e ANDRADE (2002) dividem a instabilidade patelar em dois grupos: instabilidade objetiva, quando a patela está luxada ou luxou pelo menos uma vez (displasia luxante da patela); e, instabilidade subjetiva, quando não se pode definir se a patela é realmente instável do ponto de vista clínico, com predomínio de queixas dolorosas e sem sinal evidente de “displasia luxante” (SDPF ou dor anterior do joelho).

A SDPF é um dano muito freqüente do sistema músculo-esquelético. Caracteriza-se por dor sobre o aspecto anterior do joelho, podendo também ser pronunciada lateralmente ou na região poplíteia. O mau alinhamento patelar é um achado morfológico freqüente e pode ser um dos prováveis fatores etiológicos desta síndrome (POWERS et al., 1999; NADEAU et al., 1997).

No estudo realizado por ARNOLD (1991), usa-se o termo dor patelar para descrever a dor na região do joelho, caracteristicamente provocada ou acentuada por manobras que envolvem movimentos da patela, pressão aumentada da patela sobre o côndilo femoral, ou a combinação de ambos. Os sinais objetivos podem variar nos subgrupos, mas o padrão de dor é uniforme.

3.2.1- Etiologia e sintomatologia

As formas mais graves de instabilidade se manifestam mais precocemente e no sexo masculino, entretanto as mais frequentes aparecem com maior incidência nas meninas (75% dos casos). Em 40% dos casos são bilaterais, com um lado mais sintomático que o outro (DEJOUR et al., 1994). Segundo MOSS et al. (1992), muitas pessoas que sofrem de dor patelar são atletas.

O início dos sintomas surge devido a algum trauma de baixa ou alta intensidade no esporte, queda, salto ou posturas forçando o valgo com rotação externa da perna (DEJOUR et al., 1994). Independentemente das causas, os sintomas da disfunção patelar tendem a ser os mesmos. As queixas dos indivíduos com esta patologia são suficientemente específicas para focar a atenção sobre a APF (INSALL et al., 1993).

Dentre as causas das disfunções patelofemorais estão: trauma direto, variações anatômicas das estruturas ósseas da patela e do sulco troclear, desequilíbrio dos tecidos moles, aumento do ângulo Q, insuficiência do músculo vasto medial, encurtamento do retináculo lateral e dos ísquiotibiais. Em grande parte dos casos, a dor é um fator significativo e pode alterar as funções e inibir a atividade muscular (FREDERICSON e YOON, 2006; DI GIULIO e DONALDSON, 2004; FULKERSON, 2002; POWERS, 2000).

A dor representa o sintoma mais encontrado nos indivíduos com disfunção patelofemoral (WITVROUW et al., 2005; MARCZYK e GOMES, 2000). Em todos os estágios da desordem, ela é provocada ou acentuada pela flexão ou extensão do joelho sob carga, a clássica dor provocada por atividades da vida diária como subir escada, agachar e andar de bicicleta. Nos casos severos permanecer por tempo prolongado com os joelhos dobrados (sinal do cinema), pode ser intolerável (CROSSLEY et al., 2004, WILK et al., 1998; SHELTON e THIGPEN, 1991).

A localização da dor pode variar entre os indivíduos. Normalmente, ela se localiza atrás ou ao longo dos bordos medial e lateral da patela (BRECHTER e POWERS, 2002b). Para FREDERICSON e POWERS (2002), a localização dos sintomas (superior, inferior, medial, lateral e posterior) na patela pode facilitar o diagnóstico diferencial e indicar o envolvimento de estruturas específicas. A maioria dos indivíduos sente um

aumento momentâneo de dor durante os últimos 30 graus de extensão do joelho. Neste momento um clique atrás da patela é usualmente sentido ou ouvido (ARNOLD, 1991).

O segundo maior sintoma da disfunção patelar é a sensação de instabilidade (WITVROUW et al., 2005; MARCZYK e GOMES, 2000). Este representa um episódio de deslocamento ou subluxação e pode ser documentado através do exame físico. A subluxação pode ocorrer durante o movimento do joelho, com a patela deslocando-se lateralmente, próximo a extensão completa, e retornando ao sulco, em aproximadamente 30 graus de flexão (INSALL et al., 1993). De acordo com SALSICH et al. (2001) e WARD e POWERS (2004), a patela alta é uma condição que tem sido associada clinicamente com a disfunção patelofemoral e é considerada como fator predisponente para o desenvolvimento da DPF. Embora a etiologia da dor esteja freqüentemente debatida, uma hipótese comumente proposta é a relação desta com o aumento do estresse sobre a APF.

Considera-se também como fator de risco, a presença de um ângulo Q superior a 15-20 graus, por aumentar a tendência de lateralização da patela (BYL et al., 2000; LIVINGSTON e MANDIGO, 1999). Há quem acredite que esta é uma medida clínica menos confiável do que parece (WOODALL e WELSH, 1999). De fato, variações na postura do indivíduo, a posição do joelho e do pé (LIVINGSTON, 1998; WOODLAND e FRANCIS, 1992), além do estado contrátil do quadríceps (HAHN e FOLDSPANG, 1997) durante o exame são identificadas por alterar a magnitude do ângulo.

3.2.2- Diagnóstico

Segundo BOUCHER et al. (1992), a SDPF apresenta uma variedade de diagnósticos: condrite patelofemoral, condromalácia, dor anterior do joelho, insuficiência do quadríceps ou do vasto medial, subluxação patelar, disfunção patelofemoral ou síndrome da compressão patelar.

Para que haja um diagnóstico correto é bastante importante fazer uma avaliação clínica apurada e concisa do paciente com DPF (POST, 2005), escutando-o atentamente e descobrindo a origem da dor. NISSEN et al. (1998) afirmaram que o diagnóstico final confirma-se com exame físico e exame radiográfico.

3.2.3- Exame físico

O indivíduo pode ser examinado enquanto andando, de pé, sentado, deitado em prono e em supino (INSALL et al., 1993). É interessante também, palpar os tecidos moles, examinar o joelho dobrado e estendido, e movimentar a patela, em busca de desconforto (FULKERSON, 2002).

3.2.3.1- Inspeção estática

Antes de examinar o joelho, deve-se avaliar o membro inferior como um todo. Neste momento, observa-se a postura (alinhamento dos membros: valgo, varo ou recurvato); altura da crista ilíaca; e, alterações no pé (pé chato ou cavo, retropé valgo ou varo e o posicionamento do antepé) (FILHO et al., 2002b).

As anormalidades torcionais têm sido descritas como um possível fator de dor e instabilidade patelar. Dentre elas está a anteversão do colo femoral (ângulo Q aumentado) e a torção externa compensatória da tíbia, requerida para produzir o alinhamento do pé no plano sagital (CHEUNG et al., 2006).

3.2.3.2- Inspeção dinâmica

O exame da APF deve ser dinâmico, pois é nessa situação que as instabilidades se manifestam. Uma boa maneira de observar a trajetória da patela é colocar o paciente numa posição sentada e solicitar que o mesmo realize uma extensão contra uma resistência manual (INSALL et al., 1993). A análise da marcha é um dos pontos de maior importância na inspeção dinâmica (FILHO, 2002b).

A crepitação na patela é encontrada durante a atividade de extensão do joelho e se classifica em ausente, mínima, moderada e severa. Pode ser avaliada na posição sentada, e é exacerbada com a aplicação de resistência manual na perna durante o movimento (INSALL et al., 1993).

3.2.4- Exame complementar

3.2.4.1- Radiografia

A avaliação radiográfica realizada inclui as três incidências clássicas: frente com apoio monopodálico, perfil absoluto e axial de patela a 30 graus de flexão do joelho. Nestas pode-se avaliar a displasia da tróclea, altura da patela, ângulo da tróclea e forma da patela, excluindo outras patologias ósseas (TUMIA e MAFFULLI, 2002).

Como regra geral, radiografia de rotina é normal nos casos onde não há artrose, mas exposições tangenciais e artrografias podem mostrar uma variedade de alterações que são classificadas como causas da dor.

3.2.4.2- Tomografia axial computadorizada (TAC)

Apesar de contestada por alguns autores, a TAC é um método útil, pois mensura com precisão a TA-GT, inclinação lateral da patela, displasia e saliência da tróclea, rotação do joelho e anteversão colofemoral. Os cortes são feitos em extensão e a 15 graus de flexão do joelho com e sem contração do quadríceps (TUMIA e MAFFULLI, 2002; ANDRADE et al., 1993).

3.2.5- Tratamento

A avaliação do paciente deve ser global já que possíveis alterações na postura, nos quadris e nos pés podem originar as queixas patelofemorais. O tratamento inicial é predominantemente conservador, ficando em segundo plano o tratamento cirúrgico (POST, 2005). No entanto, para ANDRADE et al. (1993), na maioria desses casos o diagnóstico é obscuro, confundindo-se com outras patologias do joelho e levando a uma gama de tratamentos conservadores e/ou cirúrgicos.

No tratamento conservador utilizam-se medidas fisioterapêuticas de reeducação, fortalecimento, flexibilidade muscular e propriocepção (WILK e REINOLD, 2001; CLARK et al., 2000). Um achado freqüente em pacientes com SDPF é a redução de força da musculatura extensora de joelho (THOMÉE et al., 1995; WERNER, 1995).

Portanto, a ênfase é dada aos exercícios de fortalecimento do quadríceps: em cadeia cinética fechada (CCF) que são realizados na angulação de 0 a 50 graus (são os mais usados) ou em cadeia cinética aberta (CCA), numa angulação segura de 0 a 10 graus e ip50 a 90 graus (POST, 2005; CLARK et al., 2000; WITVROUW, 2000b).

Acredita-se que a ativação do quadríceps, especialmente do músculo VM, centraliza a patela no sulco femoral, e o exercício isométrico desta musculatura tem sido comumente aceito como parte do tratamento conservador em indivíduos com desordem patelofemoral (POWERS, 1998; BOUCHER et al., 1992).

Tradicionalmente, regimes de exercícios terapêuticos objetivam a reabilitação do VMO com foco na extensão terminal, desde que foi dito que este músculo está mais ativo nos últimos graus de extensão (SOUZA e GROSS, 1991). Porém, há controvérsias quanto à eficácia deste exercício. No estudo realizado por MOHR et al. (2003), eles concluíram que o exercício de fortalecimento do quadríceps tem que ser generalizado, pois o VM e o VL possuem atividades paralelas.

HANTEN e SCHULTHIES (1990) pensaram que a instabilidade patelofemoral (IPF) geralmente podia ser o resultado de atividade desigual dos componentes do músculo quadríceps. Segundo SOUZA e GROSS (1991) a subluxação patelar lateral foi atribuída à reduzida atividade do vasto medial, porém os resultados do estudo de POWERS (2000), não suportaram tal afirmação. GROSSI et al. (2004) sugeriram que tanto o músculo vasto lateral oblíquo quanto o VMO desempenham papel recíproco e sincrônico na estabilização da patela, pois ambos estão igualmente ativos em qualquer ângulo de flexão.

POWERS (2003) relatou que devido a relação entre o mau alinhamento do membro inferior e a DPF, deve-se utilizar no protocolo de tratamento das disfunções patelofemorais, exercícios que envolvam o quadril e o tornozelo, com o objetivo de promover estabilidade proximal e distal, respectivamente.

A IPF é uma afecção multifatorial que necessita de um tratamento eclético. Para ANDRADE et al. (1993) a correção precisa da altura da patela, do desequilíbrio muscular e do valgo do aparelho extensor, em função das radiografias e principalmente da TAC, torna-se primordial, pois garante um bom resultado com relação à instabilidade.

Já BRECHTER e POWERS (2002a) relatam que na literatura há inúmeras propostas de tratamentos, com resultados variados e sem redução clara de incidência da desordem, porém em seu estudo eles concluíram que tratamentos com o objetivo de alterar a área de contato entre a patela e o fêmur podem reduzir o estresse na APF durante a marcha.

3.3- Evolução da análise de marcha

Na metade do século XVII, Borelli determinou o centro da gravidade do corpo e introduziu conceitos fundamentais em análise de marcha. Porém, Muybridge foi o responsável pela primeira tentativa bem sucedida de registrar o movimento.

Ainda no século XVII, introduziram-se conceitos importantes para a cinética. Shwartz iniciou estudos sobre as pressões e forças envolvidas com a marcha, que foi ter aplicação no estudo realizado por Amar em 1916, onde ele usou plataforma de força mecânica, aperfeiçoada por Elman em 1938.

No início do século XX, Braune e Fischer, utilizaram a fotogrametria para análise cinemática e assim estabeleceram coordenadas em três dimensões de partes do corpo. Nos anos 60, apareceram os sistemas baseados em vídeo e mais recentemente, Inman acrescentou informações qualitativas e quantitativas da cinética, cinemática e eletromiografia dinâmica nos conhecimentos sobre marcha (COHEN e ABDALLA, 2005).

Segundo GAGE et al. (1995) e WINTER (1993), a análise de marcha é uma mensuração, descrição e avaliação sistemática de dados que caracterizam a locomoção humana, podendo ser clínica (quando estuda um paciente específico) ou científica (quando estuda as repercussões de uma patologia sobre a marcha). Sendo assim, tem importância fundamental no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor.

A locomoção é uma característica dos animais que permite movimentação de uma posição a outra, além do exercício de liberdade e autonomia. Os bípedes, ao se locomoverem, realizam períodos de apoio duplo (ambos os pés no solo) e períodos onde um membro suporta o corpo (apoio simples), enquanto o contralateral se desprende do solo (balanço), caracterizando um desempenho repetido dos membros inferiores em sincronia com o restante do eixo axial e apendicular. A repetição desse padrão cíclico de movimentos corporais é chamada de marcha (ROSE e GAMBLE, 1998; DURWARD et al., 2001).

A marcha dos humanos segue um padrão exclusivo e básico, porém individual e pessoal, que irá se consolidando com o decorrer do aprendizado e maturidade dos mecanismos compensatórios e de estabilidade, que ocorre por volta dos 20 anos. Dentre as causas dessa individualidade na marcha normal estão diferentes eixos e amplitudes articulares; massa corporal e sua distribuição segmentar, movimentada por músculos com diferentes tónus e comprimento de fibras (COHEN e ABDALLA, 2005; HEBERT et al., 2003). Para ROSE e GAMBLE (1998), além das muitas variações que podem ocorrer entre diferentes indivíduos ou no mesmo indivíduo, como resultado de mudanças na velocidade da marcha ou de fatores como o tipo de calçado, existem certos eventos observáveis que são comuns a todos.

Durante a marcha as funções do joelho são garantir estabilidade do membro inferior, sustentar o peso, adequar a amplitude articular, amortecer o choque e permitir que o pé se mova através de seu balanço. Nos três primeiros instantes da fase de apoio da marcha, o joelho atua como um amortecedor, momento onde está fletido (o músculo quadríceps ajuda a controlar a aceitação do peso através da contração excêntrica). Na fase de balanço, os músculos posteriores da coxa flexionam o joelho para que ocorra o avanço do membro (PERRY, 2005; CAILLIET, 2001).

A presença de uma patologia músculoesquelética pode modificar a marcha devido a amplitude de movimento restrita, fraqueza muscular, dor ou alteração sensorial, de modo que o examinador precisa estar atento a esses fatores. Muitos indivíduos são capazes de realizar adaptações posturais automáticas, para compensar os déficits causados pela musculatura envolvida, desde que tenham sensibilidade normal e possam desenvolver controle seletivo (ROSE e GAMBLE, 1998).

HEBERT et al. (2003) relatam que para proporcionar um tratamento correto às pessoas com incapacidade física definitiva ou temporária, os padrões normais da marcha e o mecanismo tal como ela ocorre devem ser bastante conhecidos e compreendidos. Além disso, por ser uma seqüência de eventos rápidos e complexos, dificulta a observação clínica, identificação das alterações dos fenômenos e quantificação de seu grau de anormalidade (COHEN e ABDALLA, 2005).

A implantação de laboratórios de marcha no Brasil, assim como a divulgação sobre essa poderosa ferramenta diagnóstica ainda não ocorreu de forma institucionalizada e racional. Há também um número reduzido de centros equipados para esse fim, além de profissionais capacitados e treinados para tal atividade (HEBERT et al., 2003).

A função clínica do laboratório de marcha é fornecer medidas e avaliações da marcha que possam auxiliar no tratamento. As medidas de ação muscular, força, movimento e gasto de energia são usadas para fazer diagnóstico da patologia, por meio da revelação de parâmetros característicos associados a deficiências distintas. As observações clínicas são validadas e a efetividade do tratamento pode ser objetivamente avaliada (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.4- Marcha normal

3.4.1- Conceitos em cinemática

O ciclo da marcha (CM) é uma seqüência de fenômenos repetitivos dos membros compreendidos dentro de uma passada. Tendo em vista que são dois membros, o total de eventos são quatro: toque do pé, desprendimento do pé oposto, toque do pé oposto e desprendimento do pé (PERRY, 2005; MAGEE, 2002).

Dentre as medidas lineares do ciclo da marcha estão: cadência (número de passos dados em um determinado tempo), passo (espaço compreendido entre os pontos onde os pés tocam o solo) e passada (espaço compreendido entre o contato inicial de um pé e o novo contato inicial do mesmo pé) (Figura 1). É preciso enfatizar que esses parâmetros são comparáveis quando limitados à marcha em velocidade livre no nível do chão (COHEN e ABDALLA, 2005; HEBERT et al., 2003).

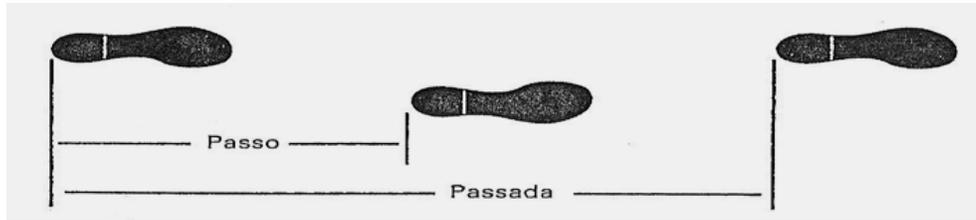


Figura 3- Esquema de passo e passada, modificado de PERRY, 2005.

A cinemática é a ciência que descreve o movimento através de deslocamentos angulares, velocidade e aceleração no espaço. Essas medidas são mensuradas com precisão através do uso de instrumentos (GAGE et al., 1995).

3.4.2- Conceitos em cinética

A compreensão da cinética da marcha é essencial para a interpretação apropriada da locomoção humana. A cinética é o estudo de forças internas (músculos e ligamentos) e forças externas (gravidade e força de reação do solo) medidas com instrumentos ou calculadas a partir do movimento (DURWARD et al., 2001).

Momento de força é a medida do efeito de rotação criado por uma força, que pode ser gerada por músculos ou outras estruturas. Durante a marcha o vetor peso do corpo e a força de reação do solo podem passar anterior ou posterior à articulação, gerando nesta um movimento extensor e flexor, respectivamente (COHEN e ABDALLA, 2005; HALL, 2000).

Potência é a quantidade de trabalho produzida em função do tempo. Também pode ser calculada multiplicando-se o momento pela velocidade angular articular. A potência pode ser positiva (quando o momento e o movimento têm a mesma direção) ou negativa (quando momento e movimento têm direções opostas) (COHEN e ABDALLA, 2005).

3.4.3- Fases da marcha

O ciclo de marcha divide-se em duas fases. A fase de apoio (correspondente a 60-65% do ciclo) que permite a progressão enquanto mantém estabilidade e sustentação do peso corporal. Ela é subdividida em: contato inicial, resposta de carga, médio apoio (inicial e final), apoio terminal e pré-balanço. Já a fase de balanço (correspondente a 35-40% do ciclo) tem por característica levantar o pé do solo, avançar o membro no espaço e preparar para o próximo apoio, e está subdividida em: balanço inicial, médio e final (MINNS, 2004; GAGE et al., 1995) (Figura 2).

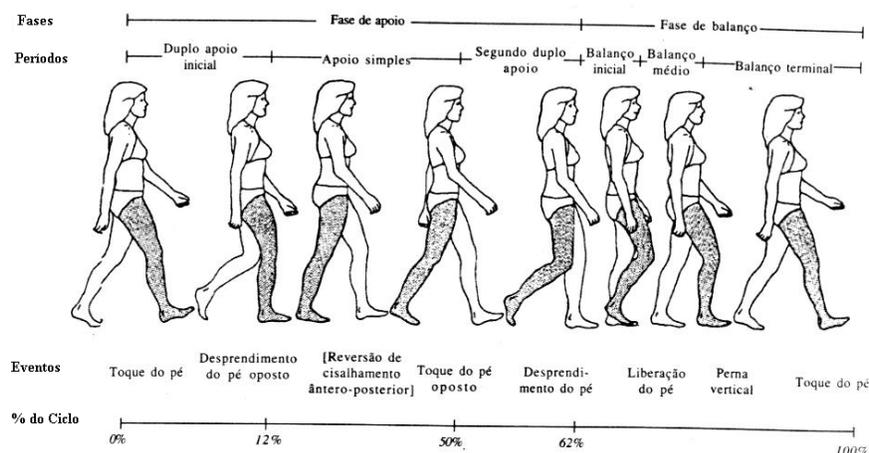


Figura 4- Ciclo de marcha normal, modificado de ROSE e GAMBLE, 1998.

3.4.4- Eventos do ciclo de marcha (CM)

3.4.4.1- Contato inicial

O contato inicial é o evento que inicia o período de apoio (PA) e corresponde de 0-2% do CM. Neste momento o membro se posiciona para que aja uma ação de pivô no pé, graças à adequada posição do quadril, joelho e tornozelo (PERRY, 2005).

O evento normal do toque do calcanhar pode ser substituído por padrões anormais: presença de uma patologia primária no tornozelo ou podem refletir ação compensatória, resultado de um controle inadequado ou mobilidade reduzida no joelho ou no quadril (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.4.4.2- Resposta de carga

É o período de duplo apoio inicial, durante o qual o peso é totalmente transferido para a perna de apoio, enquanto a outra perna se prepara para o balanço. Durante a marcha normal, a força do peso corporal e o momento são absorvidos por 10-15 graus de flexão do joelho. O membro de apoio tende a dobrar sob o peso do corpo, porém isto é contido pela contração isométrica dos extensores do quadril e joelho (COHEN e ABDALLA, 2005; PERRY, 2005).

As respostas anormais podem ser a ausência ou o excesso do movimento no joelho. Os indivíduos com o quadríceps fraco, para eliminar a necessidade da ação muscular, evitam a flexão do joelho e deslocam o peso do corpo anteriormente ao eixo desta articulação. Outros fatores que impedem a flexão do joelho são a presença de contraturas em flexão plantar, a fraqueza ou a atividade prematura de gastrocnêmio e sóleo (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.4.4.3- Médio apoio

Este evento, que corresponde de 10-30% do CM, inicia-se no momento em que há a progressão do corpo sobre o pé estacionário por meio da flexão dorsal do tornozelo, enquanto o quadril e o joelho se estendem (PERRY, 2005). Para HEBERT et al. (2003), a pelve do lado contralateral tende a cair, porém é contida pela atividade do glúteo médio do membro apoiado.

3.4.4.4- Apoio terminal

Durante o apoio terminal, conhecido como período de descarregamento do peso, a perna de apoio descarrega o peso sobre o membro contralateral e se prepara para a fase de balanço.

3.4.4.5- Pré-balanço

O pré-balanço é a fase final do apoio (50-60% do CM). Durante esse intervalo de duplo apoio terminal, o peso corporal continua sendo transferido para o membro contralateral (MAGEE, 2002). O joelho atinge uma grande amplitude de flexão,

contribuindo para o desprendimento dos dedos e avanço do membro. A flexão crítica do joelho pode ser reduzida ou ausente devido à espasticidade do músculo quadríceps, dor no joelho ou efeito secundário de velocidade reduzida (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.4.4.6- Balanço inicial

Durante o balanço inicial (60-73% do CM), as articulações do quadril, joelho e tornozelo flexionam para permitir que o membro em balanço dirija-se para frente (MAGEE, 2002). É nessa fase que o joelho atinge a sua maior amplitude de flexão. Dentre os eventos críticos estão a presença de patologias que limitam a flexão do quadril, do joelho ou do tornozelo, o que resulta em arrasto dos pés. Como compensações podem incluir saltos do quadril (elevação ipsilateral da crista ilíaca), elevação do calcâneo contralateral (flexão plantar contralateral), além de excessiva flexão do joelho e quadril, para conseguir a passagem do pé (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.4.4.7- Balanço médio

O médio balanço continua com a atividade de avanço do membro e passagem do pé. Para evitar que o pé arraste no chão, o quadril aumenta sua flexão, o joelho diminui a flexão e o tornozelo se mantém neutro.

3.4.4.8- Balanço final

Nesta fase o quadril passa para flexão máxima, enquanto o joelho vai para extensão. Esse movimento é controlado pela ação excêntrica dos flexores do joelho (ísquiotibiais e glúteo máximo) e posiciona o membro para o contato inicial (COHEN e ABDALLA, 2005).

Os músculos quadríceps e flexores dorsais normalmente são ativos, porém quando a patologia limita essas ações, a posição final do membro fica comprometida, prejudicando a atividade de transferência de peso (ROSE e GAMBLE, 1998).

4- MATERIAIS E MÉTODO

4.1- Amostra

A amostra do presente estudo foi composta de 10 indivíduos apresentando IPF objetiva (grupo I), triados pelo Serviço de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Estadual de Campinas (onde foi dado o diagnóstico) e 14 indivíduos sem história de lesão músculo esquelética (grupo II). Todos foram do sexo feminino, com idade variando de 14 a 37 anos.

Os participantes do grupo I foram selecionados de acordo com os seguintes critérios: dor anterior no joelho, ausência de patologias sistêmicas, ausência de história prévia de cirurgia no joelho e presença de pelo menos um episódio de luxação.

Já o grupo controle (grupo II) não podia apresentar desvios da coluna, lesão ligamentar e procedimentos cirúrgicos na articulação estudada que influenciassem a locomoção.

Este estudo obteve a aprovação e consentimento do Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP segundo a Resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96 (Apêndice 1). Os testes foram realizados no laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor, localizado no Hospital das Clínicas, e utilizados apenas com finalidade científica. Para isso, todos os participantes assinaram um “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido”, informando sua participação na pesquisa (Apêndice 2).

4.2- Procedimentos

Dois tipos de avaliação foram executados no estudo: uma avaliação clínica nos dois membros dos indivíduos com IPF e uma avaliação da marcha onde os dados coletados referiam-se ao membro lesado do grupo I e ao membro direito do grupo II.

4.2.1- Avaliação clínica

Na ficha de avaliação (Apêndice 3) constava o exame físico: goniometria de flexão e extensão de joelho; perimetria a 5, 10 e 15 cm acima da patela; avaliação da patela (mobilidade, localização e crepitação); provas de retração muscular (Ober, Ely,

Trendlemburg, Recurvatum e Ísquotibiais); e, provas de função muscular de quadríceps, ísquotibiais e de alguns grupos de quadril (flexores, extensores, adutores e abdutores), considerando uma escala que variava de zero (ausência de contração) a cinco (contração contra resistência máxima). Além disso, também foi realizada a Escala de Avaliação para a Articulação Patelofemoral (EAAPF), com o objetivo de classificar o grau de funcionalidade do joelho. Esta escala compôs-se de sete itens referentes a sinais e sintomas como dor, edema, instabilidade e crepitação, cada um com sua respectiva pontuação, cuja soma dos mesmos se classificou em: excelente (90-100 pontos), bom (80-89 pontos), regular (60-79 pontos) e ruim (<60 pontos).

4.2.2- Avaliação da marcha

A cinemetria determina os parâmetros cinemáticos do movimento: posição e orientação espacial, velocidade e aceleração de cada segmento em relação ao seu centro de massa. Já a dinamometria, preocupa-se em medir as forças externas de reação do solo, utilizando uma plataforma de força, que mede a soma do peso corporal (constante) com a força de reação devido ao movimento.

4.2.2.1- Posicionamento dos marcadores

Antes do início do teste foram realizadas as medidas antropométricas (estatura e massa) dos indivíduos, onde a massa foi mensurada por uma balança, e a estatura por uma fita métrica fixada à parede (Tabela 1).

Tabela 1- Medidas antropométricas dos grupos I e II.

Grupo I (n=10)			Grupo II (n=14)			p-valor (Mann-Withney)
Variáveis	Média	DP	Variáveis	Média	DP	
Idade	25,60	7,60	Idade	24,14	2,71	0,9764
Peso	63,30	13,52	Peso	59,43	10,02	0,6180
Altura	1,63	0,06	Altura	1,63	0,05	0,4958
IMC*	23,86	4,27	IMC*	22,31	3,92	0,2187

* IMC: Índice de Massa Corporal

Em seguida, marcadores esféricos com 20 mm de diâmetro, confeccionados com polietileno e revestidos com material reflexivo, foram colocados em determinados pontos anatômicos, que definiram a geometria do segmento (membro inferior). As esferas foram fixadas, através de botões de pressão, a uma base de plástico que possibilitou um posicionamento adequado do marcador no corpo do indivíduo. Para melhor aderência, passava-se uma fita adesiva sobre a base plástica.

Utilizou-se um protocolo de posicionamento dos marcadores, desenvolvido inicialmente em Oxford e posteriormente aprimorado no Laboratório de Lundberg, sendo estes posicionados nos seguintes pontos anatômicos:

1- Posição: grande trocânter;



Figura 5- Marcador reflexível aplicado no grande trocânter, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

2- Posição: ao longo da linha central da patela, 1 cm proximal a borda superior da patela, com o joelho em extensão;

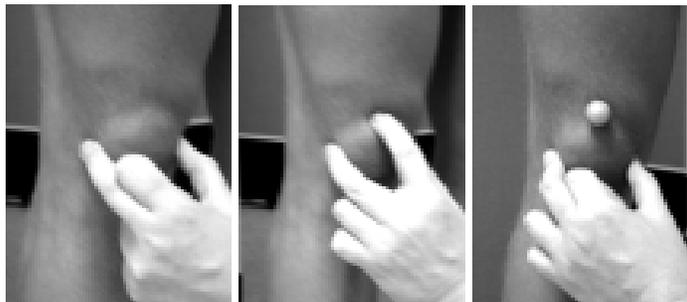


Figura 6- Marcador reflexível aplicado a 1 cm proximal à borda superior da patela, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

3- Posição: lateral a interlinha lateral do joelho; a patela é excluída e dividida em duas partes iguais, o marcador é aplicado no centro (posição média);



Figura 7- Marcador reflexível aplicado lateral à interlinha articular do joelho, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

4- Posição: tuberosidade da tibia;



Figura 8- Marcador reflexível aplicado no tubérculo tibial, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

5- Posição: a 3 cm do maléolo lateral;

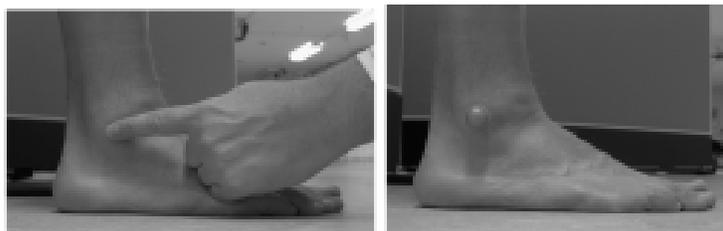


Figura 9- Marcador reflexível aplicado a 3 cm do maléolo lateral, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

6- Posição: posteriormente ao calcâneo, no mesmo plano horizontal do marcador acima descrito;

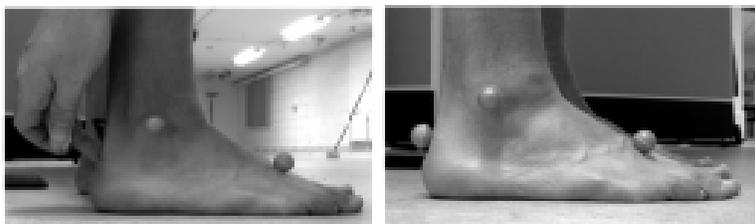


Figura 10- Marcador reflexível aplicado posteriormente ao calcâneo, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

7- Posição: entre o II e III ossos metatarsos a 1,0-1,5 cm proximal a cabeça dos metatarsos;



Figura 11- Marcador reflexível aplicado entre o II e o III ossos metatarsos, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

4.2.2.2- Calibração

As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram calculadas através de parâmetros externos das câmeras (localização e orientação), obtidos por meio do procedimento de calibração. A calibração utilizou os arquivos individuais de linearização (com parâmetros internos das câmeras), além da coleta das posições bidimensionais de quatro marcadores estáticos e dois marcadores que ficam em movimento no volume de calibração (Figura 12).



Figura 12- Instrumentos utilizados durante a calibração.

A origem do sistema de coordenadas globais foi representada por um marcador posicionado no vértice da estrutura em “L”. O eixo x, com três marcadores, é perpendicular ao plano coronal e varia positivamente no sentido pósterio-anterior. O eixo y, com dois marcadores é perpendicular ao plano sagital e varia positivamente no sentido médio-lateral. O eixo z é perpendicular ao plano transversal com variação no sentido distal-proximal (Figura 13).

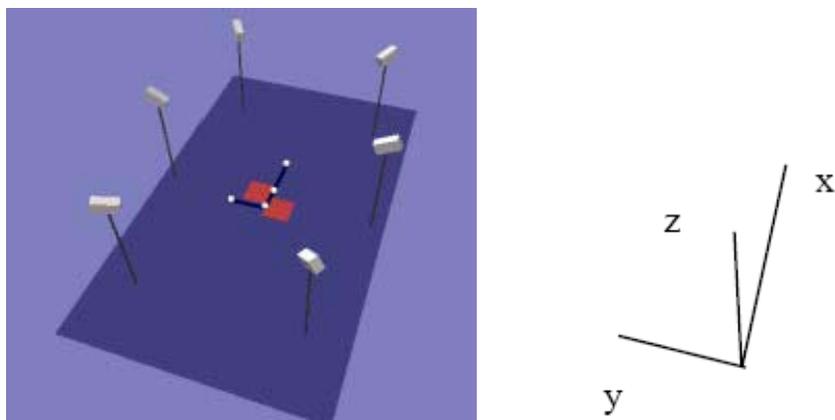


Figura 13- Esquema representativo da estrutura de referência definida para calibração das coordenadas do sistema, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

Os dois marcadores usados para “varrer” o volume de calibração ficam fixos nas extremidades de um bastão de 750,3 mm. Este, durante a calibração, deverá ser movido ao longo do volume de calibração sendo orientado de acordo com os três eixos do sistema de coordenadas globais (Figuras 14, 15 e 16).

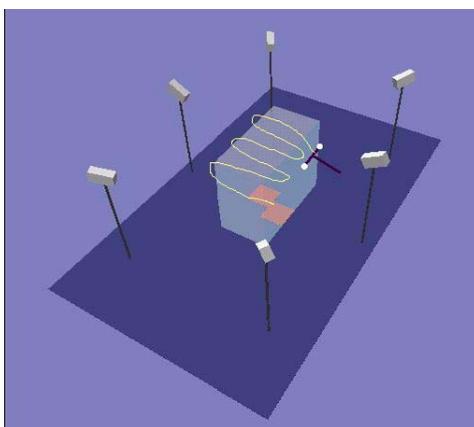


Figura 14- Sequência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo x, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

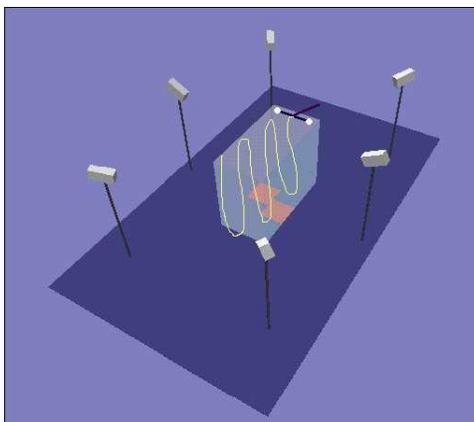


Figura 15- Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura de calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo y, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

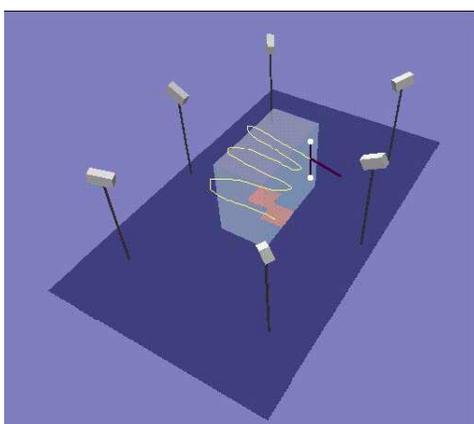


Figura 16- Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo z, modificado do Manual Qualisys AB, 1999.

Através da calibração do sistema foi obtido um determinado sistema de referência com dimensões conhecidas (Tabela 2).

Tabela 2- Representação do volume de calibração das câmeras.

X	Y	Z
-500	-100	-100
1700	750	1300

4.2.2.3- Captura dos dados cinemáticos e cinéticos

O instrumento utilizado para a coleta dos dados cinemáticos e características da passada foi o sistema de captura de movimento (Qualysis), formado por seis câmeras infravermelhas (Figura 17), que operavam a uma frequência de 240 Hz.



Figura 17- Câmeras com infravermelho.

Já a plataforma de força (AMTI OR5-5-1) (Figura 18), forneceu dados como FRS e momento articular. Os dados cinemáticos e cinéticos foram coletados simultaneamente.



Figura 18- Plataforma de força.

Os indivíduos foram orientados a caminhar naturalmente (velocidade auto selecionada) sobre uma passarela de 10 m de comprimento, onde os 6 m medianos foram usados para a coleta dos dados. No meio da passarela, havia uma plataforma de força com dimensão igual a 53x 51 cm. Os sujeitos não foram avisados quanto ao local da plataforma, a fim de evitar mudanças no comprimento do passo e assim resultados não fidedignos.

Realizaram-se cinco tentativas, porém apenas as três melhores coletas foram analisadas. Uma tentativa foi considerada bem-sucedida se o pé do sujeito pousasse dentro da plataforma de força, sem que o mesmo aumentasse ou diminuísse o comprimento do passo, e a curva da força de reação do solo aparentasse normal. Os sujeitos realizaram esta tarefa com os pés descalços, para minimizar os fatores externos, como o tipo de calçado, que altera o padrão de movimento.

Para garantir a reprodutibilidade do teste e com o propósito de cobrir corretamente o volume de mensuração foram estabelecidas, por experimentação, referências como: marcações no chão (referentes à localização dos tripés), além de metragem das extremidades (60 cm) e do pescoço (10 cm) dos tripés (Figura 19). Optou-se por estas referências, pois os equipamentos eram montados e desmontados a cada coleta.



Figura 19- Referências estabelecidas para garantir a reprodutibilidade do teste

4.2.2.4- Aquisição e interpretação de dados

Para interpretar os dados coletados, a plataforma de força, as câmeras de vídeo e o computador dependeram de um conversor analógico-digital/digital-analógico (AD/DA), que permitiu sua sincronização para a aquisição, armazenagem e controle de sinais.

O conversor AD possui 16 canais de entrada numerados de 0 a 15, sendo 6 destinados a plataforma de força: canal 0 (F_x - Força ântero-posterior), canal 1 (F_y - Força médio-lateral), canal 2 (F_z - Força vertical), canal 3 (M_x - Momento x), canal 6 (M_y - Momento y) e canal 5 (M_z - Momento z).

O software Qtrac versão 2.53 foi utilizado para coletar (tempo de aquisição igual a seis segundos), bem como visualizar e salvar os dados. A partir deste software foi gerada uma seqüência de quadros de imagens resultante da identificação contínua de marcadores. Como resultado da reconstrução, obteve-se um arquivo constituído por um conjunto de segmentos (arquivo inicial-**.SEG**) (Figura 20).

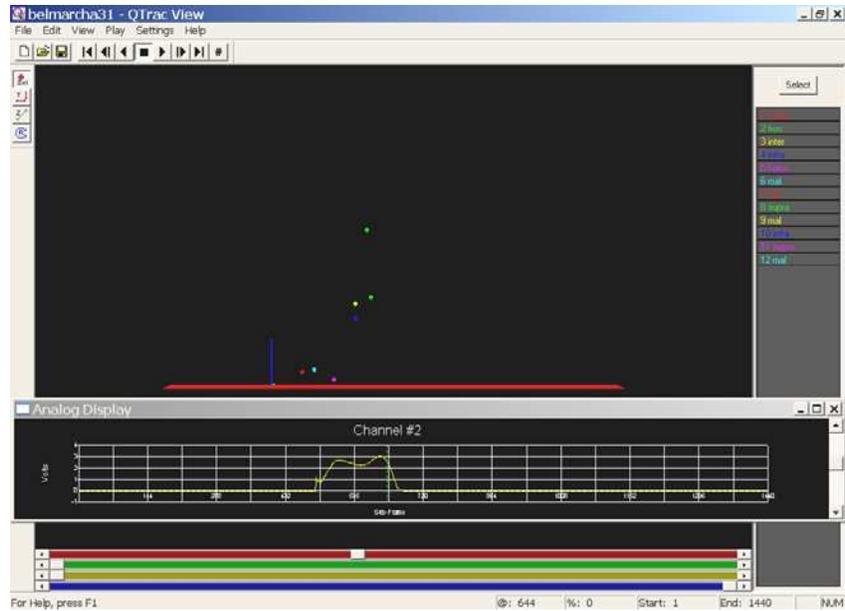


Figura 20- Arquivo inicial (. SEG)

Após a identificação dos pontos correspondentes às diversas trajetórias do mesmo marcador, geraram-se dois arquivos (arquivos finais-.TSV e .A TSV) onde os dados foram filtrados e as trajetórias interpoladas. Nestes, o número de pontos (sete) correspondia ao número de marcadores utilizados no exame (Figura 21).

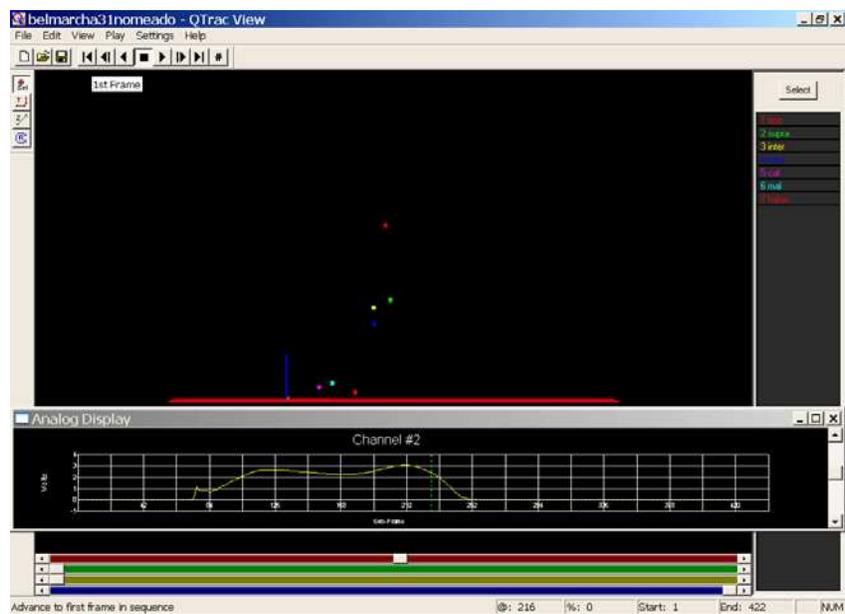


Figura 21- Arquivo final (. TSV)

Para finalizar a interpretação dos dados, utilizou-se o software Qgait versão 2.0. Neste, foram colocados valores referentes ao ciclo da marcha (selecionados do arquivo inicial), que iniciava no primeiro contato do pé e terminava no segundo contato do mesmo pé. Assim, foram construídas as curvas (gráficos) de ângulo, momento e FRS do joelho, com os dados normalizados pela altura e peso das voluntárias.

4.3- Análise estatística

Para comparação, entre os dois grupos, de medidas contínuas como medidas antropométricas (idade, peso, altura e IMC) e variáveis espaço-temporal (cadência, velocidade, comprimento da passada e período de apoio) utilizou-se o teste de Mann-Whitney.

O teste de Wilcoxon para amostras relacionadas foi utilizado com o objetivo de comparar variáveis do exame físico (ângulo de flexão e extensão do joelho; perimetria a 5, 10 e 15 cm; e, força muscular do quadríceps e dos ísquiotibiais) entre o membro lesado e o membro contralateral do grupo I.

A associação linear entre a classificação da EAAPF e as variáveis da marcha (ângulo, momento e FRS) foi avaliada através do coeficiente de correlação de Spearman. Já a comparação dos picos de ângulo, momento e FRS da articulação do joelho entre os grupos I e II foi realizada pela Análise de Variância (ANOVA). O nível de significância adotado para os testes estatísticos foi 5%.

5- RESULTADOS

Avaliação clínica

De acordo com a EAAPF, apenas uma das participantes apresentou grau bom de funcionalidade do joelho, enquanto as demais apresentaram grau ruim. A média deste resultado foi de 43,80 ($\pm 20,80$) pontos. Segundo o teste de Wilcoxon não houve diferença significativa entre os membros lesados e não lesados do grupo I para os dados clínicos como: amplitude de movimento (ADM) de flexão e de extensão do joelho; cirtometria a 15 cm do bordo superior da patela; grau de força muscular para quadríceps; e, grau de força muscular para os ísquiotibiais (Tabela 3). O nível de significância adotado para todos os testes estatísticos foi 5%.

Tabela 3- Dados observados na avaliação clínica.

Avaliação clínica	IPF		p-valor
	Membro envolvido	Membro não envolvido	
ADM de flexão (°)	124,40 (21,6)	133,00 (10,3)	0,4375
ADM de extensão (°)	0,60 (5,1)	-0,10 (4,0)	0,5000
Perimetria ^a (cm)	51,30 (6,6)	51,89 (7,3)	0,2500
FM quadríceps (grau de força)	4,00 (0,9)	4,60 (0,5)	0,1250
FM ísquiotibiais (grau de força)	4,00 (0,8)	4,30 (0,7)	0,2500
Avaliação ^b	43,80 (20,8)		

a: perimetria a 15 cm; **b:** Escala de Avaliação para Articulação Patelofemoral

De Karlsson, J; Thomée, R; Swad, L. Eleven year follow up of patelofemoral pain syndromes. Clin J Sports Med. 6: 23, 1996.

Para verificar a correlação entre a classificação da EAAPF e as variáveis da marcha: ângulo de joelho (A1- pico de flexão 1 e A2- pico de flexão 2), momento de joelho (Mj1- pico de extensão 1 e Mj2- pico de flexão 2) e FRS ou força vertical (Fz1- pico 1 e Fz2- pico 2), utilizou-se o coeficiente de correlação de Spearman (Tabela 4). Segundo este teste estatístico, não houve relação entre os dados analisados.

Tabela 4- Relação entre o escore clínico e as variáveis da marcha.

Estatísticas descritivas						
EAAPF	N	Média	DP*	Mediana	Mínimo	Máximo
	10	43.80	20.80	46.00	17.00	91.00
Coefficiente de correlação de Spearman						
Variáveis	A1	A2	Mj1	Mj2	Fz1	Fz2
EAAPF	0.07295	-0.35259	0.02432	0.30395	0.48025	0.43769
	0.8413	0.7253	0.9468	0.3932	0.1601	0.2058

* DP: Desvio Padrão

Avaliação da marcha

Segundo o teste de Mann-Whitney encontraram-se diferenças significativas nos dados espaços-temporais entre os dois grupos, exceto no período de apoio (Tabela 5).

Tabela 5- Parâmetros espaços-temporais dos grupos I e II.

Parâmetros	Grupo I	Grupo II	p-valor
espaços-temporais	Média (DP*)	Média (DP*)	
Cadência (passos/min)	96.28 (12.86)	105.92 (5.82)	0.0376
Velocidade (m/s)	0.93 (0.22)	1.17 (0.11)	0.0053
Comprimento da passada (m)	1.13 (0.12)	1.32 (0.06)	0.0021
Período de apoio (%)	62 (0.02)	60 (0.01)	0.1186

* DP: Desvio Padrão

As comparações dos picos de ângulo, momento e FRS da articulação do joelho entre os grupos I e II foram realizadas pela ANOVA. Assim, na Tabela 6, observaram-se diferenças significantes nos picos dos ângulos de flexão do joelho (na resposta de carga- A1 e no balanço médio- A2) entre os grupos.

Tabela 6- Comparação dos valores médios do ângulo de flexão do joelho entre os grupos.

Variáveis	Grupo I (n=10)	Grupo II (n=14)	p-valor
	Média (DP*)	Média (DP*)	
A1 (°)	4,98 (2,07)	11,68 (3,86)	<0,0001
A2 (°)	64,80 (4,41)	69,92 (3,40)	<0,0001

* DP: Desvio Padrão

O grupo I apresentou menor pico do ângulo de flexão do joelho quando comparado ao grupo II, tanto durante a resposta de carga, onde a média atingiu $4,98^{\circ}$ ($\pm 2,07$) versus $11,68^{\circ}$ ($\pm 3,86$); quanto no balanço médio, onde a média foi de $64,80^{\circ}$ ($\pm 4,41$) versus $69,92^{\circ}$ ($\pm 3,40$). Para demonstrar esses resultados, foi utilizado um gráfico com curvas características para tal variável (Fig.22).

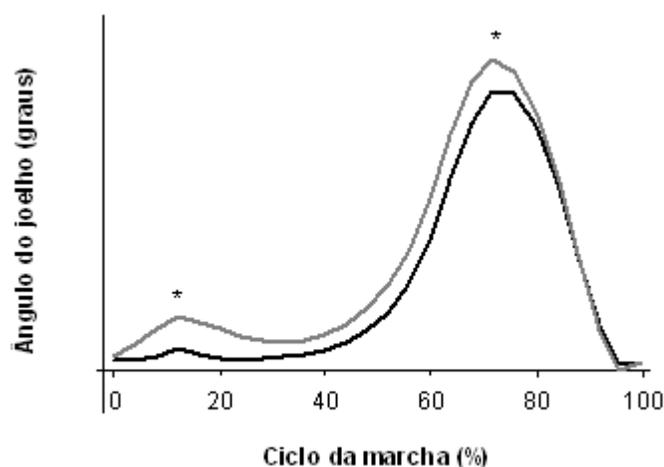


Figura 22- Variação angular do joelho para os grupos I (—) e II (---). *: $p < 0,0001$.

Na Tabela 7 encontram-se as médias e desvios-padrões (DP) dos picos do momento extensor do joelho (Mj1) nos dois grupos.

Tabela 7- Comparação dos valores médios do momento extensor do joelho entre os grupos.

Variável	Grupo I (n=10) Média (DP*)	Grupo II (n=14) Média (DP*)	p-valor
Mj1 (N.m/Kg)	0.56 (0.38)	0.68 (0.28)	<0.0001

* DP: Desvio Padrão

O grupo de pacientes apresentou valores de momento extensor significativamente inferiores ao grupo controle, com média igual a 0,56 ($\pm 0,38$) N.m/Kg x 0,68 ($\pm 0,28$) N.m/Kg, respectivamente. Um gráfico com curvas características também foi utilizado para esta variável (Fig.23).

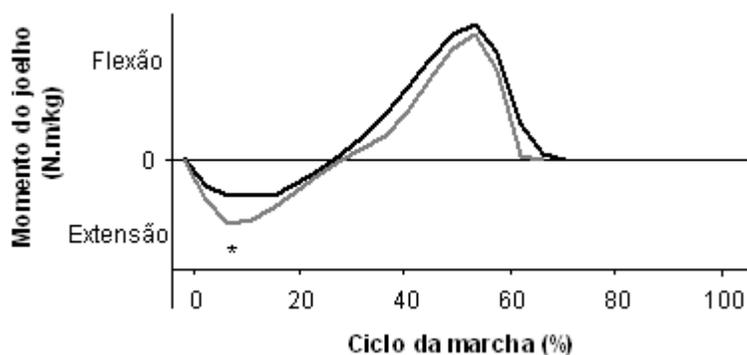


Figura 23- Valores médios dos momentos do joelho para os grupos I (—) e II (---). *: p<0,0001.

Além das diferenças entre os grupos citadas acima, observou-se valores distintos de FRS ou força vertical (Fz) no grupo I comparado ao grupo II. Porém, nesta variável, os valores médios de pico 1 da Fz não apresentaram diferenças significativas, apesar do grupo de pacientes ter mostrado valores superiores ao grupo controle (Tabela 8).

Tabela 8- Comparação dos valores médios de força vertical entre os grupos.

Variável	Grupo I (n=10) Média (DP*)	Grupo II (n=14) Média (DP*)	p-valor
Fz1 (% PC**)	131,00 (36,36)	116,65 (19,54)	0,4094

* DP: Desvio Padrão

**% PC: Porcentagem do Peso Corporal

A Figura 24 demonstra o gráfico com curvas características para a força vertical normalizada pelo peso corporal (PC).

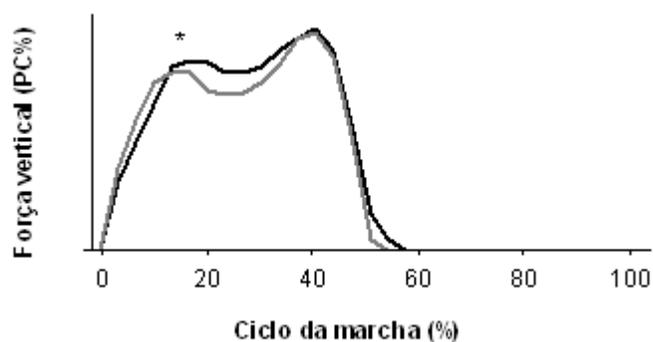


Figura 24- Valores médios da força vertical para os grupos I (—) e II (---). *: p=0,4094.

6- DISCUSSÃO

Avaliação clínica e dos parâmetros espaços-temporais

A APF é uma articulação acessível ao exame físico, o que permite a utilização de exames de imagem como radiologia, tomografia, ecografia, cintilografia e ressonância magnética. Apesar disso, continua bastante difícil a obtenção de resultados de tratamento que sejam uniformemente bons, quanto à dor anterior e à instabilidade do joelho.

Para um diagnóstico correto da instabilidade, é importante realizar uma avaliação clínica apurada e concisa do indivíduo, reservando os exames radiológicos para a função de confirmar o diagnóstico, quantificar e qualificar a patologia (MARCZYK e GOMES, 2000). BELLEMANS (2003) acha que uma das condições prévias para o tratamento próspero desta doença é o conhecimento preciso da biomecânica do mecanismo patelofemoral e conseqüentemente, o entendimento das patologias e dos sintomas relacionados a ele.

Clinicamente, indivíduos com DPF queixam-se de limitações na marcha, principalmente enquanto subindo/descendo degraus e em inclinações. O desconforto associado com estas atividades resulta em modificações de marcha (POWERS et al., 1996). Segundo MAGEE (2002), uma patologia músculo-esquelética pode resultar em modificação da marcha em virtude de fraqueza muscular, dor e/ou amplitude de movimento alterada. Porém, indivíduos com sensibilidade e controle seletivo normais, são capazes de se adaptar as mudanças, compensando os déficits causados pela musculatura envolvida.

A avaliação clínica realizada nesse estudo mostrou que não houve diferença estatística entre os membros lesados e normais dos indivíduos com IPF objetiva, em todas as variáveis analisadas: ADM de flexão e extensão do joelho, perimetria ou circunferência dos membros, grau de força muscular de quadríceps e ísquiotibiais. Contudo, segundo os resultados da EAAPF, os joelhos lesados classificaram-se como grau de funcionalidade ruim. Apenas uma participante do grupo I, apresentou grau de funcionalidade bom do joelho.

Além disso, observou-se que não houve correlação entre os resultados da EAAPF e as variáveis da marcha analisadas (ângulo de joelho, momento de joelho e FRS).

Provavelmente isso ocorreu devido ao tamanho reduzido da amostra (n= 10), podendo mascarar os resultados. Para SHIBANUMA et al. (2005), freqüentemente observa-se nos sujeitos com DPF uma falta de correlação entre sintomas e achados clínicos específicos. Em outras patologias do joelho, alguns autores informaram que a flexão de joelho durante a fase de apoio da marcha está relacionada aos achados clínicos (NADEAU et al., 1997).

NADEAU et al. (1997) observaram através de avaliação clínica que o grupo de indivíduos com SDPF utilizado em seu estudo era homogêneo, com poucos sintomas durante a avaliação experimental, boa mobilidade para as três articulações e sem qualquer diferença nas medidas de circunferência entre os membros envolvidos e não envolvidos, apesar da queixa de dor intermitente a mais de um ano. Estas características se assemelharam àquelas informadas por WILSON (1990) e ARNOLD (1991) que citaram como rara, a limitação da ADM do joelho em pacientes com SDPF.

No presente estudo, os parâmetros espaços-temporais da marcha também foram analisados. A velocidade, o comprimento da passada e a cadência apresentaram-se diferentes estatisticamente ($p < 0,05$), com valores do grupo I inferiores ao grupo II. Com relação ao período em que os indivíduos mantinham os pés no solo (apoio), apesar do grupo II apresentar valores inferiores ao grupo I, estes não foram significantes.

Ao contrário deste, nos estudos de NADEAU et al. (1997) e BRECHTER e POWERS (2002a) nenhuma diferença pôde ser vista nos parâmetros espaços-temporais entre os grupos. Já POWERS et al. (1999) encontraram valores inferiores para velocidade, cadência e comprimento da passada em indivíduos com DPF comparados a indivíduos normais, porém apenas a primeira variável apresentou diferença significativa.

POWERS et al. (1997) mostraram uma redução na velocidade da marcha, juntamente com redução do comprimento da passada e da cadência (adaptação primária no grupo de indivíduos com DPF), sendo que as maiores diferenças entre os grupos ocorreram nas atividades de maior demanda (caminhada em velocidade rápida, subida de rampa). Citaram também que não houve comprometimento da cinemática do joelho nos sujeitos avaliados por eles. No presente estudo, a redução da velocidade pelos indivíduos com IPF provavelmente não foi suficiente para reduzir as forças na APF, pois estes também apresentaram alteração no ângulo de flexão do joelho.

Avaliação da marcha

Ângulo

Segundo BRECHTER e POWERS (2002a) a área de contato na APF pode ser influenciada pelo ângulo de joelho durante a marcha (função) ou por fatores anatômicos que afetem a posição da patela na tróclea femoral. Deste modo, no estudo atual foram avaliados parâmetros cinemáticos (pico de flexão de joelho na resposta de carga e no balanço médio) nos grupos I e II, durante a marcha numa velocidade livre. A avaliação dessa variável (ângulo) tem implicações clínicas importantes, visto que ainda existem muitas dúvidas a respeito do melhor tratamento, além de achados diversificados quanto à angulação durante a marcha de sujeitos com SDPF.

O pico de flexão do joelho tanto no PA quanto no período de balanço (PB) foi diferente significativamente, sendo diminuído no grupo I em relação ao grupo II. Esses achados concordaram com NADEAU et al. (1997) e DILLON et al. (1983), porém discordaram de WARD e POWERS (2004), BRECHTER e POWERS (2002a), POWERS et al. (1999) e POWERS et al. (1996). DILLON et al. (1983) mostraram que indivíduos com condromalácia patelar limitaram a flexão de joelho na fase de apoio, tanto andando quanto subindo e descendo uma rampa de 15 graus.

Durante a marcha, a flexão de joelho do grupo I, no apoio e no balanço, foi respectivamente 6,7 graus e 5,1 graus menor do que o grupo II. NADEAU et al (1997) encontraram ângulos de flexão de joelho com valores de 8,4 graus, 5,4 graus e 7,9 graus a menos nos sujeitos com SDPF do que no grupo controle, respectivamente a 10, 20 e 70% do CM. Enquanto POWERS et al. (1996) mostraram uma pequena diferença de 3,3 graus na flexão de joelho, entre os grupos avaliados (DPF e controle), durante a resposta de carga.

NADEAU et al. (1997) alegaram que a redução da flexão de joelho durante o PA pode ter sido uma estratégia usada pelos sujeitos com SDPF, para diminuir a carga e conseqüentemente a dor na APF; já durante o PB, esta mudança provavelmente relacionou-se ao fato que as forças geradas na APF aumentam com o ângulo de flexão do joelho.

WARD e POWERS (2004) mencionaram que apesar de não ter encontrado redução significativa no ângulo de flexão do joelho de indivíduos com patela alta comparado aos controles, houve uma tendência para tal e isso pode ter sido usado como compensação para reduzir o estresse e a FRAPF. Já POWERS et al. (1999) citaram que os sujeitos com DPF não alteraram o ângulo do joelho como um mecanismo compensatório para reduzir a compressão articular, ou seja, que os mesmos estavam predispostos a transferir o peso sobre o membro doloroso.

Espera-se que indivíduos com DPF utilizem como principal estratégia a redução da flexão do joelho durante a fase de apoio (resposta de carga) com o intuito de evitar a FRAPF e a dor, porém devido à diversidade dos sintomas e de sua manifestação nesta população, as formas de compensação também se diferenciam. Isso explica os resultados conflitantes encontrados nos estudos citados acima.

POWERS et al. (1996) informaram que pacientes com DPF reduziram a atividade eletromiográfica dos vastos durante a resposta de carga, indicando uma combinação de forças para minimizar a demanda do quadríceps. Para MARCZYK e GOMES (2000), é possível que pacientes de SDPF usem compensações musculares quando a tarefa é mais exigente.

Momento e FRS

Em algumas patologias do joelho, os momentos articulares no joelho são modificados frequentemente devido à presença de fraqueza (WINTER, 1980), dor ou instabilidade (HOOPER et al., 2002, BERCHUCK et al., 1990). Estas variáveis foram queixas das participantes do grupo I, o que justifica tais achados.

No presente estudo foi encontrado um pico do momento extensor do joelho 18,4% menor no grupo de indivíduos com IPF em relação ao grupo controle durante a primeira metade da fase de apoio. Esta foi mais uma adaptação usada pelo grupo patológico na tentativa de manter a marcha evitando prejuízos articulares.

NADEAU et al. (1997) mostrou que média do momento extensor do joelho foi 16% menor em sujeitos com SDPF comparado aos sujeitos normais; porém, esta diferença não foi significativa. Justificam que maiores mudanças nos momentos podem aparecer em alguns indivíduos pelo fato de mudanças cinemáticas falharem no alívio da dor ou tardiamente dentro do processo da doença.

POWERS et al. (1996) informaram que a redução de atividade eletromiográfica dos vastos durante a resposta de carga pelos pacientes com DPF, pode ter sido para minimizar a demanda do quadríceps. Achados semelhantes foram encontrados por WINTER (1984) que atribuiu uma menor demanda do quadríceps e conseqüentemente menor momento extensor do joelho, à redução de velocidade. Para MARCZYK e GOMES (2000), é possível que pacientes de SDPF usem compensações musculares quando a tarefa for mais exigente.

BRECHTER e POWERS (2002a) demonstraram que durante o PA da marcha, em velocidade livre, os indivíduos com DPF apresentaram um momento extensor 24,56% menor do que o grupo controle. Observaram também uma redução no pico de FRAPF no grupo com DPF e atribuíram isto à redução do momento extensor de joelho, já que a cinemática e a FRS não variaram entre os grupos analisados. Deste modo, hipotetizaram que para reduzir o momento extensor do joelho, a estratégia de inclinação anterior do tronco pode ter sido usada, pois com a aproximação do centro de massa do corpo ao centro articular do joelho, pode-se reduzir a demanda do quadríceps, concordando com SALSICH et al. (2001) e ERNEST et al. (1999).

POWERS et al. (1999), por sua vez, espera que a redução do momento extensor do joelho talvez tenha ocorrido por causa do padrão de “quadríceps avoidance”, que também pode ser responsável pela limitação da flexão de joelho nesta fase.

De acordo com os achados citados a respeito das justificativas para o reduzido momento extensor de joelho, supõe-se que o grupo I utilizou estratégias como a redução de velocidade e o padrão de “quadríceps avoidance” (redução da flexão do joelho), como mostrado anteriormente pelos resultados do estudo. Talvez pelo fato do quadro clínico apresentado pelo grupo I ter sido mais grave (pelo menos uma luxação) do que àquele do

estudo de BRECHTER e POWERS (2002a), tenha sido necessária à utilização dessas duas estratégias pelo grupo I para reduzir o momento de joelho, enquanto que o grupo do estudo comparativo utilizou apenas a inclinação anterior do tronco.

BERCHUCK et al. (1990) demonstraram que 75% de pacientes que apresentam uma deficiência de ligamento de cruzado anterior mostraram um momento do joelho invertido (de extensão para flexão), além de um momento extensor de quadril elevado no início da fase de apoio. O aumento no momento extensor de quadril pode ser interpretado como uma compensação muscular pelo pouco uso da musculatura extensora do joelho.

Para NADEAU et al. (1997), os sujeitos com SDPF apresentaram a tendência de promover compensações notadas no momento extensor do quadril, além da utilização de uma flexão de joelho reduzida, com o objetivo de reduzir cargas dolorosas na APF. ROBINSON e NEE (2007) acharam que a diminuição da força de quadril pode estar associada com o pobre controle de movimento da extremidade inferior durante atividades de sustentação de peso, conduzindo a movimentos patelofemorais anormais e dor.

Em um estudo da FRS com pacientes apresentando dor anterior de joelho, CALLAGHAN e BALZOPoulos (1994) observaram que o valor médio da força vertical foi mais baixo do que o do grupo controle. Esses achados discordaram daqueles encontrados no estudo atual que mostrou o pico da FRS 12,3% maior no grupo de sujeitos com IPF (apesar de não significativo), possivelmente pelo fato destes apresentarem o membro inferior mais estendido durante o apoio do calcanhar, que poderá resultar em maior impacto na ATF dos mesmos e conseqüentemente maior risco de alterações degenerativas em longo prazo.

Corroborando com os achados deste estudo, COOK et al. (1997) notaram que a restrita flexão do joelho durante a resposta de carga resultou em maior FRS e carga no membro inferior. Em estudo com sujeitos com dor tibiofemoral intermitente, RADIN et al. (1991) sugerem que cargas impulsivas foram a causa e não o efeito de dor na ATF. Além disso, postularam que o mecanismo de uso do joelho está relacionado com a redução da absorção de choque ativa (contração excêntrica do quadríceps) e maior absorção de choque passiva (propriedades viscoelásticas do osso e cartilagem).

Ao contrário, POWERS et al. (1999) e POWERS et al. (1995) encontraram uma menor FRS (8,4% e 1%, respectivamente) nos indivíduos com DPF, que pode ser explicada pela redução de velocidade durante a marcha em velocidade natural (livre), pois estes não apresentaram diferenças significantes na cinemática de joelho comparado ao grupo controle. Concluíram que provavelmente o grupo patológico não foi suscetível aos efeitos danosos de altas cargas. Diferentes achados entre os autores acima e esse estudo podem justificar o maior valor de FRS encontrado no grupo I, pois estes apresentaram menor flexão de joelho durante a resposta de carga (quadríceps avoidance) e possivelmente a redução de velocidade não foi suficiente para reduzir a FRS.

Exercícios

Mudanças na locomoção podem resultar em prejuízos a outras articulações, por isso é fundamental para o plano de tratamento global que haja restauração de marcha normal. Fatores como hiperextensão e redução da flexão de joelho durante a aceitação de peso, indicativos de quadríceps avoidance, devem ser revertidos sempre que possível (FREDERICSON e POWERS, 2002). A flexão de joelho durante o apoio inicial representa uma grande demanda muscular. A contração excêntrica do quadríceps durante esta fase do CM é considerada como o mecanismo primário de absorção do choque (PERRY, 2005).

POWERS (1998) relatou que o aumento de função locomotora em pessoas com DPF está associado com a restauração de força e função do músculo quadríceps femoral, apoiando o papel de fortalecimento na recuperação dos sintomas patelofemorais. Porém, segundo FREDERICSON e POWERS (2002), ainda não está completamente claro o mecanismo pelo qual o fortalecimento melhora os sintomas de DPF e a habilidade funcional. MARCZYK e GOMES (2000) defendem que para a recuperação nos casos de subluxação ou luxações crônicas, é importante manter a mobilidade articular, a força e o trofismo muscular.

Com relação a melhor forma de fortalecimento muscular nos casos de DPF, também existem inúmeros estudos, porém com dados contraditórios. HUNG e GROSS (1999) demonstraram que a razão VMO/VL foi significativamente maior no agachamento curto do que na máxima contração isométrica voluntária de quadríceps com o joelho

estendido, indicando que o primeiro exercício (realizado numa ADM sem dor) pode ser mais eficaz do que o segundo.

WITVROUW et al. (2000b) também estudaram os efeitos de exercício em CCA versus exercício em CCF num grupo de pacientes com dor anterior do joelho e observaram que ambos reduziram a dor e aumentaram a funcionalidade do joelho, sendo os exercícios em CCF um pouco mais eficazes.

TANG et al. (2001) e ESCAMILLA et al. (1998) mostraram que atividade do quadríceps foi maior em CCF (quando o joelho estava perto de flexão) e CCA (quando o joelho estava perto da extensão), sendo que o RF produziu mais atividade em CCA enquanto os vastos produziram maior atividade em CCF. Koba et al. (2004) asseguraram que exercícios isométricos são mais eficientes do que os exercícios de contração repetitiva (isotônicos), especialmente no recrutamento de grandes grupos musculares.

Estudos relataram a importância da inclusão de exercícios em CCA e CCF (O'SULLIVAN e POPELAS, 2005), além de exercícios isocinéticos (HAZNECI et al., 2005) nos programas de reabilitação de pacientes com SDPF. Já POST (2005) afirmou que a escolha do exercício, se CCA ou CCF, vai depender de fatores como localização, gravidade e tempo de lesão.

7- CONCLUSÃO

Os indivíduos com IPF objetiva (grupo I) apresentaram-se clinicamente semelhantes, com joelhos classificados como grau de funcionalidade ruim. Não houve correlação entre a classificação da EAAPF e as variáveis da marcha: ângulo de joelho (A1 e A2), momento de joelho (Mj1 e Mj2) e FRS ou força vertical (Fz1 e Fz2).

Os parâmetros espaços-temporais (velocidade, cadência e comprimento da passada) assim como as variáveis da marcha (ângulo e momento de joelho) mostraram-se inferiores no grupo I comparado ao grupo II. Já a força de reação de solo foi maior no grupo patológico em relação ao controle.

A redução da flexão de joelho durante a resposta de carga provavelmente ocorreu no grupo I por eles evitarem a contração excêntrica do quadríceps (“quadríceps avoidance”). Além disso, reduziram a velocidade de deambulação possivelmente para diminuir o momento articular de joelho e tentar diminuir a FRS. Entretanto, a FRS não foi reduzida, o que poderá resultar em danos a outras articulações, em longo prazo, devido a cargas repetitivas na ATF.

Ao comparar os resultados encontrados nos dois grupos, foi possível observar que os sujeitos do grupo I utilizaram compensações variadas na tentativa de reduzir a dor e a pressão na APF. No entanto, é interessante notar que esses achados não podem se estender a toda população com IPF, pois existe uma variedade de sintomas e manifestações que diferencia cada caso.

Esses resultados juntamente com àqueles de outros estudos, indicam que o tratamento projetado para sujeitos com IPF objetiva tem que ser individualizado. Assim, sugere-se a utilização dos exercícios que promovam movimentos funcionais dos membros inferiores, onde o movimento do joelho acompanha os movimentos do quadril e tornozelo, a fim de tentar reduzir o estresse na APF e melhorar a marcha dos mesmos.

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE MAP, CARVALHO JÚNIOR LH de, FONSECA WV da. Instabilidades femoropatelares: avaliação do tratamento cirúrgico. *Acta Ortop Bras* 1993; 1(2): 1-6.

ANDRADE MAP. A articulação fêmoro-patelar. *Clínica Ortopédica* 2002; 3(3): 453-654.

ANDREWS JR, WILK KE, HARRELSON GL. Reabilitação Física das Lesões Desportivas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 235-7, 242-9, 276-82.

ARNOLD CC. Patellar pain. *Acta Orthop Scand Suppl* 1991; 244: 1-29.

BAUMANN W. Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomecânica: Estudo da Arte e Perspectivas. In: *Anais de VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*; 1995; Brasília, Brasil: UNB.

BELLEMANS J. Biomechanics of anterior knee pain. *Knee* 2003; 10: 123-6.

BERCHUCK M, ANDRIACCHI TP, BACH BR, REIDER B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 871-7.

BOUCHER JP, KING MA, LEFEBVRE R, PEPIN A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med* 1992; 20(5): 527-32.

BRECHTER JH, POWERS CM. Patellofemoral stress during stair walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2002a; 34(10): 1582-93.

BRECHTER JH, POWERS CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture* 2002b; 16: 115-23.

BRUNIERA CAV. Estudo Biomecânico da Locomoção Humana: Análise de Variáveis Descritivas para o Andar e Correr [Dissertação]. São Paulo (SP): EEF-USP; 1994.

BYL T, COLE J, LIVINGSTON L. What determines the magnitude of the Q-angle? A preliminary study of selected skeletal and muscular measures. *J Sport Rehabil* 2000; 9, 26-34.

CAILLIET, R. Dor no Joelho. Tradução de Luiz Irineu Cibilib Settineri. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2001. Título original: *Knee pain and disability*.

CALLAGHAN MJ, BALZOPoulos V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech* 1994; 9: 79-84.

CHEUNG RTH, NG GYF, CHEN BFC. Association of Footwear with Patellofemoral Pain Syndrome in Runners. *Sports Med* 2006; 36(3): 199-205.

CIBULKA MT, THRELKELD-WATKINS J. Patellofemoral Pain and Asymmetrical Hip Rotation. *Phys Ther* 2005; 85(11): 1201-7.

CLARK DI, DOWNING N, MITCHELL J, COULSON L, SYZPRYT EP, DOHERTY M. Physiotherapy for anterior knee pain: a randomised controlled trial. *Ann Rheum Dis* 2000; 59: 700-4.

COHEN M, ABDALLA RJ. Lesões nos Esportes: Diagnóstico-Prevenção-Tratamento. 2ª ed. Rio de Janeiro: Revinter; 2005. p. 139-50; 173-82.

COOK TM, FAREEL FP, CAREY IA, GIBBS JM, WIGER GE. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25: 236-44.

COWAN SM, BENNELL KL, HODGES PW, CROSSLEY KM, MCCONNELL J. Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 183-9.

CROSSLEY KM, COWAN SM, BENNELL KL, MCCONNELL J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res* 2004; 22: 267-74.

DILON P, UPDYKE W, ALLEN W. Gait analysis with reference to chondromalacia patellae. *J Orthop Sports Phys Ther* 1983; 5: 127-31.

DI GIULIO M, DONALDSON WR. Complications of Patello-Femoral Joint Surgery. *Sports Med Arthrosc* 2004; 12(3): 172-94.

DEJOUR H, WALCH G, NOVE-JOSSERAND L, GUIER CH. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1994; 2: 19-26.

DURWARD BR, BAER GD, ROWE PJ. Movimento funcional humano: mensuração e análise. Tradução de Dra. Eliseanne Nopper. São Paulo: Manole; 2001. 1-33; 93-105 p. Título original: Functional Human Moviment: Measurement and Analysis.

EMODI GJ, CALLAGHAN JJ, PEDERSEN DR, BROWN TD. Posterior Cruciate Ligament Function Following Total Knee Arthroplasty: The Effect of Joint Line Elevation. Iowa Orthop J 1999; 19: 82-92.

ERNEST G, KAWAGUCHI J, SALIBA E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 9: 661-7.

ESCAMILLA RF, FLEISING GS, ZHENG N, BARRENTINE SW, WILK KE, ANDREWS JA. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med Sci Sports Exerc 1998; 30: 556-69.

FILHO BJR et al. Disfunções fêmuro-patelares por retrações musculares [on line] 2002 a [acesso em 26 de jan de 2006]. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/fisioweb/traumato.asp>.

FILHO BJR et al. Instabilidade fêmoro-patelar [on line] 2002 b [acesso em 26 de jan de 2006]. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/fisioweb/traumato.asp>.

FREDERICSON M, POWERS CM. Practical Management of Patellofemoral Pain. Clin J Sport Med 2002; 12: 36-8.

FREDERICSON M, YOON K. Physical Examination and Patellofemoral Pain Syndrome. Am J Phys Med Rehabil 2006; 85: 234-43.

FULKERSON JP. Diagnosis and Treatment of Patients with Patellofemoral Pain. The Am J Sports Med 2002; 30(3): 447-56.

FULKERSON JP, ARENDT EA. Anterior knee pain in females. Clin Orthop Relat Res 2000; 372: 69-73.

GAGE JR, DELUCA PA, RENSHAW TS. Gait Analysis: Principles and Applications. J Bone Joint Surg Am 1995; 77: 1607-23.

GILLEARD W, MCCONNELL J, PARSONS D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Phys Ther* 1998; 78(1): 25-32.

GRELSAMER RP. Patellar Malalignment. *J Bone Joint Surg* 2000; 82-A(11): 1639-50.

GRELSAMER RP, KLEIN JR. The Biomechanics of the Patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28(5): 286-98.

GROSSI DB, PEDRO VM, BÉRZIN F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. *Acta Ortop Bras* 2004; 12(2): 99-104.

HAHN T, FOLDSPANG A. The Q angle and sport. *Scand J Med Sci Sports* 1997; 7: 43-8.

HALL SJ. *Biomecânica Básica*. Tradução de Giuseppe Taranto. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. 20-40; 176-83 p. Título original: *Basic Biomechanics*.

HANTEN WP, SCHULTIES SS. Exercise Effect on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Muscles. *Phys Ther* 1990; 70: 561-5.

HARMAN M, DOGAN A, ARSLAN H, IPEKSOY U, VURAL S. Evaluation os the patellofemoral joint with kinematic MR fluoroscopy. *Clin Imaging* 2002; 26: 136-9.

HAZNECI B, YILDIZ Y, SEKIR U, AYDIN T, KALYON TA. Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil* 2005; 84(7): 521-7.

HEBERT S, XAVIER R, PARDINI JÚNIOR AG, BARROS FILHO TEP. *Ortopedia e Traumatologia: Princípios e Prática*. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 35-44; 444-63; 473-5.

HEHNE JN. Biomechanics of the Patellofemoral Joint and Its Clinical Relevance. *Clin Orthop Relat Res* 1990; 258: 73-85.

HENRICHS A. A Review of Knee Dislocations. *J Athl Train* 2004; 39(4): 365–9.

HILYARD A. recent developments in the management of patellofemoral pain. *Physiotherapy* 1990; 76(9): 559-65.

HOLMES JÚNIOR SW, CLANCY JÚNIOR WS. Clinical Classification of Patellofemoral Pain and Dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28(5): 299-306.

HOOPER DM, MORRISSEY MC, CROOKENDEN R, IRELAND J, BEACON JP. Gait adaptations in patients with chronic posterior instability of the knee. *Clin Biomech* 2002; 17: 227-33.

HSIEH YF, DRAGANICH LF, HO SH, REIDER B. The Effects of Removal and Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament on Patellofemoral Kinematics. *Am J Sports Med* 1998; 26: 201-9.

HSIEH YF, DRAGANICH LF, HO SH, REIDER B. The Effects of Removal and Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament on the Contact Characteristics of the Patellofemoral Joint. *Am J Sports Med* 2002; 30:121-7.

HUNG Y, GROSS MT. Effect of Foot Position on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Lower-Extremity. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999; 29(2): 93-105.

INSALL JN, WINDSON RE, SCOTT WN, KELLY MA, AGLIETTI P. Surgery of the knee. 2ª ed. Inglaterra: Churchill Livingstone; 1993. p. 241-291; 505-51.

KANNUS PA. Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome-a prospective study. *Radiology* 1992; 185(3): 859-63.

KAPANDJI AI. Fisiologia articular. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p.83, 109-117. V. 2.

KARLSSON J, THOMÉE R, SWAD L. Eleven year follow up of patelofemoral pain syndromes. *Clin J Sport Med* 1996; 6: 23.

KOBA S, HAYASHI N, MIURA A, ENDO M, FUKURA Y, YOSHIDA T. Pressor response to static and dynamic knee extension and equivalent workload in humans. *Jpn J Physiol* 2004; 54: 471-81.

KWAK SD, COLMAN WW, ATESHIAN GA, GRELSAMER RP, HENRY JH, MOW VC. Anatomy of the human patellofemoral joint articular cartilage: surface curvature analysis. *J Orthop Res* 1997; 15: 468-72.

LARSON RL, GRANA WA. *The knee: form, function pathology and treatment*. Philadelphia: WB Saunders; 1993. p. 12-20; 53.

LEHMKUHL LD, SMITH LK, WEISS E. *Cinesiologia Clínica de Brunstrom*. 5ª ed, São Paulo: Manole; 1997. p.3.

LIVINGSTON LA. The Quadriceps Angle: A Review of the Literature. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28(2): 105-9.

LIVINGSTON LA, MANDIGO JL. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. *Clin Biomech* 1999; 14: 7-13.

LOHMAN EB, HARP TP. A Critical Review of Patellofemoral Pain Syndrome in Rehabilitation. *Critical Review Physical and Rehabilitation Medicine* 2002; 14(2): 197-222.

LOVEJOY, C.O. The natural history of human gait and posture: Part 3. The Knee. *Gait Posture* 2007; 25: 325-41.

MAGGE DJ. *Avaliação musculoesquelética*. 2ª ed. São Paulo: Manole; 2002; p.525-52; 652; 697-714.

MANSKE CL, DAVIES GJ. A noncirurgical approach to examination and treatment of patellofemoral joint, part I: examination of patellofemoral joint. *Critical Review Physical and Rehabilitation Medicine* 2003; 15: 141-66.

MARCZYK LRS, GOMES JLE. Instabilidade femoropatelar: conceitos atuais. *Rev Bras Ortop* 2000; 35(8): 275-81.

MESFAR W, SHIRAZI-ADL A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee* 2005; 12: 424-34.

MIINS, RJ. The role of gait analysis in the management of the knee. *Knee* 2005; 12: 157-62.

MOHR KJ, KVVITNE RS, PINK MM, FIDELER B, PERRY J. Electromyography of the Quadriceps in Patellofemoral Pain With Patellar Subluxation. Clin Orthop Relat Res 2003; 415: 261-71.

MORRISH GM, WOLEDGE RC. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. Scand J Rehabil Med 1997; 29: 43-9.

MOSS RI, DE VITA P, DAWSON ML. A Biomechanical Analysis of Patellofemoral Stress Syndrome. J Athl Train 1992; 27(1): 64-9.

NADEAU S, GRAVEL D, HEBERT LC, ARSENAULTA AB, LEPAGE Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. Gait Posture 1997; 5: 21-7.

NISSEL R; ERICSON M. Patellar forces during isokinetic knee extension. Clin Biomech 1992; 7: 104-8.

NISSEN CW, CULLEN MC, HEWETT TE, NOYES FR. Physical and Arthroscopic Examination Techniques of the Patellofemoral Joint. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 28(5): 277-85.

O'SULLIVAN SP, POPELAS CA. Activation of vastus medialis obliquus among individuals with patellofemoral pain syndrome. J Strength Cond Res 2005; 19(2): 302-4.

PAPLER PG. Reabilitação do Joelho. Acta Ortop Bras 1995; 3(4): 1-5.

PERRY J. Análise de marcha: marcha normal. Tradução de Alethéa Gomes Nardini Araújo e Cíntia Domingues de Freitas. São Paulo: Manole; 2005. 1-13; 81-99; 137-50 p. Título original: Gait Analysis- Normal Function.V.1.

POST WR. Patellofemoral Pain: Results of Nonoperative Treatment. Clin Orthop Relat Res 2005; 436: 55-9.

POWERS CM. Rehabilitation of Patellofemoral Joint Disorders: A Critical Review. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 28(5): 345-54.

POWERS CM. Patellar Kinematics, Part I: The Influence of Vastus Muscle Activity in Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Phys Ther* 2000; 80(10): 956-64.

POWERS CM. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11): 639-46.

POWERS CM, HEINO JG, RAO S, PERRY J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech* 1999; 14: 722-8.

POWERS CM, LANDEL R, PERRY J. Timing and Intensity of Vastus Muscle Activity During Functional Activities in Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Phys Ther* 1996; 76(9): 946-67.

POWERS CM, MAFFUCCI R, HAMPTON S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 22: 155-60.

POWERS CM, PERRY J, HSU A, HISLOP HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps strength associated with locomotor function? *Phys Ther* 1997; 77: 1063- 74.

PROTOPAPADAKI A, DRECHSLER WI, CRAMP MC, COUTTS FJ, SCOTT OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech* 2007; 22: 203-10.

QUALLYSIS MEDICAL AB. User manual- Marker application guide. 1996-1999.

RADIN EL, YANG KH, RIEGGER C, KISH VL, O'CONNOR JJ. Relationship Between Lower Limb Dynamics and Knee Joint Pain. *J Orthop Res* 1991; 9: 398-405.

ROBINSON RL, NEE RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(5): 232-8.

ROSE J, GAMBLE JG. *Marcha humana*. Tradução de Terezinha Oppido. 2ª ed. São Paulo: Editorial Premier; 1998. Título original: *Human Walking*.

RUFFIN MT, KININGHAN RB. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. *Am Fam Physician* 1993; 43: 185-94.

SACCO ICN, SERRÃO JC, SÁ MR, AMADIO AC. Estudo comparativo de variáveis biomecânicas do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e neuropatas. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*; 2001, Gramado: Rio Grande do Sul: SBB. p.198–203.

SALSICH GB, BRECHTER JH, POWERS CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2001; 16: 906-12.

SHELTON GL, THIGPEN LK. Rehabilitation of patellofemoral dysfunction: a review of literature. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991; 14: 243-249.

SHIBANUMA N, SHEEHAN FT, STANHOPE SJ. Limb Positioning Is Critical for Defining Patellofemoral Alignment and Femoral Shape. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 434: 198–206.

SINGERMAN R, DAVY DT, GOLDBERG VM. Effects of patella alta and ífera on patellofemoral contact forces. *J Biomech* 1994; 27: 1059-65.

SOUZA DR, GROSS MT. Comparison of vastus medialis obliquos: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther* 1991; 71: 310-6.

TANG SF, CHEN CK, HSU R, CHOU SW, HONG WH, LEW HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1441–45.

THOMEÉ R, AUGUSTSSON J, KARLSSON J. Patellofemoral Pain Syndrome: A Review of Current Issues. *Sports Med* 1999; 28(4): 245-62.

THOMEÉ R, RENTROM D, KARLSSON J, GRIMB G. Patellofemoral Pain Syndrome in young women. *Scand J Med Sci Sports* 1995; 5: 245-51.

TUMIA N, MAFFULLI N. Patellofemoral Pain in Female Athletes. *Sports Med Arthrosc* 269–75.

WARD SR, POWERS CM. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech* 2004; 19: 1040-47.

WHARF RM, ROBERTSON DGE. Kinetic Analysis of Gait on Inclined Surfaces. In: ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting; 2005 July 31 - August 5; Cleveland, EUA, p. 88.

WILK KE, DAVIES GJ, MANGINE RE, MALONE TR. Patellofemoral disorders: a classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28: 307-22.

WILK KE, REINOLD MM. Principles of patellofemoral rehabilitation. *Sports Med Arthrosc* 2001; 9: 325-36.

WILSON T. Anterior knee pain: a new technique for examination and treatment. *Physiotherapy* 1990; 76: 371-6.

WINTER DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech* 1980; 13: 923-7.

WINTER DA. Kinematics and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 1984; 3: 51-76.

WINTER DA. Knowledge base for diagnostic gait assessments. *Med Prog Technol* 1993; 19(2): 61-81.

WITVROUW E, LYSSENS R, BELLEMANS J, CAMBIER D, VANDERSTRAETEN G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: A two-year prospective study. *Am J Sports Med* 2000a; 28: 480–9.

WITVROUW E, LYSSENS R, BELLEMANS J, PEERS K, VANDERSTRAETEN G. Open versus closed kinetic chain exercises for patellofemoral pain: A prospective, randomized study. *Am J Sports Med* 2000b; 28: 687–94.

WITVROUW E, WERNER S, MIHKKELSEN C, VAN TIGGELEN D, VANDEN BERGHE L, CERULLI G. Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005; 13: 122-30.

WOODALL W, WELSH J. A biomechanical basis for rehabilitation program involving the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990; 11: 535-42.

WOODLAND LH, FRANCIS RS. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med* 1992; 20(2): 208-11.

9- ANEXO

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

✉ Caixa Postal 6111, 13083-970 Campinas, SP

☎ (0_19) 3788-8936

FAX (0_19) 3788-7187

🌐 www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

✉ cep@fcm.unicamp.br

CEP, 17/10/05.

(Grupo III)

PARECER PROJETO: Nº 529/2005

CAAE: 1439.0.146.000-05

I-IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “ANÁLISE CLÍNICA E FUNCIONAL DA DISFUNÇÃO FÊMORO-PATELAR”

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Júlia Guimarães Reis

INSTITUIÇÃO: HC/UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP:

II - OBJETIVOS

Identificar e analisar as alterações biomecânicas dos indivíduos portadores de disfunção fêmoro-patelar.

III - SUMÁRIO

Serão avaliados 10 pacientes com disfunção fêmoro-patelar e 10 indivíduos sem história de lesão músculo-esquelética. Todos serão do sexo feminino e a idade poderá variar entre 14 a 30 anos. Os grupos serão submetidos a uma avaliação através de uma ficha que consta o grau de funcionalidade do joelho, além de exame físico e dados radiográficos.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Trata-se de um projeto bem qualificado, que a relação risco/benefício é favorável.

V - PARECER DO 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 complementares, bem como ter aprovado todos os anexos incluídos na Pesquisa, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na IX Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 27 de setembro de 2005.


Prof. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP

10- APÊNDICES

Título do projeto: Análise clínica e funcional da disfunção fêmoro- patelar

Pesquisadora: Júlia Guimarães Reis

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

Nome:

Data de nascimento: Idade: R.G:

Endereço:

Prontuário nº:

O setor de Fisioterapia Ortopédica e Traumatológica juntamente com a disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas UNICAMP está realizando uma pesquisa, cujo objetivo é verificar se há alterações e/ou adaptações durante a marcha, a fim de obter um programa de reabilitação (tratamento) mais eficaz.

Os indivíduos participantes do estudo serão separados em dois grupos: grupo I, lesados ou doente e grupo II, não lesados ou controle. Havendo a sua participação, os pesquisadores farão uma avaliação que consta de dados pessoais; Escala de Avaliação para a Articulação Patelofemoral, que verifica o grau de funcionalidade do joelho; além de exame físico e dados radiográficos. Além disso, fará o exame de radiografia da articulação do joelho, não necessitando de sua hospitalização e com eventuais riscos decorrentes da exposição ao raio x (porém são mínimos).

Em qualquer fase da pesquisa você poderá retirar o termo de consentimento e com isso deixar de fazer parte da mesma. Terá a garantia de receber respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa.

Toda informação obtida com esse projeto de pesquisa será documentada em seu prontuário e seguirá os regulamentos do HC-UNICAMP referentes ao sigilo de informação.

Uma cópia do projeto de pesquisa “Análise clínica e funcional da disfunção fêmoro-patelar” está a sua disposição para consulta e/ou esclarecimento de dúvidas.

Estou de acordo com minha participação na pesquisa:

Assinatura do participante ou do responsável (quando menor de idade)

Data

FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome:

Idade:

Data de avaliação: ____/____/____

Altura:

Peso:

HC:

AVALIAÇÃO SUBJETIVA:

Escala de Avaliação para a Articulação Patelofemoral (EAAPF)

	Pontos		Pontos
Claudicação		Instabilidade, “falsear”	
Nenhuma	5	Nunca	20
Ligeira ou episódica	3	Ocasionalmente com atividades vigorosas	10
Acentuada	0	Freqüentemente com atividades vigorosas	8
		Ocasionalmente com atividades diárias	2
Aparelhos auxiliares		Todos os dias	0
Nenhum	5	Inchaço	
Bengala ou órtese	3	Nenhum	10
Incapaz de sustentar peso	0	Após atividades vigorosas somente	5
		Após andar ou atividades leves	2
Subir escadas		Constante	0
Nenhum problema	20	Dor	
Leve prejuízo	15	Nenhuma	35
Muito lentamente	10	Ocasionalmente com atividades vigorosas	30
Um degrau de cada vez,	5	Acentuada com atividades vigorosas	20
sempre a mesma perna primeiro	0	Acentuada após andar 1600 metros ou dor leve ou moderada em repouso	15
Incapaz		Acentuada com andar < 1600 metros	10
Crepitação		Constante e intensa	0
Nenhuma	5		
Importuna	3		
Limita a atividade	2		
Acentuada	0		

*Total de pontos: _____

** Escore:

Excelente: 90-100 pontos

Bom: 80-89 pontos

Regular: 60-79 pontos

Ruim: < 60 pontos

Local da dor: _____

Quando iniciaram os sintomas? _____

História de lesão ou trauma na articulação do joelho:

() Sim. Qual? _____

() Não

Nível de atividade física:

() Sim. Qual? _____

() Não

INSPECÃO:

= **Quadril:** () antevertido () retrovertido

= **Joelho:** D () valgo () varo () normal () hiperestendido

E () valgo () varo () normal () hiperestendido

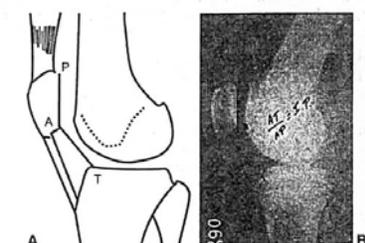
= **Pé:** D () valgo ou plano () varo ou cavo () normal

E () valgo ou plano () varo ou cavo () normal

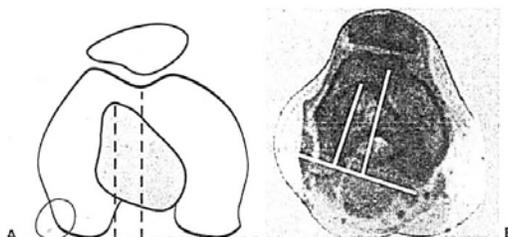
AVALIAÇÃO OBJETIVA:

Índice de inclinação patelar (tilt patelar): _____

Índice patelar (Caton- Deschamps): $IP = AT / AP$, valor: _____



Medida de TA-GT: valor: _____



EXAME FÍSICO:

GONIOMETRIA:

	Joelho D	Joelho E
Flexão		
Extensão		

PERIMETRIA DA COXA:

- **Referência:** acima da linha suprapatelar

	Joelho D	Joelho E
5 cm		
10 cm		
15 cm		

PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR:

	MID	MIE
Ísquiotibiais		
Prova de Ober		
Manobra de Ely		
Trendlemburg		
Teste do recurvatum		

MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MMII:

	MID	MIE
Real (cm)		
Aparente (cm)		

PATELA:

	Direita	Esquerda
Lateralizada		
Medializada		
Normal		
Hipermóvel		
Hipomóvel		
Apresentando crepitação		

PROVA DE FUNÇÃO MUSCULAR:

	MID	MIE
Quadríceps		
Ísquiotibiais		
Flexores do quadril		
Extensores do quadril		
Adutores do quadril		
Abdutores do quadril		

Escala:

0- Ausência de contração;

1- Presença de contração, sem movimento da articulação;

2- Presença de contração, sem ação da gravidade;

3- Presença de contração contra gravidade;

4- Presença de contração contra a gravidade e resistência moderada;

6- Presença de contração contra a gravidade e resistência máxima.