

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**MAPEAMENTO DA NORMALIDADE DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DA  
ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A SUA EXTENSÃO EM CADEIA  
CINÉTICA ABERTA SEM CARGA.**

**CAROLINE BERNARDES**

**Porto Alegre**

**2007**

**CAROLINE BERNARDES**

**MAPEAMENTO DA NORMALIDADE DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS  
DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A EXTENSÃO DO JOELHO EM  
CADEIA CINÉTICA ABERTA SEM CARGA.**

Dissertação de Mestrado  
apresentada ao Programa de Pós-Graduação  
em Ciências do Movimento Humano da  
Escola de Educação Física da Universidade  
Federal do Rio Grande do Sul, fazendo  
parte dos requisitos necessários para a  
obtenção do título de mestre.

**Orientador: Dr. Jefferson Fagundes Loss**

Porto Alegre

2007

## **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais, Jair e Tania, pela minha vida. Não simplesmente por terem me dado a vida, mas por terem feito dela, com vosso cuidado, atenção, amor, alegria, solidariedade e esperança, o meu maior presente! Vocês são minhas referências.

Aos meus irmãos, Audrei e Saimon, a quem eu amo com todas as forças e admiro incondicionalmente. Esta conquista também é de vocês!

Aos meus avós, Orlando e Silvarina, pelas preocupações constantes, pelo amor e carinho. Vocês têm uma importância muito especial na minha vida!

Obrigada pelo apoio nos momentos difíceis, o companheirismo permanente e a alegria do nosso convívio! Amo vocês!

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, que em momento algum me deixou desistir. Obrigada pela tranquilidade e proteção ao longo desta trajetória e por ter colocado em minha vida pessoas tão especiais!

Ao meu estimado orientador, Jefferson Fagundes Loss, que por meio da inteligência, do respeito e do amor, guia a grande família nomeada grupo de pesquisa em biomecânica. Nos 4 anos de convivência, além dos conhecimentos teóricos adquiridos relacionados à biomecânica, aprendi com a tua dedicação, incentivo e força de vontade. Agradeço por todos os momentos!

Aos meus grandes amigos, companheiros de estudo e pesquisa e dedicados colegas do Grupo do Joelho, Luis Felipe Silveira, Francisco Xavier de Araújo, Gustavo Portella, Rafael Bopp Candeia e Cíntia Pellizzaro pelo apoio na realização e desenvolvimento deste trabalho, incentivo e amizade. Um agradecimento especial eu dedico ao Professor de Educação Física Luis Felipe Silveira, que esteve presente desde a idealização deste trabalho e participou de todas as etapas da sua realização. Mais do que um bolsista, um amigo fiel que para sempre estará presente em minha vida. Vocês todos foram fundamentais para a viabilização deste trabalho e por tornar este momento inesquecível.

Ao Grupo de Pesquisa em Biomecânica do LAPEX – UFRGS e amigos que conquistei no decorrer destes anos de convivência: Leonardo Peyré Tartaruga, Fábiana Milman Krumholz, Fábio Canto da Silva, Artur Bonezi, Joelly Mahnic de Toledo, Marcelo La Torre, Débora Cantergi, Marcelo Castro, Felipe Forte, Felipe Marques, Everson Abech, Paulo Schiel, Maicon Pasini, Mônica Melo e Vicente Henneman. Agradeço os ensinamentos, o convívio, as risadas e o carinho de vocês.

Aos “dinos” do grupo de pesquisa em Biomecânica, João Paulo Cañeiro, Daniela Aldabe, Daniel Cury Ribeiro, Letícia Gandolfi, Éverton Kruehl da Rocha e Cláudia Candotti que fizeram grande parte da minha formação dentro deste grupo, que me incentivaram nos

momentos que eu acreditava que nunca iria entender aquelas fórmulas malucas e que direta ou indiretamente propiciaram a realização deste trabalho. Um agradecimento especial ao João Paulo que iniciou este estudo e deixou marcas no grupo do joelho que jamais serão apagadas.

Ao Hospital Mãe de Deus de Porto Alegre, local da realização da coleta de dados do presente estudo, aos funcionários do setor de radiologia André, Gláucia e Melissa pela colaboração e auxílio operacional e, principalmente, ao médico Manoel Ângelo de Araújo pelo apoio incondicional e disponibilidade.

Aos indivíduos que, voluntariamente, participaram como amostra neste estudo.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS, pelos ensinamentos e disponibilidade.

Aos colegas de LAPEX (professores, doutorandos, mestrandos, alunos da especialização e da graduação) que de alguma forma contribuíram na idealização e realização deste trabalho.

Aos competentes e colaborativos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício, da secretaria da Pós-Graduação, da Segurança e demais funcionários da Escola de Educação Física. Obrigada pela disponibilidade!

Ao Programa Capes pelo apoio financeiro.

Aos meus queridos pacientes pelo carinho e compreensão. São vocês que motivam a minha busca pela qualificação profissional e conhecimento especializado.

Aos meus amigos queridos, sempre presentes no meu pensamento: Felipe Hartmann, Zuleica, Cárlon, Carlos Jacques, Alessandro, Dagmar, Helena, Gabriel, Felipe Valentin, Melissa, Eduardo Barros, Rafaela, Ruviane, Lúcia, Aline, Letícia Parise, Cristiane, Roxele, Lisiane e Karine. Obrigada pelos momentos de diversão, conversas, risos e festas, e por preencherem minha vida com mais alegria.

A todos os meus familiares que, de uma maneira ou outra, ajudaram nessa caminhada, sempre torcendo e acompanhando o meu esforço.

*Continua assumindo a tua vida intensamente,  
por estreito e sinuoso que seja o caminho.  
Teus rastros, as chuvas não apagam.  
Turbilhões de ventanias carregam folhagens de passagem.  
Intatas deixam, entretanto, as marcas firmes dos teus pés...  
Nada consegue extinguir o fulgor de uma existência vivida e realizada.*

**Camões**

## RESUMO

A análise da cinemática articular do joelho apresenta-se como fator fundamental na compreensão da função musculoesquelética e mecânica articular. No âmbito clínico, a avaliação do padrão normal de parâmetros biomecânicos, permite a obtenção de valores de referência para comparações com diferentes grupos de indivíduos lesados ou submetidos à cirurgia. Dessa forma, o presente estudo tem como objetivo mapear a normalidade de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, obtidos no plano sagital, durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta, sem carga, utilizando videofluoroscopia. Especificamente, pretende estimar o comportamento do centro de rotação tibiofemoral e patelofemoral, distância perpendicular do ligamento patelar e efetiva dos extensores de joelho, torque de resistência do segmento perna-pé, força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral, razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps, razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps, pressão patelofemoral e *tilt* patelar ântero-posterior. Para a determinação dos parâmetros biomecânicos foram obtidas imagens radiográficas dinâmicas, por meio de videofluoroscopia, a partir da análise da articulação do joelho no plano sagital, de vinte e cinco indivíduos, executando três repetições do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta, sem carga externa aplicada à tibia. As imagens obtidas foram reproduzidas e digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca *Silicon Graphics 320*. Foram desenvolvidas rotinas computacionais utilizando o software *Matlab*® para processamento e análise dos dados. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente utilizando-se o pacote estatístico SPSS, versão 13.0. Foram plotados os valores obtidos para cada parâmetro em função do ângulo de flexão do joelho, para todos os indivíduos da amostra, e realizada uma análise de regressão entre as variáveis interpoladas, obtendo-se respectivo intervalo de confiança e coeficiente de determinação ( $r^2$ ). A partir dos resultados obtidos, foram verificadas correlações muito forte, forte e regular entre os parâmetros do estudo e o ângulo de flexão do joelho, indicando a possibilidade de mapear a normalidade dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da articulação do joelho.

Palavras Chave: Joelho, parâmetros biomecânicos, videofluoroscopia, dinâmica inversa, plano sagital.

## ABSTRACT

*The kinetic and kinematics analysis of the knee joint is considered to be of prime importance in the understanding of the musculoskeletal function and joint mechanics. In the clinical scope, the biomechanics evaluation of the normal standard of biomechanics parameters, allow the attainment of indexes of reference for compare different groups of injured individuals or submitted to surgery. On this way, the present study has as the main goal estimate the normality of biomechanics parameters of the knee joint, gotten in the sagittal plane, during the knee extension in open kinetic chain, without load, by means of videofluoroscopy. Specifically, it intends to estimate how the tibiofemoral and patellofemoral rotation center behave, the patellar ligament moment arm and the effective moment arm of the knee extensors muscle group, the resistance torque of the segment leg-foot, patellar ligament force, quadriceps muscle force and patellofemoral joint contact force, the ratio between the patellar ligament force and quadriceps muscle force, the ratio between patellofemoral joint contact force and quadriceps muscle force, patellofemoral pressure and the anteroposterior patellar tilt. For the determination of these biomechanics parameters, dynamic radiographic images had been gotten, by means of videofluoroscopy. From the analysis of the knee joint in the sagittal plane, from twenty-five individuals, performing three repetitions of the knee extension exercise in open kinetic chain, without applied external load to the tibia. The gotten images had been reproduced and digitalized using a capture plate - Silicon Graphics 320. There been developed specific computational routines using Matlab software for processing and analysis of the data. The gotten data had been analyzed statistically using the statistical package SPSS, version 13.0. The gotten values for each parameter related to the knee angle of flexion had been plotted, for all the individuals of the sample, and carried through an regression analysis between the interpolated variables, getting respective reliable interval and coefficient of determination ( $r^2$ ). In the light of these findings, correlations had been verified to be strong, very strong and also very regular among the parameters of the present study and the angle of knee flexion, indicating the possibility of estimate the normality of the kinematic and kinetic parameters of the knee joint.*

*Key Words: Knee, biomechanics parameters, videofluoroscopy, inverse dynamics, sagittal plane.*

## LISTA DE ABREVIATURAS

Ângulo $\alpha$	ângulo formado entre as linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps
Ângulo $\beta$	tilt patelar ântero-posterior
CRPF	centro de rotação patelofemoral
CRTF	centro de rotação tibiofemoral
CM	centro de massa
$d_{\perp_{\text{eff}}}$	distância perpendicular efetiva
$d_{\perp_{\text{LP}}}$	distância perpendicular do ligamento patelar
$d_{\perp_{\text{Q}}}$	distância perpendicular do músculo quadríceps
$F_{\text{CPF}}$	força de contato patelofemoral
$F_{\text{LP}}$	força do ligamento patelar (sistema de forças 1)
$F_{\text{LP2}}$	força do ligamento patelar (sistema de forças 2)
$F_{\text{p}}$	força peso do segmento perna-pé
$F_{\text{Q}}$	força do músculo quadríceps
$I_{\alpha}$	produto entre momento de inércia e aceleração angular do segmento perna-pé
MI	momento de inércia
$M_{\text{LP}}$	momento do ligamento patelar
MP	torque de resistência do segmento perna-pé
RAZÃO FCPF/FQ	razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps
RAZÃO FLP/FQ	razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos.....	25
Figura 2– Imagem da articulação patelofemoral, sem lesão articular, no plano sagital, obtida por meio de ressonância nuclear magnética .....	27
Figura 3 - Representação do sistema de vídeo interligado para obtenção de imagens por meio de videofluoroscopia.....	28
Figura 4 – (A) Imagem do padrão de calibração (phantom) por meio de raios X (B) Representação das coordenadas locais do phantom, no sistema de referência global (tela do sistema de vídeo) .....	30
Figura 5 – Modelo esquemático das forças que atuam na patela. ....	32
Figura 6 – Representação esquemática das áreas de contato patelofemoral durante a flexão do joelho proposta por Goodfellow et al., 1976 .....	37
Figura 7 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar a partir da utilização do centro de rotação tibiofemoral pelo método do ponto de contato .....	41
Figura 8 – Cálculo do centro de rotação instantâneo a partir do método Reuleaux, utilizado para a determinação da distância perpendicular do ligamento patelar no estudo de Smidt (1973). ....	41
Figura 9 – Determinação da distância perpendicular do mecanismo extensor, usando o método da excursão do tendão patelar.....	41
Figura 10 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar a partir do método de intersecção dos ligamentos cruzados. ....	42
Figura 11 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar de forma tridimensional, de acordo com o estudo de Krevolin et al. (2004).....	42
Figura 12– Representação esquemática das distâncias perpendiculares do mecanismo extensor para a obtenção da distância perpendicular efetiva .....	43
Figura 13 – <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior a partir do estudo de Tyler et al. (2002).....	45
Figura 14 – <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior a partir do estudo de Komistek et al. (2000).....	45

Figura 15 – Seqüência da preparação do indivíduo para coleta: (A) identificação do epicôndilo medial do fêmur; (B) mensuração do tamanho do segmento perna; (C) ensaio do exercício a ser realizado.....	48
Figura 16 – Local da Coleta. (A) Posicionamento da cadeira elaborada para estudo em relação ao tubo do videofluoroscópio. (B) Visualização frontal do tubo do videofluoroscópio. ....	49
Figura 17 – Posicionamento do indivíduo na cadeira. (A) Detalhe da contenção da coxa com cinta de velcro. (B) Detalhe do colete de chumbo e protetor de tireóide, durante a realização do exercício proposto.....	49
Figura 18 – Padrão de calibração não linear (Phantom). (A) Suporte e placa de acrílico que compõem o phantom. (B) Imagem do phantom obtida a partir da videofluoroscopia.....	50
Figura 19 - Sistema de referência global, com origem no canto inferior esquerdo da tela. ....	52
Figura 20 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho. ....	53
Figura 21 - Modelo esquemático coordenadas x e y do sistema de referência local tíbia.....	54
Figura 22 – Modelo esquemático coordenadas x e y do sistema de referência local fêmur. ...	54
Figura 23 – Sistema de forças 1.....	56
Figura 24 – Sistema de forças 2.....	56
Figura 25 – Desenho esquemático da determinação do centro de rotação tibiofemoral pelo método do ponto de contato.....	58
Figura 26 – Linha de ação do ligamento patelar. ....	58
Figura 27 – Distância perpendicular do ligamento patelar (CRTF). ....	59
Figura 28 – (A) Representação esquemática da determinação do centro de massa e força peso do segmento perna-pé e (B) distância perpendicular da força peso do segmento perna-pé.....	60
Figura 29 – Localização do centro de rotação patelofemoral.....	63
Figura 30 – Determinação da linha de ação do músculo quadríceps. (A) linha de ação paralela ao fêmur com inserção no pólo superior da patela. (B) linha de ação entre o pólo superior da patela e o ponto superior do côndilo femoral. ....	63
Figura 31 – (A) Distância perpendicular do músculo quadríceps e (B) distância perpendicular do ligamento patelar, relativas ao centro de rotação patelofemoral. ....	64
Figura 32 – Ângulo entre as linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps. ...	67
Gráfico 1 – Área de contato a partir dos dados reportados por Salsich et al. (2003). ....	67
Figura 33 – Representação esquemática dos movimentos de extensão e flexão da patela. ....	68
Figura 34 – <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior (ângulo $\beta$ ).....	69
Quadro 1 – Resumo dos parâmetros biomecânicos avaliados.....	70

Quadro 2 – Resumo dos parâmetros biomecânicos e identificação na seção 4.....	72
Figura 35 – Desenho esquemático do joelho ao longo da amplitude de execução do exercício de extensão em cadeia cinética aberta. ....	73
Gráfico 2 – Variação percentual postero-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, a partir do sistema local na tibia. ....	74
Gráfico 3 – Variação percentual posterior-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, a partir do sistema local na tibia, analisando um único indivíduo. ....	75
Gráfico 4 – Variação horizontal e vertical do centro de rotação tibiofemoral a partir do centro de rotação local no fêmur. ....	77
Gráfico 5 – Variação ântero-posterior do centro de rotação tibiofemoral em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local no fêmur.....	77
Gráfico 6 – Variação proximal-distal do centro de rotação tibiofemoral em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local no fêmur.....	77
Gráfico 7 – Variação horizontal e vertical do centro de rotação patelofemoral a partir do sistema de referência global. ....	79
Gráfico 8 – Distância perpendicular do ligamento patelar. ....	81
Gráfico 9 – Distância perpendicular efetiva em função do ângulo de flexão do joelho.....	82
Gráfico 10 – Torque de resistência do segmento perna-pé durante o exercício de extensão de joelho. ....	84
Gráfico 11 – Força do ligamento patelar ao longo do ângulo de flexão do joelho. ....	85
Gráfico 12 – Força do músculo quadríceps ao longo do ângulo de flexão do joelho. ....	86
Gráfico 13 – Força de contato patelofemoral ao longo do ângulo de flexão do joelho.....	88
Gráfico 14 – Razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps em função do ângulo de flexão do joelho.....	89
Gráfico 15 – Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps em função do ângulo de flexão do joelho.....	90
Gráfico 16 – Pressão Patelofemoral em função do ângulo de flexão do joelho.....	91
Gráfico 17 - <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior em função do ângulo de flexão do joelho. ....	92
Figura 36 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes.....	94
Gráfico 18 – Comportamento do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes.....	95
Gráfico 19 – Comportamento do centro de rotação patelofemoral pelo ponto central posterior da patela.....	95

Gráfico 20 – Distância perpendicular efetiva obtida, utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes. ....	96
Gráfico 21 – Distância perpendicular efetiva obtida, utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela. ....	96
Gráfico 22 – Força do quadríceps obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes.....	96
Gráfico 23 – Força do quadríceps obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela.....	96
Gráfico 24 – Força de contato patelofemoral obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes. ....	97
Gráfico 25 – Força de contato patelofemoral obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela. ....	97
Quadro 3 – Resumo dos parâmetros biomecânicos e sua identificação na seção 5. ....	98
Gráfico 26 – Distância perpendicular do ligamento patelar obtida a partir de estudos da literatura, comparada ao presente estudo.....	108
Gráfico 27 – Distância perpendicular efetiva obtida a partir de estudos da literatura, comparada ao presente estudo. ....	111
Gráfico 28 – Comportamento da força do ligamento patelar a partir de estudos descritos na literatura e do presente estudo .....	119
Gráfico 29 – Comportamento da força do músculo quadríceps a partir de estudos descritos na literatura e do presente estudo .....	120
Gráfico 30 – Comportamento da força de contato patelofemoral a partir de estudos descritos na literatura e do presente estudo .....	121
Gráfico 31 – Comportamento da força de contato patelofemoral a partir do estudo de Reilly & Martens (1972). ....	121
Gráfico 32 – Razão entre FLP e FQ, obtida a partir dos dados reportados na literatura.....	124
Gráfico 33 – Razão entre FLP e FQ, obtida a partir dos dados reportados na literatura e pelo presente estudo .....	124
Gráfico 34 – Razão entre força de contato patelofemoral e força do quadríceps durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados reportados da literatura.....	126
Gráfico 35 – Razão entre força de contato patelofemoral e força do quadríceps durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta (dados do presente estudo e da literatura) .....	126
Figura 37 – Desenho esquemático da posição e direção da força do ligamento patelar, da força do músculo quadríceps e da força de contato patelofemoral.....	127

Gráfico 36 – Pressão patelofemoral a partir do estudo de Cohen et al., 2001 e do presente estudo.....	130
Figura 38 – Representação esquemática do <i>tilt</i> patelar ântero-posterior, nos ângulos de 10, 45 e 90 graus de flexão de joelho. ....	132

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Massa, centro de massa e momento de inércia do segmento perna-pé obtido para os indivíduos do estudo, com suas respectivas médias e desvios-padrão .....	61
Tabela 2 – Centro de rotação tibiofemoral postero-anterior.....	76
Tabela 3 – Centro de Rotação Local no Fêmur .....	78
Tabela 4 – Centro de Rotação Local no Fêmur .....	78
Tabela 5 – Centro de Rotação Patelofemoral. ....	80
Tabela 6 – Centro de Rotação Patelofemoral .....	80
Tabela 7 – Distância Perpendicular do Ligamento Patelar.....	81
Tabela 8 – Distância Perpendicular Efetiva. ....	83
Tabela 9 – Torque de resistência do segmento perna-pé.....	84
Tabela 10 – Força do Ligamento Patelar.....	86
Tabela 11 – Força do Músculo Quadríceps.....	87
Tabela 12 – Força de Contato Patelofemoral. ....	88
Tabela 13 – Razão entre a Força do Ligamento Patelar e a Força do Quadríceps.....	89
Tabela 14 – Razão entre a Força de Contato Patelofemoral e a Força do Quadríceps.....	90
Tabela 15 – Pressão. ....	92
Tabela 16 – <i>Tilt</i> Patelar ântero-posterior. ....	93
Tabela 17 – Apresentação da metodologia empregada, da forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral, do comportamento e da variação total da distância perpendicular do ligamento patelar, a partir de diferentes estudos reportados na literatura e pelo presente estudo.....	107
Tabela 18 – Determinação da força do ligamento patelar a partir dos dados reportados na literatura, apresentando metodologia, comportamento e magnitude dessa variável. ....	117
Tabela 19 – Determinação da força do músculo quadríceps a partir dos dados reportados na literatura, apresentado metodologia, comportamento e magnitude dessa variável. ....	117
Tabela 20 – Determinação da força de contato patelofemoral a partir dos dados reportados na literatura, apresentado metodologia, comportamento e magnitude dessa variável. ....	118

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	19
1.1 Objetivos.....	21
1.1.1 Geral .....	21
1.1.2 Específicos.....	21
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	23
2.1 Métodos para a determinação da cinemática e cinética articular .....	23
2.1.1 Instrumentação.....	25
2.1.2 Planos de movimento .....	30
2.2 Biomecânica da articulação do joelho .....	31
2.2.1 Pressão patelofemoral.....	36
2.2.2 Centros de rotação .....	38
2.2.3 Distância perpendicular do ligamento patelar .....	39
2.2.4 Distância perpendicular efetiva .....	42
2.2.5 <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior .....	44
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
3.1 Problema.....	47
3.2 População e amostra .....	47
3.3 Procedimentos de coleta .....	48
3.4 Procedimento ético envolvido na participação do estudo e obtenção do termo de consentimento livre e esclarecido.....	50
3.5 Obtenção e processamento das variáveis cinemáticas.....	51
3.6 Desenvolvimento da metodologia proposta para o cálculo dos parâmetros biomecânicos	55
3.6.1 Resolução do sistema de forças 1:.....	56
3.6.1.1 Centro de rotação tibiofemoral.....	57
3.6.1.2 Linha de ação do ligamento patelar.....	58
3.6.1.3 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF).....	59

3.6.1.4 Cálculo do momento do ligamento patelar.....	59
3.6.1.5 Cálculo da força do ligamento patelar.....	62
3.6.2 Resolução do sistema de forças 2.....	62
3.6.2.1 Centro de rotação patelofemoral.....	62
3.6.2.2 Linha de ação do músculo quadríceps.....	63
3.6.2.3 Medida da distância perpendicular do músculo quadríceps (ao CRPF).....	64
3.6.2.4 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRPF).....	64
3.6.2.5 Cálculo da força do músculo quadríceps.....	65
3.6.3 Cálculo da força de contato patelofemoral.....	66
3.6.4 Cálculo da pressão patelofemoral.....	67
3.6.5 Mensuração do <i>tilt</i> patelar ântero-posterior.....	68
3.7 Tratamento estatístico.....	70
4 RESULTADOS.....	72
4.1 Centro de rotação tibiofemoral.....	73
4.1.1 Centro de rotação tibiofemoral no sistema local da tíbia.....	74
4.1.2 Centro de rotação tibiofemoral no sistema local do fêmur.....	76
4.2 Centro de rotação patelofemoral.....	79
4.3 Distância perpendicular do ligamento patelar.....	80
4.4 Distância perpendicular efetiva.....	82
4.5 Torque de resistência do segmento perna-pé.....	83
4.6 Força do ligamento patelar.....	85
4.7 Força do músculo quadríceps.....	86
4.8 Força de contato patelofemoral.....	87
4.9 Razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps.....	89
4.10 Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps.....	90
4.11 Pressão patelofemoral.....	91
4.12 <i>Tilt</i> patelar ântero-posterior.....	92
4.13 Parâmetro biomecânico crítico.....	93
5 DISCUSSÃO.....	98
5.1 Centro de rotação tibiofemoral.....	99
5.2 Centro de rotação patelofemoral.....	102
5.3 Distância perpendicular do ligamento patelar.....	104
5.4 Distância perpendicular efetiva.....	110

5.5 Forças atuantes sobre a patela: força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral .....	112
5.6 Razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps .....	122
5.7 Razão entre força de contato patelofemoral e força do músculo quadríceps .....	125
5.8 Pressão .....	128
5.9 <i>Tilt</i> Patelar Ântero-posterior .....	131
6 CONCLUSÕES .....	136
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	139
APÊNDICES .....	149
Apêndice A - Termo de consentimento livre e esclarecido .....	150
Apêndice B - Declaração de ciência e concordância das instituições envolvidas .....	152
Apêndice C - Pode a videofluoroscopia ser utilizada para análise da cinemática humana? ..	154
Apêndice D - Comparação da calibração linear e não-linear na análise de imagens obtidas por videofluoroscopia .....	166
Apêndice E - Análise do centro de rotação tibiofemoral em um indivíduo com ruptura do ligamento cruzado posterior .....	173
Apêndice F - Efeitos do taping no <i>tilt</i> patelar ântero-posterior durante os movimentos de extensão e flexão do joelho .....	180

## 1 INTRODUÇÃO

O corpo humano é um sistema biomecânico complexo devido à especificidade das articulações no que diz respeito às estruturas internas que o compõem, à relação entre as superfícies articulares e à dinâmica dos fluídos articulares. Compreender o comportamento mecânico das articulações humanas tem sido foco de um grande número de pesquisas, que dedicam seus estudos na análise da cinemática e cinética articular.

Para viabilizar o entendimento da cinemática articular, a construção de modelos biomecânicos representativos das articulações humanas vem sendo abordada, utilizando-se de procedimentos analíticos indiretos para análise de diversas atividades motoras diárias (COLLINS, 1995; ELIAS et al., 2004; FELLOWS et al., 2005; POWERS et al., 2006). Os modelos biomecânicos apresentam-se como representações de fenômenos, em que se reduz a complexidade para aumentar o conhecimento, mesmo que essas representações requeiram simplificações grosseiras e algumas suposições (CHAFFIN et al., 2001). Entre as abordagens metodológicas utilizadas para modelar as articulações humanas, pode-se encontrar diferenças entre os estudos no que se refere à técnica utilizada para a obtenção das variáveis cinemáticas, à determinação dos parâmetros biomecânicos representativos da articulação estudada, à amostra selecionada, à instrumentação adotada para a coleta de dados, ao plano de movimento analisado, ao gesto motor realizado e à velocidade de execução imposta à atividade.

No estudo da mecânica articular, a articulação do joelho é particularmente interessante devido à composição da sua geometria articular, à relação entre os segmentos corporais que a compõem, e à interação de suas estruturas internas para a estabilidade e mobilidade articular. Considerada a maior e, talvez, mais complexa articulação sinovial do corpo humano, o joelho consiste em uma estrutura biarticular, composta pelas articulações tibiofemoral e patelofemoral (MCGINTY et al., 2000). O fato de ser submetida a elevadas forças, situar-se entre os dois maiores braços de alavanca do corpo humano (fêmur e tibia), possuir limitada amplitude articular nos planos frontal e transversal e não ser protegida suficientemente por

tecido adiposo e músculos, apresenta-se como uma articulação particularmente suscetível a lesões traumáticas (NORDIN & FRANKEL, 1980; MCGINTY et al., 2000).

O modelamento biomecânico do joelho baseia-se na representação das articulações tibiofemoral e patelofemoral, por meio do mecanismo extensor da articulação do joelho, baseando-se em parâmetros biomecânicos e na relação de interdependência entre o tendão do músculo quadríceps, o ligamento patelar, a trajetória da patela e o seu contato com o segmento fêmur, assim como a determinação do centro de rotação tibiofemoral e patelofemoral. A metodologia utilizada para a determinação dos parâmetros biomecânicos que compõem o joelho, no entanto, varia entre os estudos propostos na literatura. Vários autores têm investigado a mecânica da articulação patelofemoral a partir do desenvolvimento de modelos bidimensionais da articulação patelofemoral, concentrando suas análises na mecânica do plano sagital, devido à importância do efeito do plano sagital na mecânica patelar (VAN EIJDEN et al., 1986; LENGSELD et al., 1990; SINGERMAN et al., 1994; GILL & O'CONNOR, 1996; MILLER et al., 1997).

A instrumentação adotada para obtenção das medições cinemáticas normalmente consiste em sistemas de vídeo, que se utiliza da filmagem da articulação e segmentos envolvidos no movimento específico avaliado. Uma proposta seria a utilização de um sistema de vídeo acoplado a um intensificador de imagens. Esta técnica, conhecida como videofluoroscopia, apresenta-se como um método bastante apropriado para a análise da cinemática humana, pois viabiliza a observação contínua do movimento dos segmentos ósseos de forma não invasiva (BALZOPoulos, 1995).

A análise da cinemática articular do joelho, a partir da determinação de parâmetros biomecânicos das articulações patelofemoral e tibiofemoral, apresenta-se como fator fundamental na compreensão da função musculoesquelética e mecânica articular. Por meio dessa investigação, é possível avaliar a integridade articular e analisar as forças impostas às articulações. Além disso, é possível compreender porque alguns indivíduos desenvolvem lesão, quando submetidas a certas cargas biomecânicas, enquanto que em situações supostamente semelhantes, outros não desenvolvem qualquer distúrbio.

No âmbito clínico, a avaliação do padrão normal dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da articulação do joelho, a partir de dados sistematicamente coletados, permite a obtenção de normas para populações e limites de desempenho com relação às variáveis comumente analisadas (CHAFFIN et al., 2001). Dessa forma, baseando-se em valores de referência obtidos a partir de uma população saudável, torna possível posteriores comparações da função articular com indivíduos lesionados ou submetidos à procedimento cirúrgico.

Considerando a diversidade dos estudos para modelar e analisar a cinemática do joelho, torna-se difícil estabelecer um consenso sobre qual o método mais apropriado, ou a melhor abordagem adotada. Dessa forma, observa-se uma grande dificuldade na obtenção de padrões de comportamentos de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho para grupos específicos de indivíduos. As limitações e simplificações adotadas para estes métodos podem subestimar ou superestimar uma medida ou modificar o seu comportamento, prejudicando comparações e colocando em dúvida os resultados obtidos.

O movimento articular anormal tem sido usado como indicador de patologia, lesão e instabilidade no joelho, e depende tanto da cinemática, quanto da mecânica da articulação (CRISCO et al., 1995; GILL & O'CONNOR, 1996). No entanto, a carência de informações com relação ao padrão normal da cinemática humana, requer o mapeamento de parâmetros biomecânicos das articulações patelofemoral e tibiofemoral para ser utilizado na avaliação, modelamento ou comparação entre diferentes grupos de indivíduos.

## **1.1 Objetivos**

Os objetivos do presente estudo foram divididos em geral e específicos, e consistem em:

### **1.1.1 Geral**

Mapear a normalidade de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, obtidos no plano sagital, durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta sem carga, utilizando videofluoroscopia.

### **1.1.2 Específicos**

A partir da análise de indivíduos saudáveis, durante a extensão do joelho sem carga, estimar o comportamento dos seguintes parâmetros biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral:

- Centro de rotação tibiofemoral, a partir dos sistemas de referência local na tíbia e fêmur.
- Centro de rotação patelofemoral, a partir do sistema de referência global.
- Distância perpendicular do ligamento patelar
- Distância perpendicular efetiva dos extensores de joelho, a partir da utilização do método geométrico.
- Torque de resistência do segmento perna-pé.
- Forças atuantes sobre a patela: força do ligamento patelar ( $F_{LP}$ ), força do músculo quadríceps ( $F_Q$ ) e força de contato patelofemoral ( $F_{CPF}$ ).
- Razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps.
- Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps.
- Pressão na articulação patelofemoral.
- *Tilt* patelar ântero-posterior.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

Este capítulo se detém a revisar os aspectos necessários à compreensão dos procedimentos para análise mecânica da articulação do joelho. Dessa forma, a revisão bibliográfica divide-se em dois grupos. O primeiro deles apresenta uma abordagem geral dos métodos utilizados para a determinação da cinemática e cinética articular do joelho, visando à compreensão do leitor sobre as metodologias comumente empregadas na literatura científica para a obtenção dos parâmetros cinemáticos articulares, os instrumentos utilizados na coleta de dados e o plano de movimento predominantemente adotado para análise da articulação do joelho. O segundo grupo tem como foco principal a análise da mecânica articular do joelho, propriamente dita, apresentando parâmetros biomecânicos avaliados no presente estudo.

Reconhece-se a importância da revisão bibliográfica na abordagem geral de aspectos relevantes ao entendimento dos métodos adotados no estudo. Dessa forma, pretende-se também, por meio dela, justificar a metodologia adotada neste estudo e apresentar a importância de cada um dos parâmetros biomecânicos analisados.

### **2.1 Métodos para a determinação da cinemática e cinética articular**

A análise do comportamento mecânico das articulações humanas tem como propósito ampliar o conhecimento sobre as funções do sistema musculoesquelético. Dessa forma, tem se apresentado como um importante foco de atenção das pesquisas em Biomecânica.

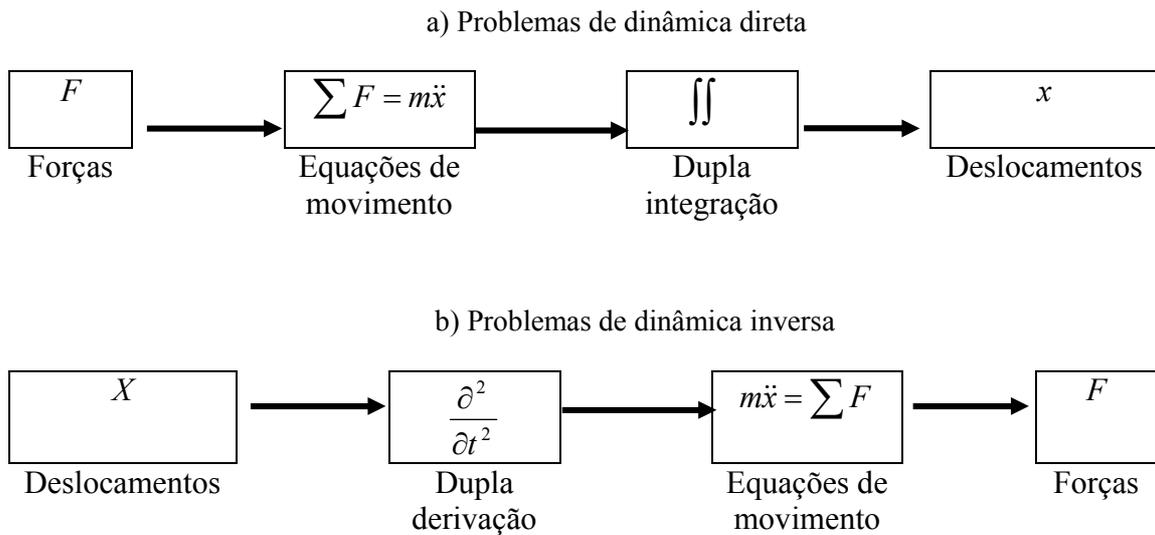
Forças em estruturas biológicas têm sido determinadas em estudos biomecânicos para responder, principalmente, a duas questões: a primeira, estimar a força muscular individual e, assim permitir o estudo de mecanismos de controle de movimento e, a segunda, determinar histórias de tensões nas estruturas articulares para propor estudos de patologias articulares, cirurgias reconstrutivas e o desenho de implantes artificiais (HERZOG & READ, 1993). A necessidade de estimar as forças impostas às articulações humanas durante a realização de

atividades motoras funcionais, ocupacionais e esportivas esbarra na dificuldade em reproduzir todas as características mecânicas e fisiológicas que compõem o conjunto articular, como inserções musculotendíneas, ligamentares, meniscos, cartilagens, bursas e líquidos intra-articulares.

A literatura científica apresenta duas abordagens clássicas para determinar as forças impostas às articulações, a medida direta e o procedimento analítico indireto (Figura 1). A medida direta consiste na utilização de instrumentos de medida invasivos (células de carga, *strain gauges*), introduzidos diretamente na superfície articular, músculos ou ligamentos. Este procedimento envolve questões éticas para sua realização, como voluntariedade dos participantes do estudo e relevância do estudo para submeter uma articulação íntegra a um estudo experimental invasivo, quando em indivíduos saudáveis, ou torna-se limitado, quando essa medida é realizada em cadáveres, onde os eventos analisados são simulados.

A medida indireta consiste na representação espacial esquemática das articulações humanas por meio de modelos biomecânicos, em que se reduz a complexidade do sistema para aumentar o conhecimento, mesmo que essas representações requeiram simplificações grosseiras e algumas suposições.

Dessa forma, a representação espacial esquemática de um corpo e de todas as forças que atuam sobre ele, consiste em representar os segmentos de interesse, considerando-os um sistema homogêneo (sem formas reais e sem variação da distribuição de sua massa), e as forças como grandezas vetoriais que possuem, simultaneamente, magnitude e direção. Para análise da tendência de giro desse corpo no espaço (torque), é necessária a representação de um eixo de rotação, permitindo que o movimento aconteça em diferentes angulações. Parâmetros biomecânicos como tamanho e peso dos segmentos envolvidos, ângulo de inserção muscular, ângulo de aplicação da força de resistência, comprimento das estruturas envolvidas, velocidade do movimento, variação do centro de rotação ao longo do movimento e, conseqüentemente, variação das distâncias perpendiculares das linhas de ação das forças inseridas no sistema irão aproximar o modelo da realidade articular. A solução deste processo está na utilização da Dinâmica Inversa, onde as variáveis cinemáticas são conhecidas e o objetivo é obter as forças que causaram estes movimentos, utilizando-se equações analíticas representativas da situação para solução de um problema de dinâmica de corpos rígidos (VAUGHAN, 1980; LOSS, 2001).



**Figura 1 – Problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980).**

Ao se comparar o comportamento de um modelo biomecânico com a situação real, obtemos uma visão de como funcionam os seus componentes e como os mesmos são coordenados para atingir os resultados desejados. Dessa forma, possibilitam estimar as forças que agem sobre diferentes estruturas e algumas vezes estimar a magnitude máxima permissível para a realização de atividades motoras humanas. Cada vez que um modelo falha em estimar o comportamento de um sistema, podemos alterar racionalmente algumas de suas partes, obtendo assim uma visão da natureza complexa do sistema real (CHAFFIN et al., 2001).

### 2.1.1 Instrumentação

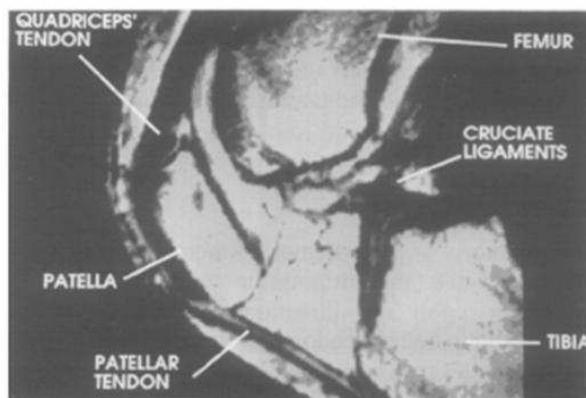
A abordagem tradicional da dinâmica inversa utiliza a cinemática dos segmentos corporais para obter a força e o momento resultante na articulação de interesse. Tipicamente, as medições cinemáticas são realizadas com sistemas de vídeo, a partir da filmagem da articulação e segmentos envolvidos em determinado gesto esportivo, ou a partir de filmagens das estruturas ósseas e superfícies articulares por método diagnóstico de imagem como radiografias, ressonância magnética e tomografia computadorizada. Para cada uma das técnicas aplicadas, um maior ou menor número de simplificações é necessária, influenciando diretamente na representação dos segmentos corporais e, conseqüentemente, nos resultados obtidos.

A análise da cinemática articular por fluoroscopia convencional baseia-se em mensurações feitas a partir de imagens radiográficas estáticas, permitindo a determinação de parâmetros anatômicos do sistema esquelético. Entretanto, a técnica da fluoroscopia convencional expõe o indivíduo a altas doses de radiação. Esse fator se torna ainda mais pronunciado quando se deseja realizar uma análise dinâmica de um determinado evento, pois são necessárias imagens estáticas em diversos ângulos articulares, aumentando a exposição do indivíduo à radiação (MOSCA & MOSCA, 1971; BALZOPoulos, 1995). Além disso, quando se realiza análise de movimento por meio de uma série de radiografias estáticas, muitas informações podem ser perdidas durante a coleta de dados devido aos intervalos estabelecidos para a captação das imagens.

Rees et al. (2002), preocupados com o posicionamento do componente femoral em cirurgia de artroplastia total de joelho, desenvolveram um método para determinação do eixo femoral a partir de imagens radiográficas no plano sagital. Da mesma forma, Tyler et al. (2002) utilizaram a mesma técnica de aquisição de imagens, em três ângulos de flexão do joelho, com o objetivo de identificar a amplitude normal do *tilt* patelar ântero-posterior. Komistek et al. (2000) utilizaram a fluoroscopia para determinar a trajetória de contato patelofemoral de forma bidimensional, para quatro ângulos de flexão do joelho.

De forma similar, as imagens por ressonância nuclear magnética apresentam ampla utilização na determinação de parâmetros anatômicos em virtude de propiciarem ótima resolução nas regiões limítrofes entre tecido mole e tecido ósseo (RUGG et al., 1990). Wretenberg et al. (1996) determinaram o comprimento das distâncias perpendiculares dos músculos ísquios-tibiais e do ligamento patelar por meio de imagens de ressonância nuclear magnética. Os autores reportam em seu estudo que o tempo de coleta para cada imagem foi de aproximadamente vinte minutos, sendo esse um fator contraproducente desta técnica. Salsich et al. (2003), mensuraram a área de contato patelofemoral a partir de uma seqüência de imagens obtidas no plano axial por meio de ressonância nuclear magnética, em quatro ângulos de movimento.

Gill & O'Connor (1996), objetivando analisar a cinemática articular do joelho, propuseram um modelo computacional bidimensional das articulações tibiofemoral e patelofemoral, a partir de parâmetros biomecânicos baseados em três séries de medidas obtidas por ressonância nuclear magnética. As imagens foram captadas no plano sagital, de maneira a permitir a visualização do contato entre o côndilo femoral e a patela (Figura 2).

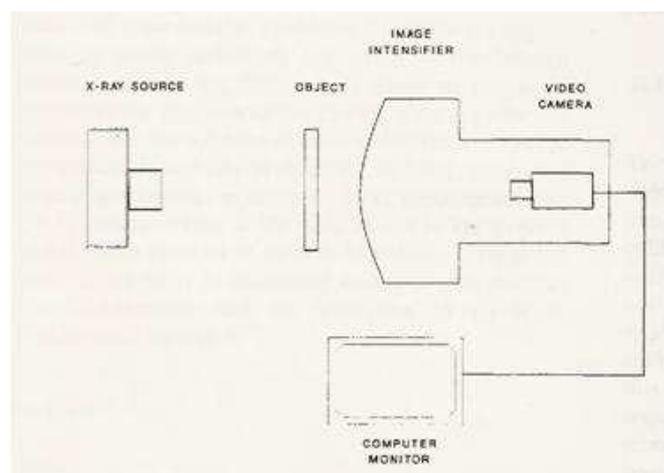


**Figura 2– Imagem da articulação patelofemoral, sem lesão articular, no plano sagital, obtida por meio de ressonância nuclear magnética. Fonte: Gill & O'Connor (1996).**

No entanto, exames de imagem como fluoroscopia convencional e ressonância nuclear magnética, apresentam-se como técnicas limitadas para análise do movimento articular. Esta afirmativa se explica, visto o fato de realizarem a avaliação das articulações de maneira estática, exigindo um tempo de coleta prolongado, e provendo informações de relevância discutível na compreensão da mecânica articular.

Outra proposta para obtenção de imagens radiográficas seria a utilização de um sistema de vídeo acoplado a um intensificador de imagens. Esta técnica, conhecida como videofluoroscopia, tem apresentado diversas aplicações na área do exame clínico e de diagnóstico por imagem, e sua aplicabilidade no âmbito da cinemática articular é recente (BALZOPoulos, 1995).

A videofluoroscopia consiste na observação contínua de tecidos penetrados por raios X, produzindo informação radiográfica dinâmica (SQUIRE & NOVELLINE, 1992). A técnica utiliza um intensificador de imagens de raios-X para a análise do movimento humano. O intensificador recebe raios contínuos do aparelho de raios-X que são, por sua vez, gravados por um sistema de vídeo interligado, permitindo assim, imagens radiográficas contínuas de um determinado movimento humano (MOSCA & MOSCA, 1971; SQUIRE & NOVELLINE, 1992) (Figura 3).



**Figura 3 - Representação do sistema de vídeo interligado para obtenção de imagens por meio de videofluoroscopia. Fonte: Baltzopoulos (1995)**

A radiação oferecida pelo exame através de um intensificador de imagens pode ser até 80% menor comparando-se a um exame radiográfico convencional (estático). Este percentual está relacionado diretamente ao tempo de exposição do indivíduo e às doses de radiação oferecidas durante o processo de obtenção das imagens radiográficas (MOSCA & MOSCA, 1971; SQUIRE & NOVELINE, 1992; BALTZOPOULOS, 1995).

Baltzopoulos (1995) utilizou a técnica de videofluoroscopia para mensurar a distância perpendicular do ligamento patelar, o ângulo formado entre o platô tibial e o eixo da tíbia, e o ângulo formado entre o ligamento patelar e o eixo da tíbia. Kellis & Baltzopoulos (1999), determinaram as distâncias perpendiculares dos músculos ísquios-tibiais e do ligamento patelar de dez indivíduos, a partir de imagens radiográficas dinâmicas obtidas com a videofluoroscopia. Os autores relatam que a partir desses parâmetros é possível desenvolver um modelo biomecânico bidimensional do joelho.

Bellemans et al. (2002), investigaram o mecanismo limitante da amplitude de flexão ativa em pacientes de pós-operatório de artroplastia total de joelho. Para isso, analisaram as imagens obtidas por videofluoroscopia de 150 pacientes, realizando uma série de agachamentos com máxima flexão de joelhos. Os autores afirmam que devido à técnica da videofluoroscopia as imagens puderam ser digitalizadas e reconstruídas, possibilitando uma análise tridimensional dos componentes da prótese de joelho.

Lin et al. (2003), utilizaram-se de imagens obtidas por videofluoroscopia para avaliar a trajetória patelar, comparando os resultados com medidas feitas *in vitro*, por meio de análises de cadáveres. Os autores mensuraram a trajetória patelar *in vivo* e de forma não invasiva em 18 joelhos de 12 indivíduos saudáveis, utilizando um pequeno grampo montado sobre a patela

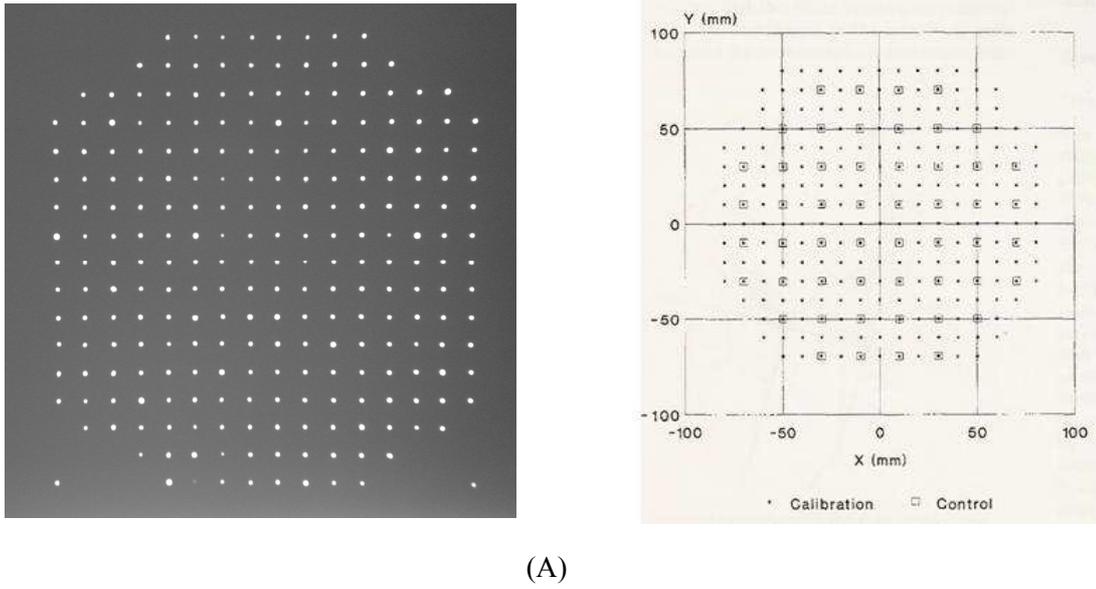
e um sistema optoeletrônico de análise de movimento. A comparação entre as medidas demonstra que a utilização da videofluoroscopia permite determinar a trajetória patelar com grande acurácia, possibilitando realizar comparações entre indivíduos saudáveis e portadores de disfunção patelofemoral.

Em virtude da capacidade de obtenção de imagens dinâmicas e da pequena exposição à radiação, a técnica da videofluoroscopia apresenta-se bastante apropriada para a determinação de parâmetros anatômicos e biomecânicos *in vivo*, de forma não invasiva (BALZOUPOULOS, 1995; KELLIS & BALZOUPOULOS, 1999; SOIMU et al., 2003). No entanto, a videofluoroscopia possui como fator limitante a distorção ótica da imagem de raios-X (BALZOUPOULOS, 1995; KELIS & BALZOUPOULOS, 1999; SOIMU et al., 2003). Essa distorção ocorre por diferentes aspectos durante sua captação (SQUIRE & NOVELLINE, 1992). A distância entre o plano do objeto e a tela do intensificador de imagens promove um erro de perspectiva. Esse tipo de erro pode ser minimizado através do posicionamento do segmento de interesse próximo à tela. Conhecendo-se as distâncias entre os raios X, o plano do objeto e a tela, a correção de erros de perspectiva é desenvolvida por métodos geométricos de relativa simplicidade (BALZOUPOULOS, 1995).

A distorção mais aparente ocorre devido ao mapeamento de uma imagem plana sobre uma superfície de fósforo curva, chamada de efeito “pin-cushion” (SOIMU et al., 2003). A projeção dos raios X do segmento na superfície de fósforo sofre uma distorção radial em função da curvatura da tela, caracterizada por alteração máxima na periferia e mínima na região central (BALZOUPOULOS, 1995). O efeito “pin-cushion” é independente do posicionamento do intensificador de imagens (SOIMU et al., 2003).

Geralmente, as imagens obtidas sofrem uma distorção espacial referida na ótica como uma distorção não-linear. Em virtude desta distorção, os pontos na margem da imagem são comprimidos e os pontos na região central da imagem são expandidos. Esta imagem não homogênea pode acarretar uma falsa interpretação das informações que podem ser obtidas a partir da imagem (BALZOUPOULOS, 1995; KELLIS & BALZOUPOULOS, 1999; SOIMU et al., 2003; ZHANG, et al., 2003).

A fim de viabilizar o uso da videofluoroscopia na quantificação da análise de movimento humano, Baltzopoulos (1995) desenvolveu um método para a correção da distorção ótica de imagens obtidas por videofluoroscopia. A ênfase desse estudo foi a implementação de um método que utilizasse um sistema de computador e simplificasse o procedimento de calibração, utilizando-se de um padrão de calibração não-linear (phantom) (Figura 4).



**Figura 4 – (A) Imagem do padrão de calibração (phantom) por meio de raios X, consistindo de uma placa de acrílico com orifícios preenchidos por chumbo. (B) Representação das coordenadas locais do phantom, no sistema de referência global (tela do sistema de vídeo). Fonte: Baltzopoulos (1995)**

O método consiste na determinação de coordenadas de uma imagem, obtida por videofluoroscopia, a partir de coordenadas conhecidas de um objeto plano. As coordenadas globais de um objeto plano são computados a partir das coordenadas correspondentes no sistema de referência do vídeo. A correlação entre as coordenadas globais e locais, e conseqüente correção não-linear das imagen radiográficas, estabelece-se a partir de funções polinomiais.

### 2.1.2 Planos de Movimento

Considerando somente a geometria e o mecanismo do membro inferior no plano sagital, algum entendimento sobre as tarefas, funções e interações dos componentes do sistema musculoesquelético podem ser obtidos, antes de se confrontar com a complexidade de um sistema tridimensional (COLLINS, 1995). Segundo Bobbert et al. (1991), para atividades como a corrida, a utilização de uma única câmera, posicionada lateralmente, produz resultados bastante similares àqueles obtidos com quatro câmeras. Considerando ainda que os valores das forças e dos momentos intra-articulares é bem maior no sentido vertical e ântero-posterior, comparativamente aos valores do plano trasnversal (ENG & WINTER, 1995; GLITSCH & BAUMANN, 1997).

Modelos tridimensionais podem ser desenvolvidos, implementados e idealizados a partir da composição de diversas análises bidimensionais (ENG & WINTER, 1995). Entretanto, modelos tridimensionais aumentam o número de parâmetros a serem avaliados para caracterizar por completo o comportamento cinemático do modelo articular, gerando dificuldades para calcular as forças musculares, ligamentares e intra-articulares.

O joelho é uma articulação do tipo gínglimo (dobradiça), apresentando movimentos predominantemente no plano sagital, de flexão e extensão (CALAIS-GERMAIN, 1992, ANDREWS et al., 2000; KAPANDJI, 2000). De forma acessória, apresenta movimentos de rotação que apenas são permitidos quando o joelho está previamente flexionado (KAPANDJI, 2000). Considerando o predomínio de movimentos no plano sagital, modelos cinemáticos bidimensionais seriam adequados para avaliação da sua função (YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989).

Diversos autores têm investigado a mecânica articular patelofemoral a partir do desenvolvimento de modelos bidimensionais da articulação patelofemoral (BALZPOULOS, 1995; GILL & O'CONNOR, 1996; KELLIS & BALZPOULOS, 1999; KOMISTEK et al., 2000; CHOW et al., 2006). De uma forma geral, imagens bidimensionais são obtidas da posição da patela de forma estática, sendo que, mais recentemente, são utilizadas avaliações de maneira dinâmica (MUHLE et al., 1999; SHELOCK et al., 1993). A cinemática patelar é usualmente descrita usando análise bidimensional para avaliar a sua congruência, translações e deslizamentos laterais (MUHLE et al., 1999).

A análise no plano sagital tem sido amplamente utilizada devido à simplicidade da coleta, análise e interpretação dos dados em duas dimensões (CHALLIS, 2001). Além disso, estudos experimentais têm enfatizado a importância dos efeitos do plano sagital na mecânica articular (MILLER et al., 1997; SINGERMAN et al., 1994)).

## **2.2 Biomecânica da articulação do joelho**

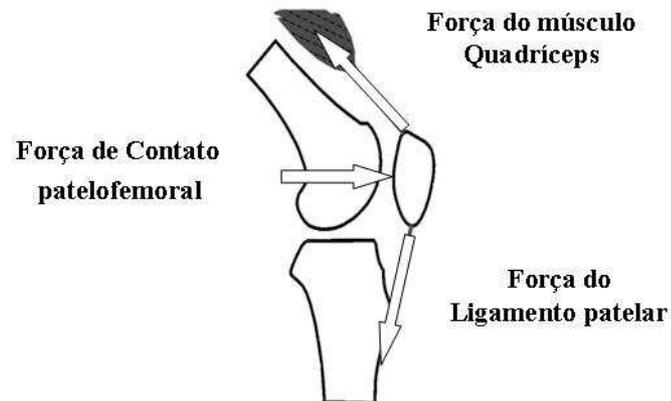
Sob um ponto de vista mecânico, o mecanismo extensor do joelho deve conciliar duas funções para o seu funcionamento: estabilidade, dada através dos ligamentos, músculos e cartilagem, e mobilidade, oferecida pela soma de funções de todas estas estruturas (KAPANDJI, 2000). As lesões nessas estruturas são bastante comuns e na maioria das vezes

são causadas pelos maiores torques desenvolvidos pelas forças que atuam sobre os longos braços de alavanca do fêmur e da tíbia (SMITH et al., 1997; KAPANDJI, 2000).

A compreensão da biomecânica do joelho constitui a base para o planejamento e progressão de programas de reabilitação para lesões articulares. O conhecimento de princípios e parâmetros biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral é de fundamental importância para avaliação, tratamento e entendimento das demandas impostas ao joelho (ELLENBECKER, 2002).

Durante a realização de atividades motoras dinâmicas, a magnitude das forças musculares que atuam em uma determinada articulação afeta diretamente a magnitude das forças de reação articulares (NORDIN & FRANKEL, 1980). Mesmo durante a execução de atividades normais, as superfícies articulares do joelho suportam forças que excedem o peso corporal, estando sujeitas a microtraumas e alterações degenerativas (HEHNE, 1990).

Durante um exercício de extensão de joelho, no plano sagital, a articulação patelofemoral, é influenciada pela contração do quadríceps (vetor de força dirigida superiormente) e pela estabilização do ligamento patelar (vetor de força dirigido inferiormente) resultando em um vetor de força dirigido posteriormente e causando compressão entre a patela e o fêmur. Essa força de contato é influenciada pelo ângulo de flexão do joelho e pela contração do quadríceps (ANDREWS et al., 2000) (Figura 5).



**Figura 5 – Modelo esquemático das forças que atuam na patela.**

A musculatura quadriciptal consiste em uma complexa estrutura que recobre o compartimento anterior da coxa e é composta pelos músculos reto femoral, vasto lateral, vasto medial (subdividindo-se em vasto medial oblíquo e vasto medial longo) e vasto intermédio (SMITH et al., 1997; ANDREWS et al., 2000).

Os tendões dos componentes do quadríceps da coxa unem-se distalmente como um forte tendão fixado na base da patela (tendão quadriciptal). A sua inserção na tíbia é determinada pela continuidade das fibras superficiais, tanto anterior como posteriormente à patela, formando assim o ligamento patelar (WILLIAMS et al., 1995; KAPANDJI, 2000). O aparelho extensor do joelho desliza sobre a extremidade inferior do fêmur como uma corda numa polia. A força do quadríceps dirige-se obliquamente para cima e ligeiramente para fora, convertendo-se em uma força estritamente vertical (WILLIAMS et al., 1995; KAPANDJI, 2000). Dessa forma, a representação gráfica do tendão quadriciptal apresenta-se como um único vetor que se fixa no pólo superior da patela e aponta na direção superior.

A continuação das fibras do tendão quadriciptal forma, a partir do ápice da patela, o tendão patelar, que por sua vez, estende-se até a tuberosidade anterior da tíbia. O tendão patelar é um essencial componente do mecanismo extensor do joelho e a quantificação da função do tendão patelar sob diversas condições de cargas fisiológicas é importante para o entendimento da biomecânica do joelho (Defrate et al., *in press*). O tendão patelar constitui-se de fibras anteriores e posteriores, apresentando-se como uma estrutura resistente, achatada e medindo cerca de 8 cm de comprimento (WILLIAMS et al., 1995, BASSO et al., 2002).

Basso et al. (2002), estudaram as diferentes respostas das fibras anteriores e posteriores do tendão patelar a tensões geradas pelo quadríceps, em 10 cadáveres. Tecidos musculares foram removidos da articulação do joelho, sendo preservados cápsulas, ligamentos e 150 mm do tendão quadriciptal. O segmento fêmur permaneceu fixo durante o teste, enquanto a tíbia permaneceu livre, a fim de permitir os movimentos do joelho no plano sagital. Assim, foi gerada uma carga pré-estabelecida (1kN) por uma máquina de teste sobre uma célula de carga conectada ao tendão quadriciptal. Sendo as fibras posteriores do tendão patelar menores do que as fibras anteriores, devido configurações e orientações de sua inserção óssea, são elas submetidas a maiores tensões com o aumento do ângulo de flexão do joelho. Esta tensão é dada pela razão entre a deformação do tecido pelo seu comprimento inicial. Apesar das diferenças no comprimento inicial das fibras anteriores e posteriores do tendão patelar, não existe diferença significativa entre as suas deformações para cada ângulo de flexão do joelho (BASSO et al., 2002). Essa característica permite que as fibras posteriores, mais curtas, sejam capazes de deformarem-se mais antes de romperem.

A patela é um osso sesamóide, recoberta anteriormente pelo tendão do músculo quadríceps da coxa e ancorada distalmente na tuberosidade anterior da tíbia pelo tendão patelar. Articula-se nas superfícies trocleares com o fêmur e desliza por um canal vertical formado pela tróclea femoral e a incisura intercondiliana, perfazendo, ao longo da flexo-

extensão do joelho, um movimento denominado de translação circunferencial (WILLIAMS et al., 1995; KAPANDJI, 2000, NAKAGAWA et al., 2003). Seu deslocamento é de duas vezes o seu comprimento (aproximadamente 8 cm), só sendo possível devido às suas conexões a três fundos de saco profundos que a rodeiam (KAPANDJI, 2000). Normalmente, a patela só se desloca de cima para baixo e não transversalmente, em função da estabilidade lateral proporcionada pelos retináculos, ligamentos e tendões inseridos em suas faces mediais e laterais (KAPANDJI, 2000).

A patela apresenta duas importantes funções na articulação do joelho: aumentar a distância perpendicular do músculo quadríceps (KAUFER et al., 1971; GROOD et al., 1984; AHMED et al., 1987; HIROKAWA, 1991; ANDREWS ET AL., 2000; KAPANDJI, 2000) e permitir maior distribuição da força de contato patelofemoral sobre o fêmur pelo fato de aumentar a área de contato entre estas estruturas ósseas (STEINKAMP et al., 1993). A contribuição da patela à alteração do comprimento da distância perpendicular do músculo quadríceps varia de acordo com o ângulo de flexão (SMIDT, 1973).

A patela é o ponto de inserção do aparelho extensor do joelho, e dessa forma, centraliza as forças divergentes dos músculos que compõem este aparelho, ajustando o comprimento, a direção e a força de cada um de seus ramos – o tendão do quadríceps e o tendão da patela – em diferentes graus de flexão. Em virtude do baixo coeficiente de atrito entre duas superfícies articulares, muitos autores assumem a patela como uma roldana sem atrito, definindo, portanto, que a força do quadríceps é igual à força do ligamento patelar (REILLY & MARTENS, 1972; SMIDT, 1973; HUNGERFORD & BARRY, 1979, BRESSEL, 2001).

Alguns autores, no entanto, verificaram que a força produzida pelo músculo quadríceps é diferente da aplicada ao ligamento patelar, de maneira que o quociente entre as duas forças tende ao valor um (1) conforme diminui o ângulo de flexão (MAQUET, 1976; VAN EIJDEN ET AL., 1985; AHMED et al, 1987; BUFF et al, 1988; COHEN et al, 2001). De acordo com a atividade realizada, a patela pode modificar a direção da força do quadríceps, atuando como uma roldana, ou pode modificar a magnitude da força do quadríceps, atuando como uma alavanca. Tendo em vista que a patela é o ponto de inserção do aparelho extensor do joelho, ela atua de maneira a aumentar a vantagem mecânica deste aparelho. Em virtude da presença da patela, o quadríceps é capaz de gerar o mesmo torque, produzindo menor força (COHEN et al, 2001).

Segundo Grelsamer & Klein (1998), o mecanismo patelar pode ser definido como uma roldana excêntrica, capaz de modificar a direção e a magnitude das forças que atuam sobre ela

(músculo quadríceps e ligamento patelar). As diferenças existentes entre a força produzida pelo músculo quadríceps e transmitida ao ligamento patelar são devido aos diferentes valores de distância perpendicular de cada uma das forças, com relação ao centro de rotação patelofemoral (GRELSAMER & KLEIN, 1998; CHOW et al, 1999). Dessa forma, a patela parece mais como uma alavanca do que uma roldana.

Na tentativa de implementar modelos da articulação patelofemoral, muitos estudos propuseram cálculos matemáticos para determinação das forças e torques envolvidos em atividades motoras humanas, oferecendo, subsequente, cálculos para determinação da força do quadríceps, força do ligamento patelar e força de contato patelofemoral.

Scott & Winter (1990), desenvolveram um modelo matemático para prever a magnitude e o instante de ocorrência das cargas sobre os tecidos dos locais mais comuns de lesão em corredores. Sendo a articulação patelofemoral um local comum de lesão e dor em corredores, contabilizando cerca de 62% das lesões de joelho em ambiente clínico, a sua complexidade exige considerações especiais para o modelamento da trajetória patelar, do ligamento patelar e do tendão do quadríceps. Sabendo que conforme varia o contato (área) entre patela e fêmur, altera a atuação da patela como alavanca, mudando a relação de força, estes autores verificaram a variação da relação de força quadríceps/ligamento patelar ao longo do ângulo de flexão, por meio da determinação das forças no ligamento patelar, no quadríceps e na articulação patelofemoral.

A fim de analisar comparativamente a execução de exercícios de leg press e extensão de joelho, Steinkamp et al. (1993) calcularam os valores de momento do joelho, força de reação patelofemoral e a pressão patelofemoral (força compressiva/área) para cada indivíduo em quatro ângulos diferentes ( $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $90^\circ$ ) de execução dos exercícios. No entanto, as análises foram estáticas em cada ângulo e não foram utilizadas informações radiográficas ou cinemáticas para a determinação dos parâmetros de análise. O modelo apresentado pelos autores é composto de equações para os cálculos da força do quadríceps, de compressão patelofemoral, e de pressão patelofemoral.

Com o objetivo de avaliar a força do ligamento patelar, tendão do quadríceps, patelofemoral e tibiofemoral durante exercícios isocinéticos de extensão de joelho em diferentes velocidades, Chow et al. (1999), utilizou imagens radiográficas para determinar a geometria articular, que associada às informações de torque foram utilizadas na determinação das forças articulares. Para determinação das forças do ligamento patelar e do tendão do quadríceps utilizou os procedimentos descritos por Grood et al. (1984). Foi desconsiderado o peso da patela, assim como a presença de atrito entre esta e o fêmur. Os autores encontraram

resultados equivalentes àqueles estudos que assumiram uma igualdade entre as forças no ligamento patelar e no tendão do quadríceps. No entanto, diferiram da razão do ligamento patelar e do tendão do quadríceps obtidos de estudos que utilizaram cadáveres. Em virtude das relações determinadas a partir das radiografias apresentarem grande correlação com as medidas realizadas diretamente, é bem possível que as diferenças individuais na geometria articular sejam responsáveis pelas discrepâncias entre os resultados deste estudo para aqueles reportados na literatura.

As dificuldades relacionadas à quantificação da força de contato patelofemoral têm-se relacionado a problemas inerentes à mensuração da força de contato entre as superfícies articulares que mantêm sua relação e mecânica normal (AHMED et al., 1983). Diversas técnicas invasivas têm sido usadas. Filmes sensíveis à pressão têm sido usados para registrar a pressão e a área de contato sobre a qual a força é aplicada (AHMED et al., 1983; HUBERTI et al., 1984). Individuais e múltiplos filmes tem sido inseridos na superfície articular entre fêmur e patela (FERGUSON et al., 1979; MANAEL et al., 1992). A força patelofemoral tem sido deduzida a partir da medida do tendão patelar, da força do quadríceps e do ângulo formado entre os mesmos. Estas técnicas têm produzido diferentes estimativas da força de contato patelofemoral, sendo que a maioria delas subestimam os valores comparados aos preditos por análises teóricas do mecanismo extensor (AHMED et al., 1983; VAN EIJDEN et al., 1986; YAMAGUCHI & ZAJAC et al., 1989; O'CONNOR et al., 1990). A variação na magnitude, direção e ponto de aplicação desta força de contato afetarão diretamente os resultados de pressão na articulação patelofemoral.

### 2.2.1 Pressão patelofemoral

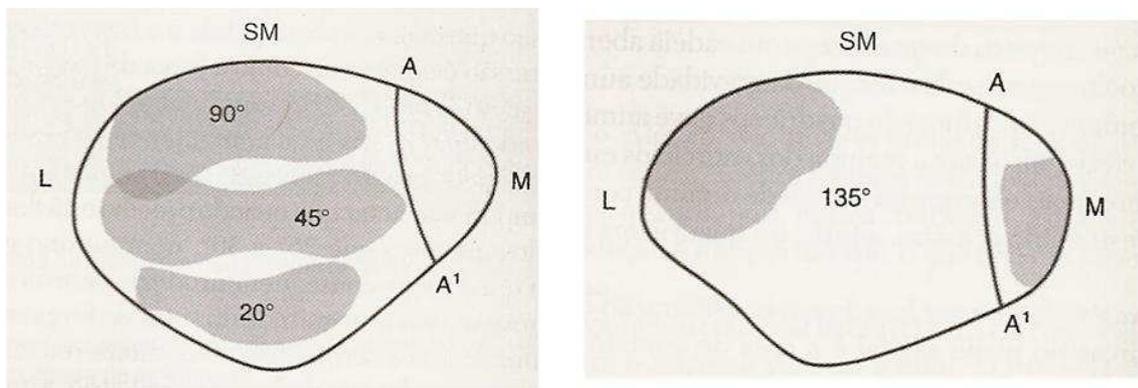
Entender a complexa interação entre área de contato, força de contato e pressão resultante na articulação patelofemoral, é imprescindível para definir os mecanismos responsáveis pelas lesões e estabelecer estratégias mais eficazes de tratamento (BESIER et al., 2005). Elevadas taxas de pressão podem causar diversas alterações na articulação patelofemoral, tais como: condromalácia, artrose e síndrome de dor patelofemoral; afecções comuns na prática clínica (BESIER et al., 2005; ELIAS et al., 2004; POWERS et al., 2004).

Existe uma grande dificuldade em mensurar a pressão na articulação patelofemoral, podendo esta ser obtida a partir de medidas diretas ou indiretas (KDOLSKY et al., 2004). Tradicionalmente estes dados têm sido obtidos a partir de medidas diretas em cadáveres,

utilizando filmes ou sensores sensíveis à pressão (HUBERTI et al., 1984; COHEN et al., 2001; ELIAS et al., 2004; KDOLSKY et al., 2004). O uso de cadáveres para medidas de área e pressão, entretanto, é limitado, pois pode não refletir a carga fisiológica e o comportamento muscular de uma articulação jovem e saudável (SALSICH et al., 2003).

Em virtude disso, mais recentemente têm se utilizado medidas indiretas, a partir de modelos biomecânicos, para o conhecimento da pressão na articulação patelofemoral (BRECHTER & POWERS, 2002; POWERS et al., 2004; BESIÉRI et al., 2005). Neste caso, a pressão intra-articular pode ser definida, sob o ponto de vista mecânico, como a razão entre a força de reação articular e a área de contato entre a patela e a superfície troclear do fêmur (BRECHTER et al., 2003).

A literatura científica apresenta as zonas de contato entre a patela e fêmur ao longo do movimento de flexo-extensão do joelho. Conforme Goodfellow et al. (1976), aos 10° de flexão de joelho, a patela entra em contato com o sulco femoral pela sua porção inferior. Com 45° de flexão, o contato ocorre pela sua porção média. Aos 90°, apenas sua porção superior articula-se com o sulco femoral e em máxima flexão (120° a 135°) sua porção superior e face súpero-lateral englobam a maior parte do contato entre as estruturas (Figura 6). Nesse estudo, no entanto, as variações da área de contato patelofemoral ao longo do movimento não são apresentadas quantitativamente.



**Figura 6 – Representação esquemática das áreas de contato patelofemoral durante a flexão do joelho proposta por Goodfellow et al., 1976. L – lateral; M, medial; SM, sulco mediano; A-A<sup>1</sup>, sulco que separa as facetas medial e lateral. Fonte: Andrews et al, 2005.**

Estudos *in vivo* (BRECHTER & POWERS, 2002; BRECHTER et al., 2003; PATEL et al., 2003; POWERS et al., 2004; BESIÉRI et al., 2005) e *in vitro* (HUBERTI et al., 1984; COHEN et al., 2001; ELIAS et al., 2004) foram desenvolvidos, por sua vez, para obtenção da área de contato patelofemoral, utilizando filmes sensíveis à pressão (HUBERTI et al., 1984)

ou ressonância nuclear magnética (BRECHTER & POWERS, 2002; BRECHTER et al., 2003; PATEL et al., 2003; POWERS et al., 2004; BESIER et al., 2005). Estes estudos ainda, calcularam a pressão patelofemoral a partir dos dados de área de contato obtidos.

Apesar desses estudos envolvendo a pressão na articulação patelofemoral já apresentarem-se descritos na literatura, a variabilidade na metodologia empregada e na forma de obtenção das variáveis analisadas, dificultam a comparação entre os resultados obtidos.

### 2.2.2 Centros de Rotação

O centro de rotação articular é uma variável importante na implementação de modelos teóricos capazes de representar a cinemática articular humana (GAMAGE et al., 2002). Por outro lado, a análise do centro de rotação pode ser utilizada para avaliação da função articular, principalmente no que diz respeito a análise da relação de movimento entre os segmentos corporais, a identificação e quantificação das alterações nas superfícies articulares de joelhos humanos e sua influência na cinemática humana (FRANKEL et al., 1971; CHALLIS, 2001).

Com relação à articulação tibiofemoral, que permite movimentos envolvendo translação e rolamento, associados ao movimento articular normal, acredita-se que o centro de rotação apresente um comportamento suscetível às variações das forças impostas sobre as estruturas ósseas de fêmur e tibia (KAPANDJI, 2000).

No que diz respeito à articulação tibiofemoral, são apresentadas na literatura uma diversidade de modelos matemáticos com a finalidade de identificar o comportamento do centro de rotação para determinado movimento articular. No entanto, a grande maioria desses estudos não apresenta o comportamento do centro de rotação tibiofemoral de forma gráfica ou numérica, o que dificulta comparações a cerca das metodologias empregadas (GRIEVE et al., 1978; GERBER & MATTER, 1983; CAPOZZO et al., 1996; WRETENBERG et al., 1996; MONTGOMERY et al., 1998; CHALLIS, 2001).

A trajetória do centro de rotação foi investigada em estudos que se propõem a determinar as distâncias perpendiculares de específicos grupos musculares ao centro de rotação. Wretenberg et al. (1996), com este objetivo, utilizaram ressonância nuclear magnética em suas análises. Apesar de apresentar informações de todas as estruturas que compõem a articulação, a ressonância nuclear magnética é obtida e analisada estaticamente, além de tratar-se de um exame menos acessível pelo seu alto custo.

Estudos que utilizam modelos radiográficos para a determinação do centro de rotação tibiofemoral são descritos na literatura (REULEAUX, 1875; GRIEVE et al., 1978; BALZPOULOS, 1995). O método Reuleaux (1875) e o método proposto por Grieve et al. (1978) utilizam imagens radiográficas estáticas para apresentar suas metodologias. Essa análise estática limita o número de informações para a determinação do centro de rotação, não contemplando todos os trechos da trajetória ao longo do movimento. Por outro lado, o método pelo ponto de contato, proposto por Baltzopoulos (1995), utiliza imagens radiográficas dinâmicas (videofluoroscopia) para reproduzir o centro de rotação tibiofemoral. Seus resultados são apresentados em relação ao platô tibial. Correções matemáticas para a determinação do centro de rotação a partir do método Reuleaux (1995), foram propostas nos estudos de Gamage & Lasenby (2002), Halvorsen et al. (2003) e Montgomery (1998). Como se desconhece o comportamento do centro de rotação tibiofemoral proposto pelo método de base, permanecem dúvidas quanto a utilização dessas novas propostas em estudos da cinemática articular humana.

Bernardes et al. (2005), visando comparar a trajetória do centro de rotação tibiofemoral a partir de diferentes propostas metodológicas, utilizando a videofluoroscopia, apresentou seus resultados graficamente, a partir de um sistema de referência global (correspondente à imagem radiográfica do joelho, em um determinado instante de tempo, no monitor acoplado ao sistema de vídeo). A partir dos resultados obtidos, era possível observar a variação do centro de rotação tibiofemoral através de diferentes metodologias e identificar o método mais apropriado para utilização em modelos biomecânicos representativos da articulação do joelho. No entanto, os resultados foram descritos em relação a um sistema global, fora do corpo humano, que são diretamente influenciados pelo movimento conjunto do fêmur e tíbia, como observado pelas oscilações do fêmur em relação ao sistema de análise.

### 2.2.3 Distância perpendicular do ligamento patelar

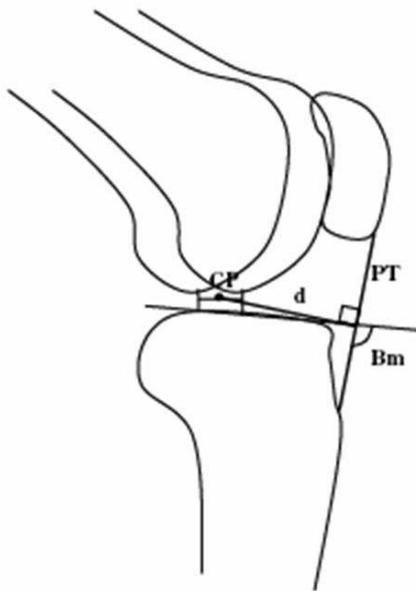
A distância perpendicular do ligamento patelar trata-se de um parâmetro biomecânico de quantificação crítica, pois por meio dele que se define a habilidade do quadríceps em gerar torque sobre a tíbia (SHEEHAN, *in press*). Embora se reconheça que a quantificação da distância perpendicular é de fundamental importância no modelamento musculoesquelético, faz-se necessário obter um padrão de normalidade deste parâmetro para que possam, em estudos de aplicabilidade clínica, estabelecer seu comportamento na patologia e na intervenção clínica.

Especificamente, a partir do modelamento biomecânico da articulação, é possível determinar a distância perpendicular do ligamento patelar utilizando-se o método geométrico. A utilização deste método requer o conhecimento do centro de rotação tibiofemoral e da linha de ação do ligamento patelar, a partir de uma análise bidimensional.

Há na literatura uma diversidade de propostas metodológicas para a determinação da distância perpendicular do ligamento patelar, no que diz respeito à amostra utilizada, à determinação da linha de ação do ligamento patelar e à definição do centro de rotação tibiofemoral.

A distância perpendicular do ligamento patelar pode ser mensurada *in vitro*, utilizando a análise de peças de cadáveres (HERZOG & READ, 1993; BUFORD et al., 1997; KREVOLIN et al., 2004), ou *in vivo*, a partir do modelamento matemático da articulação do joelho e análise da cinemática articular por meio da cinemática (LINDAHL et al., 1967; SMIDT, 1973; NISSEL et al., 1986; BALZPOULOS, 1995; WRETEMBERG et al., 1996; KELLIS & BALZPOULOS, 1999). Além disso, a distância perpendicular pode ser estimada, exclusivamente, a partir de modelos teóricos (YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989; GILL & O'CONNOR, 1996; LU & O'CONNOR, 1996; IMRAN et al., 2000).

Lindahl et al. (1967), Smidt (1973), Nissel (1986) e Herzog & Read (1993) usaram radiografias para determinar a distância perpendicular do ligamento patelar em função do ângulo de flexão do joelho. Lindahl et al. (1967), Nissel (1986), Herzog & Read (1993), Yamaguchi & Zajac (1989), Baltzopoulos (1995), Wrettemberg et al. (1996), Kellis & Baltzopoulos (1999) definiram a distância perpendicular do ligamento patelar como a distância entre o centro de rotação tibiofemoral (em relação ao centro de rotação pelo método do ponto de contato) (Figura 7), no plano sagital, enquanto Smidt (1973) mensuraram a distância perpendicular a partir do centro de rotação instantâneo (Figura 8). Bufford et al. (1997) usaram o método da excursão do tendão patelar para a obtenção da distância perpendicular do ligamento patelar (Figura 9). Lu et al. (1996), Gill & O'Connor (1996) e Imran et al. (2000) determinaram a distância perpendicular do ligamento patelar por meio da utilização do centro de rotação tibiofemoral como sendo a intersecção dos ligamentos cruzados (Figura 10), enquanto Krevolin et al. (2004) a determinou a partir da utilização do centro de rotação tibiofemoral obtido tridimensionalmente (Figura 11).



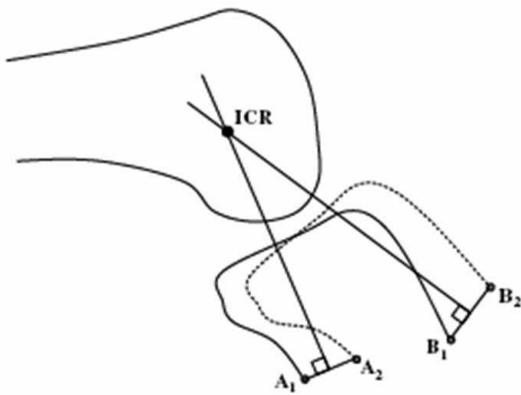
CP, ponto de contato tibiofemoral.

PT, linha de ação do tendão patelar

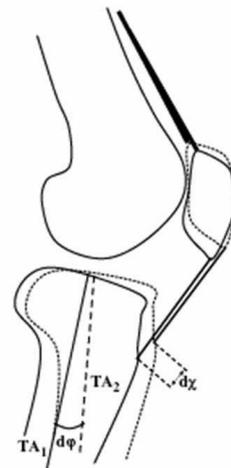
d, distância perpendicular do ligamento patelar

Bm, ângulo entre linha de ação tendão patelar e o platô tibial

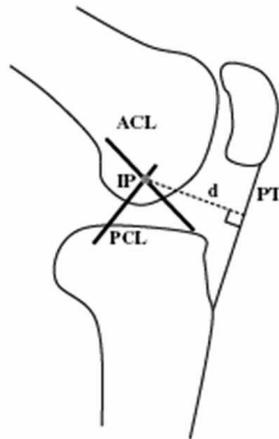
**Figura 7 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar a partir da utilização do centro de rotação tibiofemoral pelo método do ponto de contato. Fonte: Tsaopoulos (*in press*)**



**Figura 8 – Cálculo do centro de rotação instantâneo (ICR) a partir do método Reuleaux, utilizado para a determinação da distância perpendicular do ligamento patelar no estudo de Smidt (1973). Fonte: Tsaopoulos (*in press*)**



**Figura 9 – Determinação da distância perpendicular do mecanismo extensor, usando o método da excursão do tendão patelar. O deslocamento dx representa a excursão do tendão patelar conforme o movimento do joelho ocorre. Fonte: Tsaopoulos (*in press*)**



IP, centro de rotação tibiofemoral a partir da intersecção dos ligamentos cruzados

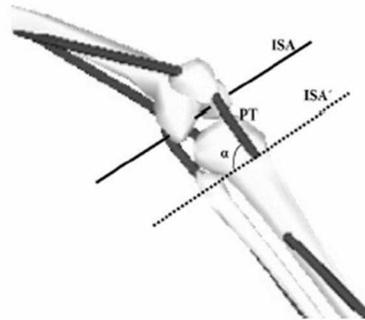
PT, linha de ação do ligamento patelar

d, distância perpendicular do ligamento patelar

ACL, ligamento cruzado anterior

PCL, ligamento cruzado posterior

**Figura 10 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar a partir do método de intersecção dos ligamentos cruzados. Fonte: Tsaopoulos (*in press*)**

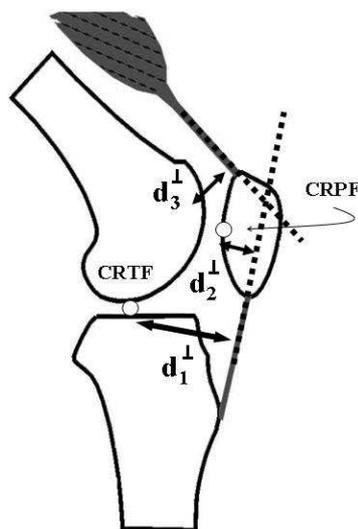


**Figura 11 – Determinação da distância perpendicular do ligamento patelar de forma tridimensional, de acordo com o estudo de Krevolin et al. (2004). Fonte: Tsaopoulos (*in press*)**

#### 2.2.4 Distância Perpendicular Efetiva

A força produzida pelo músculo quadríceps, utilizada para estender o joelho, é transmitida pelo tendão do quadríceps através da patela para o ligamento patelar, sofrendo a influência mecânica de duas articulações, a articulação patelofemoral e a articulação tibiofemoral. Considerando a relação de movimento entre os segmentos fêmur e patela, e os segmentos tíbia e fêmur, entende-se que as estruturas que compõe a mecânica articular interagem simultaneamente com dois centros de rotação distintos, um tibiofemoral e outro patelofemoral, que modificam as distâncias perpendiculares das linhas de ação que compõem este mecanismo, simultaneamente.

Alguns estudos têm como objetivo calcular a força do músculo quadríceps a partir da dinâmica inversa (LOSS et al., 2002), considerando apenas a articulação tibiofemoral. Entretanto, ao utilizar a distância perpendicular do músculo quadríceps para dividir o momento extensor do joelho ignora-se a influência da articulação patelofemoral. Sendo assim se faz necessária a determinação de uma distância perpendicular que melhor represente as características mecânicas do joelho, considerando o movimento da tíbia em relação ao fêmur e o movimento da patela em relação ao fêmur. Por essa razão, são propostos na literatura cálculos de distância perpendicular, relacionando a linha de ação das forças com os centros de rotação tibiofemoral e patelofemoral. A obtenção desta distância perpendicular, denominada na maior parte dos estudos de efetiva, depende da forma de determinação da linha de ação das estruturas envolvidas e dos métodos de determinação do centro de rotação adotados, que podem variar para os diferentes estudos (Figura 12)



CRTF, centro de rotação tibiofemoral

CRPF, centro de rotação patelofemoral

$d_1^\perp$ , distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação tibiofemoral.

$d_2^\perp$ , distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral.

$d_3^\perp$ , distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral.

**Figura 12– Representação esquemática das distâncias perpendiculares do mecanismo extensor para a obtenção da distância perpendicular efetiva, utilizando o centro de rotação tibiofemoral pelo método de contato e o centro de rotação patelofemoral obtido a partir da representação de um ponto central posterior na patela.**

Yamaguchi & Zajac (1989) calcularam a distância perpendicular efetiva a partir do produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar (distância perpendicular da linha de ação do ligamento em relação ao centro de rotação tibiofemoral a partir do método do ponto de contato) e a razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Gill & O'Connor (1996), utilizaram o mesmo método para determinação da distância efetiva

adotado por Yamaguchi & Zajac (1989), considerando, no entanto, o centro de rotação tibiofemoral como a intersecção entre os ligamentos cruzados anterior e posterior.

Grood et al. (1984), analisando os efeitos do comportamento da distância perpendicular efetiva na relação entre a força interna do músculo quadríceps e o torque externo, determinaram a distância perpendicular a partir da razão do produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao centro de rotação tibiofemoral, obtido a partir do ponto de contato entre o fêmur e a tíbia) e a distância perpendicular do quadríceps (em relação ao centro de rotação patelofemoral, obtido a partir do ponto de contato entre a patela e o fêmur) pela distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao centro de rotação patelofemoral, obtido a partir do ponto de contato entre a patela e o fêmur).

Chow et al. (2006), utilizaram o mesmo cálculo de distância perpendicular efetiva adotada pelo estudo de Grood et al. (1984), analisando esta variável a partir de imagens radiográficas estáticas. Estes autores referem que a determinação da distância perpendicular efetiva consiste na chave para a avaliação do mecanismo extensor do joelho. A diversidade metodológica existente na literatura para o seu cálculo pode levar a erros na obtenção das forças que dependem diretamente do comportamento desta variável, devido à utilização de modelos genéricos na sua obtenção.

### 2.2.5 *Tilt* Patelar Ântero-posterior

A trajetória patelar é definida como o movimento da patela em relação ao fêmur ou tróclea femoral durante a flexo-extensão do joelho. Anormalidades na trajetória estão relacionadas a muitas desordens da articulação patelofemoral, sendo a causa, em alguns casos, de fácil identificação e, em outros, dificilmente observada (KATCHBURIAN et al., 2003).

A trajetória patelar normal tem sido descrita na literatura em condições experimentais ou clínicas, sendo o estudo radiológico da articulação patelofemoral o primeiro dos exames de imagem a serem realizados (MURRAY et al., 1999; MARCZYK et al., 2000; KATCHBURIAN et al., 2003) Os resultados fornecidos por meio da utilização desta técnica são utilizados para confirmar o diagnóstico, quantificar e qualificar a patologia e planejar o tratamento proposto (MARCZYK et al., 2000). Normalmente, são realizadas imagens radiográficas da articulação patelofemoral nas posições AP, axial, e sagital a fim de avaliar as suas condições patológicas. Especificamente, a visão sagital da articulação permite a obtenção de informações como o tamanho, a altura e a espessura da patela, a relação entre a patela e o

sulco troclear, a relação entre a patela e a tibia, a avaliação da tróclea e a simetria dos côndilos (MARCZYK et al., 2000).

Uma medida possível no plano sagital, que permite avaliar a relação de movimento entre fêmur e patela, consiste no *tilt* patelar ântero-posterior (MERCHANT, 2001). O *tilt* patelar pode ser definido como uma rotação que ocorre sobre um eixo axial flutuante passando da borda medial à borda lateral da patela (KATCHBURIAN et al., 2003; MCCONNELL, 1994). Acredita-se que o *tilt* patelar ântero-posterior alterado pode apresentar-se como um fator mecânico contribuinte para condições clínicas patológicas da articulação patelofemoral.

No entanto, poucos são os estudos que apresentam técnicas de medida para avaliar o *tilt* patelar ântero-posterior no plano sagital. Tyler et al. (2002) propuseram uma técnica de mensuração do *tilt* patelar ântero-posterior utilizando imagens radiográficas estáticas, no plano sagital, em três ângulos de flexão (30, 45 e 60 graus), a partir da relação angular entre fêmur e patela (Figura 13). Komistek et al. (2000) propuseram estimar o *tilt* patelar ântero-posterior, também a partir de imagens estáticas, no plano sagital, avaliando quatro ângulos de movimento (0, 30, 60 e 90 graus de flexão do joelho), representando o *tilt* patelar ântero-posterior a partir da representação da relação angular entre tibia e patela (Figura 14). A utilização de imagens estáticas da articulação do joelho para a obtenção do *tilt* patelar não permite a determinação de um comportamento desta medida ao longo de uma flexão-extensão do joelho e limita a sua comparação entre indivíduos saudáveis e patológicos. Dessa forma, torna-se necessária a determinação do comportamento deste parâmetro, em indivíduos saudáveis.

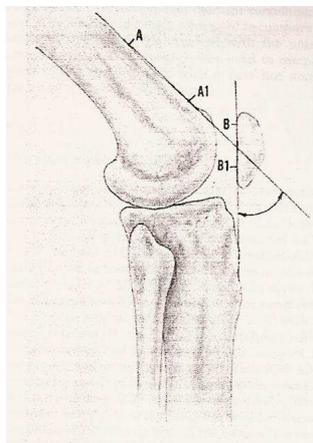


Figura 13 – *Tilt* patelar ântero-posterior a partir do estudo de Tyler et al. (2002), representado esquematicamente na ilustração pelo ângulo formado entre A-A1 e B-B1. Fonte: Tyler et al. (2002)

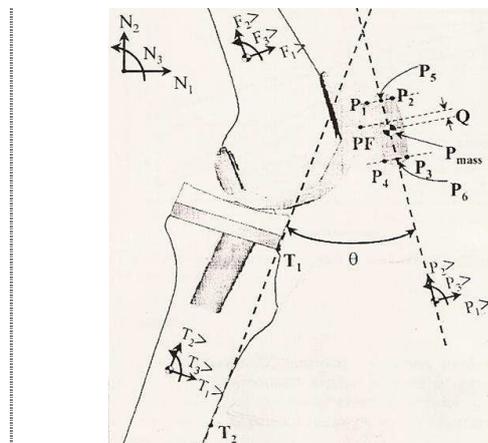


Figura 14 – *Tilt* patelar ântero-posterior a partir do estudo de Komistek et al. (2000), representado esquematicamente na ilustração pela letra grega  $\theta$ . Fonte: Komistek et al. (2000)

A partir do exposto, o presente estudo apresenta-se relevante no que diz respeito ao estudo da cinemática articular do joelho, abordando aspectos explorados com maior ou menor frequência na literatura científica.

A partir da formatação da metodologia espera-se obter padrões de normalidade relativos ao comportamento de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho e poder inferir sobre as cargas a que estão submetidas as estruturas que compõem a articulação do joelho durante situações reais de exercícios dinâmicos, no caso a extensão de joelho em cadeia cinética aberta, buscando-se o aperfeiçoamento das técnicas atualmente utilizadas na prescrição de exercícios para esta articulação, e voltando-as à especificidade e individualidade da população.

Além disso, a partir do conhecimento do padrão normal da cinemática articular humana, será possível identificar padrões anormais de movimento, detectar a causa deste padrão, buscar estratégias de correção da alteração mecânica e sobrecarga articular, evitar amplitudes de movimento que poderão ser lesivas à articulação, comparar grupos de patologias a partir do conhecimento da mecânica articular e prevenir o aumento das sobrecargas por meio de intervenções específicas.

Este estudo pretende analisar a biomecânica da articulação do joelho, a partir da utilização de um exame diagnóstico utilizado para outros fins (videofluoroscopia), mas recentemente abordado no âmbito da biomecânica. Dessa forma, a tentativa deste estudo também seria a de ampliar a utilização de recursos já existentes na medicina diagnóstica, a partir da utilização da videofluoroscopia também como técnica para avaliação específica da articulação do joelho, podendo, tais informações, serem utilizadas pelos profissionais da reabilitação, do treinamento físico e da saúde de modo geral, abrindo interessantes perspectivas de aplicação clínica.

Além do aspecto clínico, conhecimentos biomecânicos poderão advir do presente trabalho. Pretende-se obter resultados práticos, capazes de influenciar não apenas no diagnóstico como na avaliação dos resultados do tratamento global das patologias da articulação patelofemoral.

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

Este capítulo tem como objetivo apresentar, de forma detalhada, a metodologia empregada no presente estudo, a partir da distribuição das informações necessárias em módulos. Dessa forma, inicialmente será apresentado o problema que norteia o estudo, seguida da caracterização da amostra avaliada, dos procedimentos de coleta, do procedimento ético envolvido na participação dos indivíduos no estudo e da forma de obtenção e processamento das variáveis cinemáticas. Na seqüência, seguirá a descrição detalhada da metodologia empregada para o cálculo e determinação dos parâmetros biomecânicos. Por fim, será apresentado o tratamento estatístico para análise dos resultados obtidos.

#### **3.1 Problema**

Como se comportam os parâmetros biomecânicos da articulação do joelho durante a realização de exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta sem carga?

#### **3.2 População e Amostra**

O presente estudo utilizou-se de uma amostragem não probabilística de conveniência. Foram avaliados 25 indivíduos, 14 do sexo masculino (idade média  $24,2 \pm 5,1$  anos) e 11 do sexo feminino (idade média  $25,7 \pm 5,1$  anos).

Critérios de Inclusão:

- a) Praticantes de atividade física regular;
- b) Sem história de lesão musculoesquelética na articulação do joelho;

c) Sem presença de instabilidade articular monoplanar e rotacional aos seguintes testes: *Lachman*, *Gaveta anterior e posterior*, *Slocum*, *Pivot shift*, *Jerk test*, *Apreensão*, *stress em valgo*, *stress em varo* e *Smile* (MAGEE, 2002);

d) Ângulo Q dentro dos padrões de normalidade estabelecidos para o sexo masculino (13 graus) e para o sexo feminino (18 graus) (MAGEE, 2002).

### 3.3 Procedimentos de Coleta

A coleta de dados foi realizada no setor de radiologia do Hospital Mãe de Deus, onde estavam presentes o médico radiologista e o técnico em radiologia, responsáveis pelo setor.

Inicialmente foram mensurados o peso corporal e o tamanho do segmento perna (distância medida entre o epicôndilo medial do fêmur e o maléolo medial da tíbia) de cada indivíduo da amostra para obtenção posterior de parâmetros inerciais do segmento perna-pé. Em seguida, os indivíduos do estudo foram familiarizados com o protocolo de coleta, que consistia em um ensaio do exercício, da amplitude de movimento, da velocidade e do número de repetições a serem realizados (Figuras 15A, 15B e 15C).

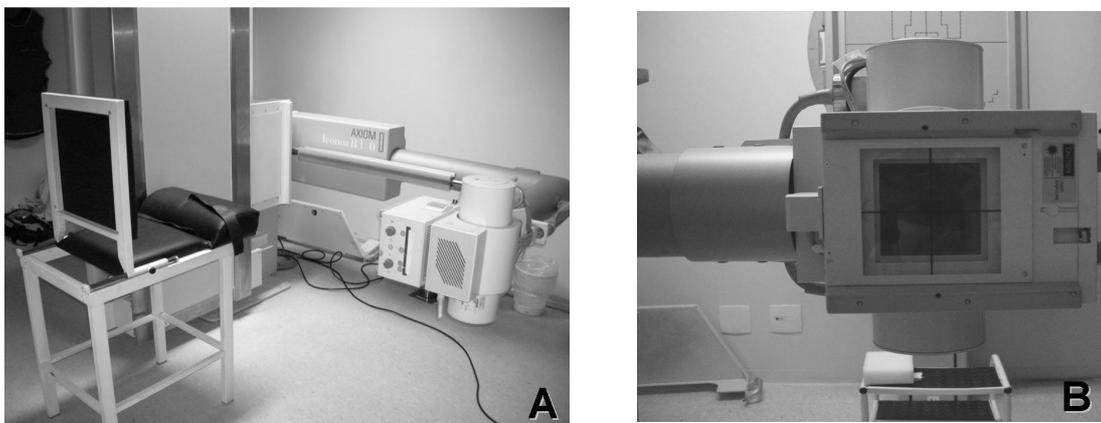


**Figura 15 – Sequência da preparação do indivíduo para coleta: (A) identificação do epicôndilo medial do fêmur; (B) mensuração do tamanho do segmento perna; (C) ensaio do exercício a ser realizado.**

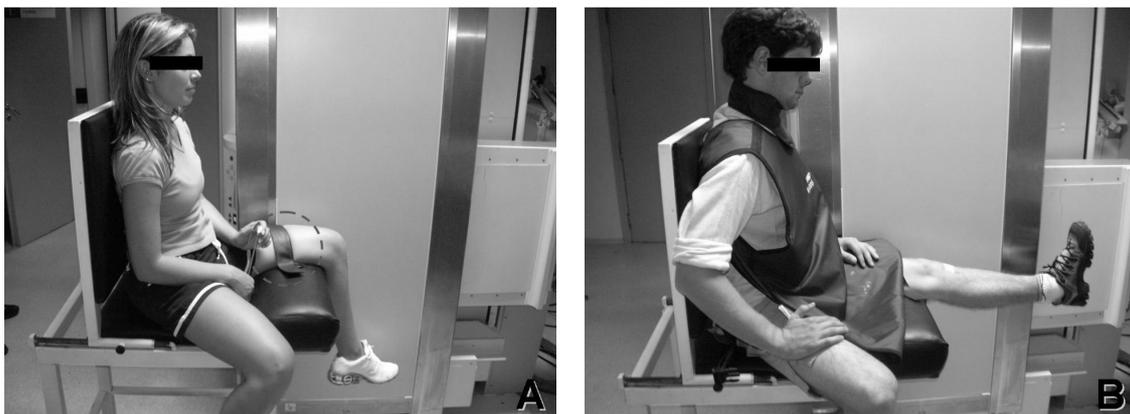
Após a preparação, o indivíduo foi sentado sobre uma cadeira especialmente elaborada e confeccionada para este estudo (Figura 16A). A cadeira permite a exposição sagital da articulação do joelho e o ajuste do indivíduo na posição sentada de modo que o segmento coxa fosse mantido apoiado no acento durante toda a execução do movimento. Estes ajustes foram realizados de tal modo, a fim de contemplar a articulação do joelho no campo de visão do aparelho de videofluoroscopia. Isso permitiu que as estruturas ósseas que compõem o joelho fossem visualizadas por meio da aquisição de imagens radiográficas dinâmicas (Figura 16B).

O membro a ser analisado foi fixado no terço distal da coxa por meio de uma cinta com velcro, visando evitar rotações ou flexão-extensão da articulação coxo-femoral (Figura 17A). Estes ajustes foram individuais, e uma vez estabelecidos, não foram modificados, evitando movimentos além do campo de visão do videofluoroscópio.

Os indivíduos foram solicitados a executar 3 repetições do exercício de extensão do joelho, em cadeia cinética aberta, sem carga externa, em uma amplitude de 90 graus (90 graus a 0 grau), em uma velocidade monitorada por um *feedback* sonoro contínuo em 45 graus por segundo. Os indivíduos foram devidamente protegidos contra a radiação com colete de chumbo e protetor de tireóide (Figura 17B).

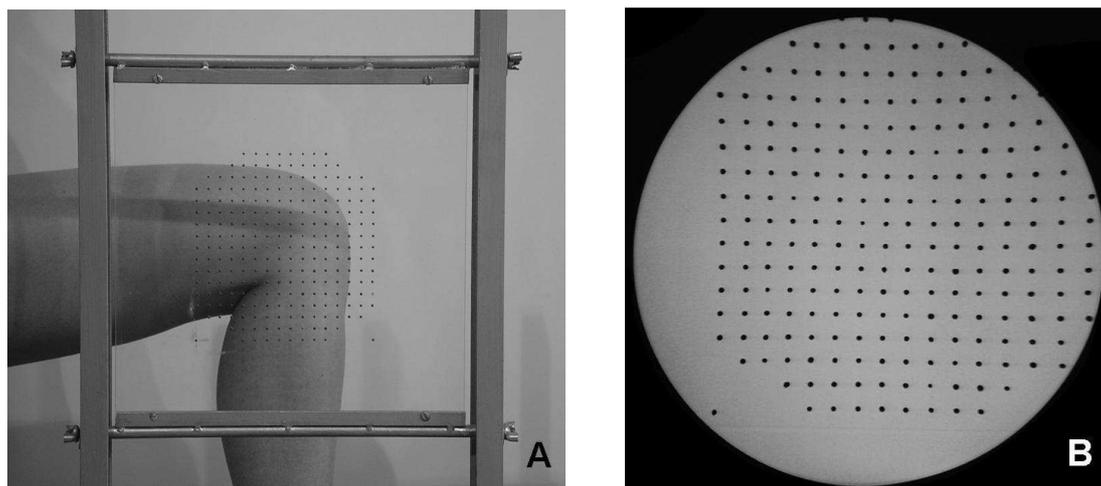


**Figura 16 – Local da Coleta. (A) Posicionamento da cadeira elaborada para o estudo em relação ao tubo do videofluoroscópio. (B) Visualização frontal do tubo do videofluoroscópio.**



**Figura 17 – Posicionamento do indivíduo na cadeira. (A) Detalhe da contenção da coxa com cinta de velcro. (B) Detalhe do colete de chumbo e protetor de tireóide, durante a realização do exercício proposto.**

Ao final da execução do protocolo, o indivíduo foi retirado do campo de visão do videofluoroscópio e, mantendo-se os ajustes do mesmo, foi filmado o padrão de calibração (*phantom*) (Figura 18A e 18B).



**Figura 18 – Padrão de calibração não linear (Phantom). (A) Suporte e placa de acrílico que compõem o phantom (o joelho é mostrado na imagem apenas de forma ilustrativa). (B) Imagem do phantom obtida a partir da videofluoroscopia.**

### **3.4 Procedimento ético envolvido na participação do estudo e obtenção do termo de consentimento livre e esclarecido**

Os indivíduos da amostra foram informados sobre os objetivos do estudo e dos procedimentos aos quais seriam submetidos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, autorizando a sua participação voluntária na pesquisa, mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A). Os responsáveis pelo setor de radiologia do Hospital Mãe de Deus autorizaram a realização da coleta de dados nas dependências do hospital, mediante assinatura da declaração de ciência e concordância das instituições envolvidas (Apêndice B). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, ata n°69, em 13/04/2006.

Para viabilizar a realização da pesquisa, os indivíduos foram submetidos à doses de radiação a partir da exposição da articulação do joelho ao exame de videofluoroscopia. Segundo Mosca & Mosca (1971), a radiação oferecida por este exame pode ser até 80% menor comparando-se a um exame radiográfico convencional (estático). Este percentual está relacionado diretamente ao tempo de exposição do indivíduo e às doses de radiação oferecidas, que implicarão diretamente na qualidade da imagem radiográfica obtida. (MOSCA & MOSCA, 1971; SQUIRE & NOVELINE, 1992; BALTZOPOULOS, 1995).

Embora sejam raros os estudos que apresentem os efeitos tóxicos resultantes do tempo prolongado de exposição a pequenas doses de radiação, potenciais riscos devem ser assumidos (HERSCOVICI et al., 2000). Lo (2003) a partir do seu estudo em que propõe

informar sobre os riscos da exposição à radiação oferecida durante a utilização da fluoroscopia, obteve que a dose de radiação absorvida na pele, a partir de um feixe direto de raios X, é de aproximadamente 0,02 Gy/min a 0,05 Gy/min. Doses de radiação de 3 Gy e 6 Gy podem causar descamação temporária da pele e eritema, e de 15 a 20 Gy podem causar complicações mais graves como necrose e ulceração da pele.

No presente estudo, os indivíduos que compõem a amostra foram submetidos a um período máximo de exposição à radiação de 2 minutos. Neste período de exposição, com base no estudo de Lo (2003), as doses de radiação absorvidas pelos indivíduos da amostra será de aproximadamente 0,04 Gy a 0,10 Gy. Estes valores apresentam-se abaixo das doses de radiação que possam ser lesivas à saúde dos participantes do estudo ou coloquem em risco a sua integridade física.

Com o objetivo de atender às exigências éticas em relação à realização da pesquisa, foram cumpridos os termos da resolução 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

### **3.5 Obtenção e processamento das variáveis cinemáticas**

As variáveis cinemáticas (deslocamento, velocidade e aceleração linear e angular), medidas durante o evento analisado, foram obtidas a partir da técnica de videofluoroscopia. Um videofluoroscópio da marca *Axiom Siemens Iconos R100* com um monitor *Siemens* e um videocassete *Philips* acoplados à unidade foram utilizados para a captura das imagens. As imagens obtidas foram reproduzidas e digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca *Silicon Graphics 320* com entrada de super vídeo e vídeo composto integrado a sua *workstation*. O sistema de vídeo apresenta uma frequência de amostragem de 30 Hz.

Para análise dos dados obtidos pela cinemetria foi necessária a digitalização de pontos sobre as estruturas ósseas de fêmur, tíbia e patela, superfícies articulares, inserções tendíneas e musculares. A utilização da videofluoroscopia condiciona a digitalização dos pontos à forma manual. No entanto, a análise de imagens obtidas por videofluoroscopia pode ser afetada pelo processo de digitalização das imagens (KELLIS E BALZPOULOS, 1999). Visando garantir a padronização do procedimento de digitalização manual de imagens de videofluoroscopia, é necessário o conhecimento da fidedignidade e da objetividade dos dados cinemáticos obtidos. A influência do processo de digitalização manual de imagens na obtenção de variáveis cinemáticas da articulação do joelho é apresentada, de forma detalhada, no Apêndice C deste documento.

Cada um dos pontos de interesse foram localizados na imagem radiográfica, a partir da utilização de rotinas para digitalização de imagens desenvolvidas no *software Matlab®*, associando-os a cada um dos parâmetros biomecânicos e identificando as coordenadas espaciais de cada ponto. As coordenadas espaciais de cada ponto inicialmente apresentavam-se em unidades adimensionais da tela do monitor (*pixels*). Dessa forma, as variáveis cinemáticas foram obtidas a partir de um sistema de referência global, tendo como ponto de origem o canto esquerdo da tela do monitor (Figura 19).

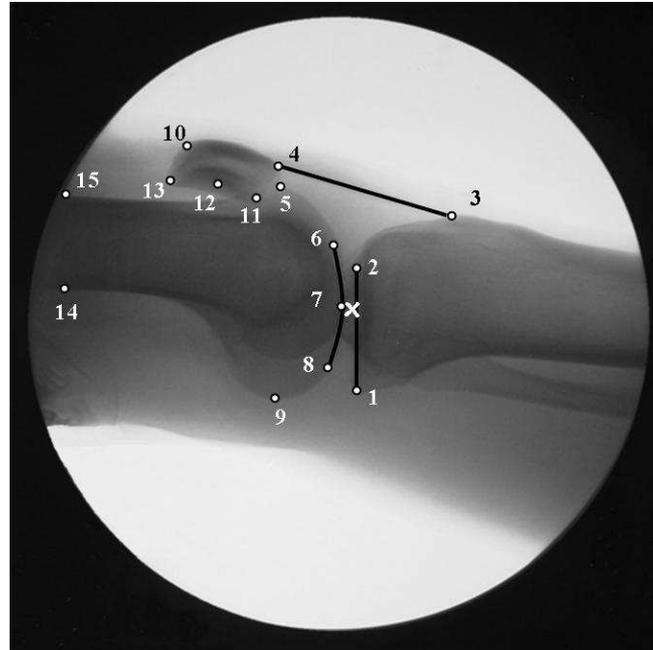


**Figura 19 - Sistema de referência global, com origem no canto inferior esquerdo da tela.**

O modelo espacial foi composto por 14 pontos identificados nas estruturas ósseas de patela, fêmur e tíbia, diretamente nas imagens radiográficas, apresentados na Figura 20 e listados a seguir:

- Ponto 1 – Extremidade posterior do platô tibial;
- Ponto 2 – Extremidade anterior do platô tibial;
- Ponto 3 – Tuberosidade anterior da tíbia;
- Ponto 4 – Pólo inferior da patela;
- Ponto 5 – Limite anterior do côndilo femoral;
- Ponto 6 – Margem distal anterior do côndilo do fêmur;
- Ponto 7 – Margem distal central do côndilo medial do fêmur;
- Ponto 8 – Margem distal posterior do côndilo medial do fêmur;
- Ponto 9 – Limite posterior do côndilo femoral;
- Ponto 10 – Pólo superior da patela;
- Ponto 11 – Superfície distal posterior da patela;
- Ponto 12 – Superfície central posterior da patela;

- Ponto 13 – Superfície proximal posterior da patela;  
 Ponto 14 – Região supra-condiliana posterior do fêmur;  
 Ponto 15 – Região supra-condiliana anterior do fêmur.

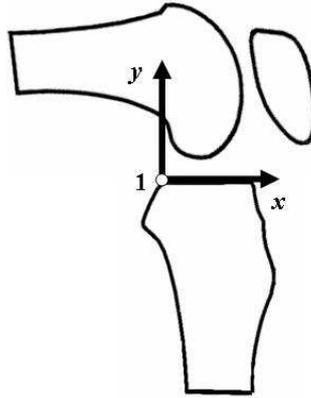


**Figura 20 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho.**

A partir dos pontos de interesse foi possível a determinação dos seguintes parâmetros biomecânicos: ângulo de flexão do joelho (pontos 1 e 2), linha de ação do ligamento patelar (pontos 3 e 4), linha de ação do músculo quadríceps (pontos 5 e 10), centro de rotação tibiofemoral (pontos 1, 2, 6, 7 e 8), centro de rotação patelofemoral (ponto 12), *tilt* patelar ântero-posterior (pontos 11, 13, 14, 15).

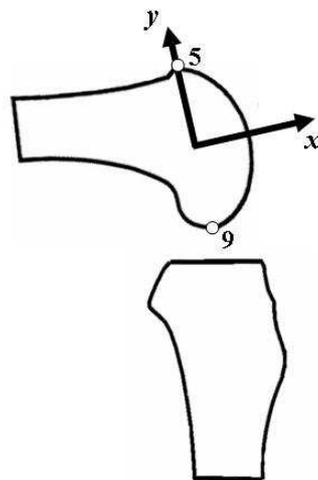
Para viabilizar a análise do comportamento dos parâmetros biomecânicos em relação ao segmentos que compõem a articulação do joelho, foram desenvolvidos dois sistemas de referência local a partir dos pontos digitalizados nas imagens radiográficas: um na tíbia e outro no fêmur.

O sistema de referência local na tíbia foi definido a partir do platô tibial, tendo como ponto de origem a extremidade posterior do platô (ponto 1). Este permitiu analisar o comportamento dos parâmetros biomecânicos variando em relação ao platô, em cada instante de tempo (Figura 21).



**Figura 21 - Modelo esquemático das coordenadas x e y do sistema de referência local na tíbia.**

O sistema de referência local no fêmur foi definido a partir do côndilo femoral. Para obter a coordenada y do sistema, foi definida uma reta entre o limite superior e posterior do côndilo femoral (5 - 9), no plano sagital. Para obter a coordenada x, uma perpendicular passando pelo ponto médio de 5-9 do côndilo foi traçada. A intersecção entre estas coordenadas foi considerada o ponto de origem do sistema de referência no fêmur. Dessa forma, foi possível analisar o comportamento dos parâmetros biomecânicos variando em relação ao fêmur, em cada instante de tempo (Figura 22).



**Figura 22 – Modelo esquemático das coordenadas x e y do sistema de referência local no fêmur.**

A análise utilizando o sistema de referência local na tíbia e no fêmur permite a observação dos parâmetros biomecânicos em relação às estruturas ósseas e geometria articular que compõem o joelho, diretamente, sendo possível obter o comportamento destes parâmetros em relação às superfícies articulares, como apresentado na literatura. Além disso, adotar o

sistema de referência local minimiza a influência do movimento conjunto do fêmur e da tíbia, como observado pelas oscilações do fêmur ao longo da realização do exercício proposto.

Com a finalidade de reconstruir as imagens em escala métrica a partir das informações adimensionais (em pixels), fez-se necessária a calibração das imagens, a partir de um padrão de calibração, para que fosse realizada a conversão das coordenadas. Sabendo que as imagens radiográficas sofrem uma distorção não-linear, foi utilizado um procedimento de calibração não linear das imagens de raios X (SILVEIRA et al., 2005). Esta conversão de unidades foi realizada em uma rotina do *software Matlab*®.

Reconhecendo que o processo de calibração não linear ainda apresenta-se como um assunto pouco explorado na literatura científica, foi desenvolvido um estudo com o objetivo de analisar o efeito da calibração na determinação de parâmetros biomecânicos articulares. Dessa forma, os métodos de calibração linear e não linear de imagens obtidas por videofluoroscopia foram comparados com a finalidade de esclarecer como cinco parâmetros biomecânicos, obtidos por diferentes calibrações, são afetados pela distorção das imagens. Os resultados deste estudo estão descritos, detalhadamente, no Apêndice D deste documento.

Após a calibração das imagens, os dados provenientes da cinemetria, obtidos a partir da digitalização das imagens radiográficas, foram devidamente calculados para a obtenção dos parâmetros biomecânicos a ser avaliados e filtrados por meio de rotinas elaboradas no *software Matlab*®. Dessa forma, foi utilizado o filtro digital Butterworth, frequência de corte de 5 Hz e ordem 3.

### **3.6 Desenvolvimento da Metodologia Proposta para o Cálculo dos Parâmetros Biomecânicos**

A análise do presente estudo foi realizada de forma bidimensional, analisando o comportamento dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho no plano sagital. O joelho foi representado como um sistema mecânico composto de 3 corpos rígidos, tíbia, fêmur e patela, interconectados pelas articulações tibiofemoral e patelofemoral, desconsiderando o atrito durante o movimento das articulações envolvidas.

Segundo Andrews (1974), considerar as articulações livres de atrito é uma aproximação razoável, particularmente para indivíduos saudáveis onde o aporte adequado de líquido sinovial fornece uma excelente lubrificação entre as superfícies articulares.

A abordagem metodológica utilizada foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, proposta por Cañeiro (2004), com adaptações realizadas pelo presente estudo. A determinação dos parâmetros biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral baseou-se na utilização da dinâmica inversa. A Dinâmica Inversa é uma técnica em que as variáveis de movimento (cinemáticas) são conhecidas, e o objetivo é encontrar as forças que causaram aqueles movimentos. A solução deste problema se dá através da resolução de equações analíticas representativas da situação em análise (VAUGHAN, 1980).

Dessa forma, para facilitar a compreensão de como foram obtidos os parâmetros necessários para a análise biomecânica da articulação do joelho e viabilizar a quantificação das forças impostas à mesma, realizou-se a divisão da articulação do joelho em dois sistemas de forças:

Sistema de forças 1 – composto pelos parâmetros biomecânicos e forças que atuam na tíbia (Figura 23)

Sistema de forças 2 – composto pelos parâmetros biomecânicos e forças que atuam na patela (Figura 24).

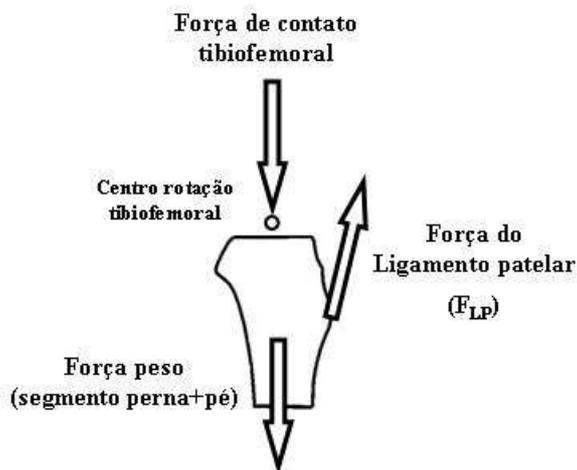


Figura 23 – Sistema de forças 1.

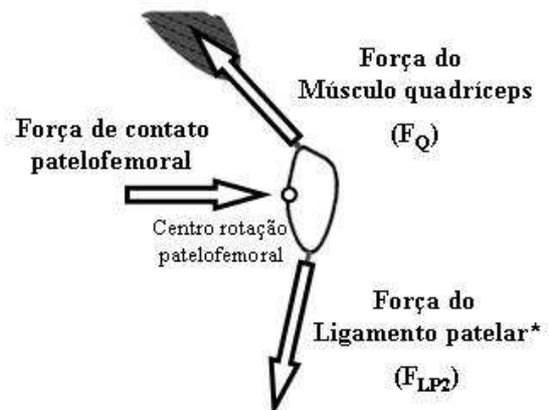


Figura 24 – Sistema de forças 2.

\*  $F_{LP2}$  atuando na patela, considerada de mesma magnitude, direção e sentido contrário à  $F_{LP}$  atuando na tuberosidade anterior da tíbia.

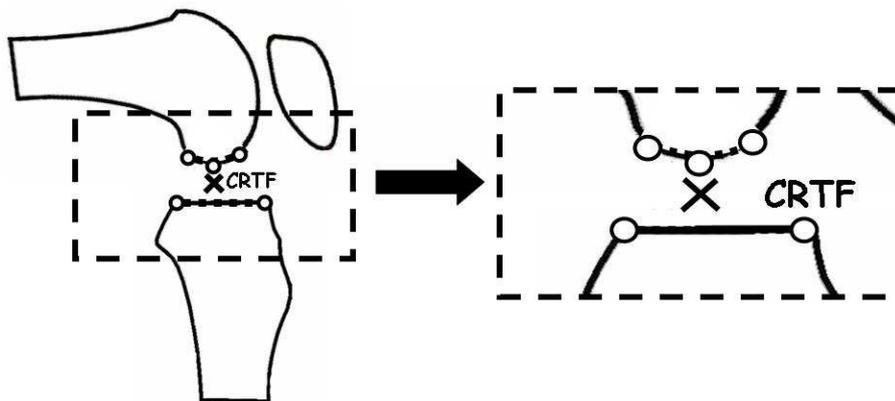
### 3.6.1 Resolução do sistema de forças 1:

A solução do sistema 1, permite a obtenção da magnitude da força do ligamento patelar ( $F_{LP}$ ). Para a resolução do sistema de forças 1 pela dinâmica inversa, se faz necessária a determinação de quatro parâmetros: o centro de rotação tibiofemoral, a linha de ação do ligamento patelar, a distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao centro de rotação tibiofemoral) e o momento do ligamento patelar.

### 3.6.1.1 Centro de rotação tibiofemoral

O método do ponto de contato proposto por Baltzopoulos (1995) e adaptado por Bernardes et al. (2005) foi utilizado para determinar a localização do centro de rotação tibiofemoral (CRTF).

O método pelo ponto de contato consistiu na determinação do centro de rotação tibiofemoral a partir de um ponto que representasse a menor distância entre o côndilo femoral e o platô tibial. Para isso, foram identificados cinco pontos na imagem radiográfica: três pontos no fêmur (localizados na margem distal do côndilo medial, a distâncias equidistantes entre eles) e dois pontos na tíbia (localizados nas extremidades anterior e posterior do platô tibial). Por meio de uma rotina computacional, foram interpolados 30 pontos entre os identificados tanto no fêmur quanto na tíbia, tornando possível a reconstrução da curvatura do côndilo medial do fêmur (representando sua porção distal), e a reconstrução do platô tibial. Reconhecendo-se as coordenadas dos pontos que compõem o côndilo femoral e dos pontos que compõem o platô tibial foi possível determinar as coordenadas que representavam a menor distância entre as superfícies ósseas. O ponto médio entre essas coordenadas representou o centro de rotação tibiofemoral pelo método do ponto de contato, naquele instante de tempo. O mesmo processo ocorreu para as demais imagens radiográficas obtidas para cada instante de tempo da execução do exercício (Figura 25).



**Figura 25 – Desenho esquemático da determinação do centro de rotação tibiofemoral pelo Método do ponto de contato.**

### 3.6.1.2 Linha de ação do ligamento patelar

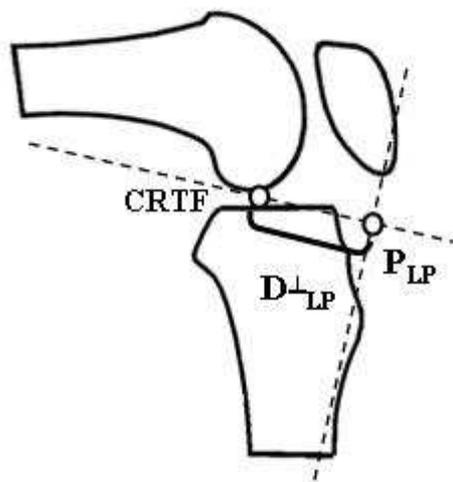
O ligamento patelar é a porção central do tendão comum do músculo quadríceps femoral que se continua a partir da patela até a tuberosidade anterior da tíbia. Apresenta-se inserido proximalmente no pólo inferior da patela, de forma que suas fibras superficiais são contínuas, adiante da patela, com as fibras do tendão do quadríceps (WILLIAMS et al., 1995). Dessa forma, a linha de ação do ligamento patelar foi definida a partir de dois pontos demarcados na imagem radiológica: tuberosidade anterior da tíbia (ponto 1) pólo inferior da patela (ponto 2) (Figura 26).



**Figura 26 – Linha de ação do ligamento patelar.**

### 3.6.1.3 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)

A distância perpendicular do ligamento patelar foi obtida pela medida da distância entre o centro de rotação tibiofemoral e a linha de ação do ligamento patelar. Sabendo-se a direção da linha de ação do ligamento patelar e a localização do CRTF, determinou-se a reta que é perpendicular à linha de ação do ligamento patelar e que passa no CRTF (Figura 27). A distância entre o CRTF e o ponto de intersecção dessa reta com a linha de ação do ligamento patelar determina a distância perpendicular ( $D_{LP}$ ) (equação 1).



**Figura 27 – Distância perpendicular do ligamento patelar (CRTF).**

$$D_{LP}^2 = (CRTFx - P_{LP}x)^2 + (CRTFy - P_{LP}y)^2 \quad (1)$$

onde

$D_{LP}$ ; distância perpendicular do ligamento patelar

CRTF; centro de rotação tibiofemoral (em x e y)

$P_{LP}$ ; ponto de intersecção das retas (em x e y)

### 3.6.1.4 Cálculo do momento do ligamento patelar

O momento do ligamento patelar foi obtido a partir do cálculo do torque de resistência do segmento perna-pé e da obtenção de parâmetros inerciais do segmento perna-pé, conforme equação 2.

$$M_{LP} = I\alpha - M_p \quad (2)$$

onde

$M_{LP}$ ; momento do ligamento patelar

$I\alpha$ ; produto entre momento de inércia e aceleração angular do segmento perna-pé

$M_p$ ; torque de resistência do segmento perna-pé

Para calcular o torque de resistência do segmento perna-pé foi necessária a determinação da massa do segmento perna-pé e da distância perpendicular do centro de massa do segmento em relação ao centro de rotação tibiofemoral. No entanto, as imagens radiográficas obtidas por meio de videofluoroscopia permitem apenas a visualização da porção proximal do segmento tíbia. Para tornar esse cálculo possível, o centro de massa do segmento (CM) foi estimado a partir da determinação do platô tibial. Dessa forma, foi mapeado o platô tibial a partir da localização da borda anterior e posterior do platô tibial. A partir da reta que une esses pontos foi traçada uma perpendicular, passando pelo seu ponto médio. A partir de tabelas antropométricas propostas por Clauser (1969), foram obtidas a massa e o centro de massa do segmento perna-pé, levando-se em consideração a mediatriz traçada a partir do platô (Figura 28A). Definido o centro de massa do segmento, foi possível determinar a distância perpendicular do centro de massa em relação ao centro de rotação tibiofemoral (Figura 28B). Dessa forma, obteve-se o torque de resistência do segmento perna-pé (equação 3).

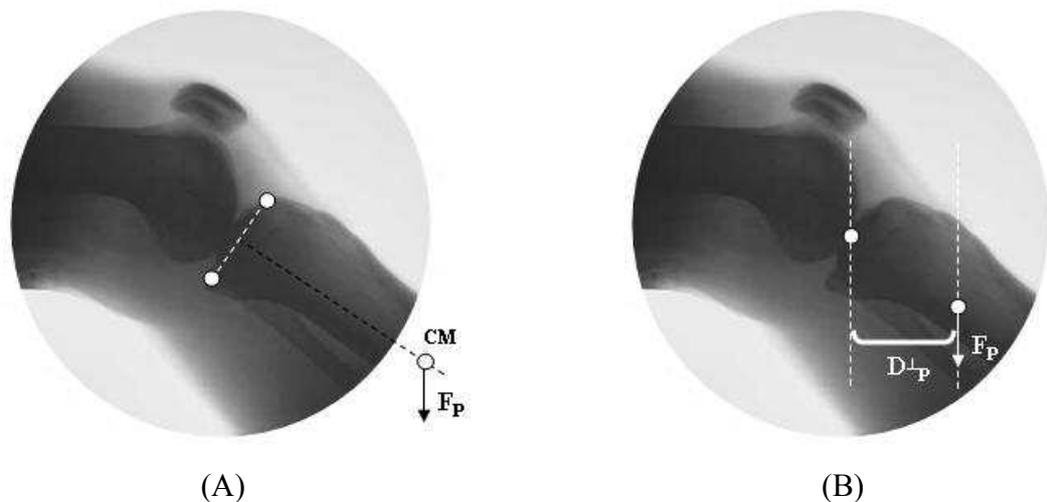


Figura 28 – (A) Representação esquemática da determinação do centro de massa e força peso do segmento perna-pé e (B) distância perpendicular da força peso do segmento perna-pé. A posição do centro de massa não está em escala, sendo meramente ilustrativa.

$$M_p = F_p * D_p^{\perp} \quad (3)$$

onde

$M_p$ ; torque de resistência do segmento perna-pé

$F_p$ ; força peso do segmento perna-pé

$D_p^{\perp}$ ; distância perpendicular da força peso do segmento perna-pé

Para o cálculo do momento de inércia foram utilizadas as tabelas propostas por Dempster (1955) e a aceleração angular ( $\alpha$ ) foi obtida a partir da dupla derivação da cinemetria (videofluoroscopia).

Os parâmetros inerciais calculados para os indivíduos do presente estudo a partir das tabelas antropométricas de Clauser (1969) e Dempster (1955) são apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1 – Massa (M), centro de massa (CM) e momento de inércia (MI) do segmento perna-pé obtido para os indivíduos do estudo, com suas respectivas médias e desvios-padrão (DP).**

Indivíduos	M [Kg]	CM [m] *	MI [Kg.m <sup>2</sup> ]
1	5,4	26,0	2,9
2	3,7	23,6	2,0
3	3,3	21,2	1,8
4	3,5	22,4	1,9
5	4,3	23,6	2,3
6	3,3	21,2	1,8
7	4,7	23,0	2,6
8	4,4	21,8	2,4
9	4,7	21,8	2,6
10	4,7	23,0	2,6
11	3,7	23,0	2,0
12	5,5	25,4	3,0
13	4,6	23,0	2,5
14	4,1	20,6	2,2
15	4,4	23,6	2,4
16	3,7	21,8	2,0
17	3,7	21,8	2,0
18	5,2	26,0	2,8
19	4,1	24,8	2,2
20	3,7	23,6	2,0
21	3,0	20,6	1,6
22	3,0	20,6	1,6
23	4,1	22,4	2,2
24	4,4	24,2	2,4
25	3,7	21,8	2,0
MÉDIA	4,1	22,8	2,2
DP	0,7	1,6	0,4

\* valores calculados a partir da articulação proximal do segmento.

### 3.6.1.5 Cálculo da força do ligamento patelar

Com base na representação esquemática do sistema de forças 1 (Figura 23), obteve-se a seguinte equação (equação 4):

$$F_{LP} = \frac{M_{LP}}{D_{LP}^{\perp}} \quad (4)$$

onde

$F_{LP}$ ; força do ligamento patelar

$D_{LP}^{\perp}$ ; distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)

$M_{LP} = I\alpha - M_P$ ; momento do ligamento patelar

### 3.6.2 Resolução do sistema de forças 2

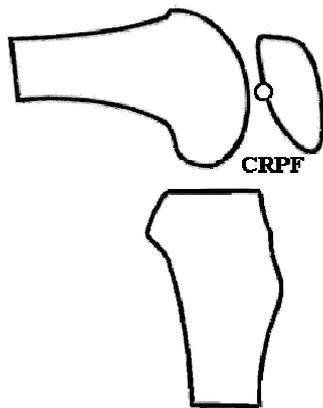
Para solucionar o sistema de forças 2 a partir da Dinâmica Inversa assume-se que:

- a contribuição da massa da patela nas equações de força e momento é desprezível, sendo portanto desconsiderada, tanto em relação ao seu peso quanto aos seus efeitos inerciais.
- as únicas forças que atuam na patela são: a força do ligamento patelar, a força do músculo quadríceps e a força de contato patelofemoral.
- a força de contato patelofemoral é uma resultante e atua no centro de rotação patelofemoral.

Para a resolução do sistema de forças 2 se faz necessária a determinação de quatro parâmetros: o centro de rotação patelofemoral, a linha de ação do músculo quadríceps, e as distâncias perpendiculares do músculo quadríceps e do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral (CRPF).

#### 3.6.2.1 Centro de rotação patelofemoral

A determinação do centro de rotação patelofemoral consistiu na localização de um ponto no centro da superfície posterior da patela, definindo um único ponto de contato patelofemoral (Figura 29).



$$CRPF = (CRPFx, CRPFy)$$

onde:

CRPF; centro de rotação patelofemoral;

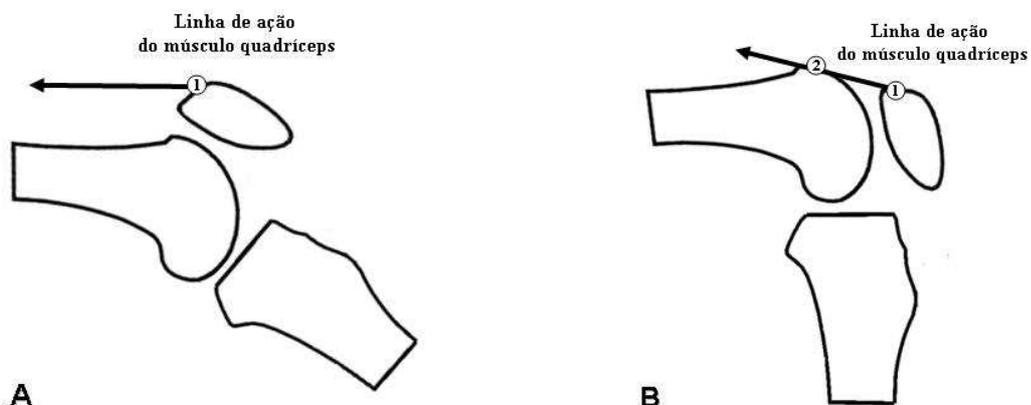
CRPFx; coordenada em x do centro de rotação;

CRPFy; coordenada em y do centro de rotação;

**Figura 29 – Localização do centro de rotação patelofemoral.**

### 3.6.2.2 Linha de ação do músculo quadríceps

As diferentes porções musculares que formam o complexo quadricipital se unem na porção distal da coxa, formando um único tendão robusto que se insere no pólo superior da patela (WILLIAMS et al., 1995). Dessa forma, a linha de ação do tendão do quadríceps foi definida como uma linha paralela ao fêmur com inserção no pólo superior da patela (ponto 1) (Figura 30A). No entanto, nos ângulos de flexão de joelho em que o pólo superior da patela encontrava-se abaixo do limite superior do côndilo femoral, no plano sagital, a linha de ação do quadríceps foi considerada como uma linha entre o pólo superior da patela (ponto 1) e o ponto superior do côndilo femoral (ponto 2) (Figura 30B).



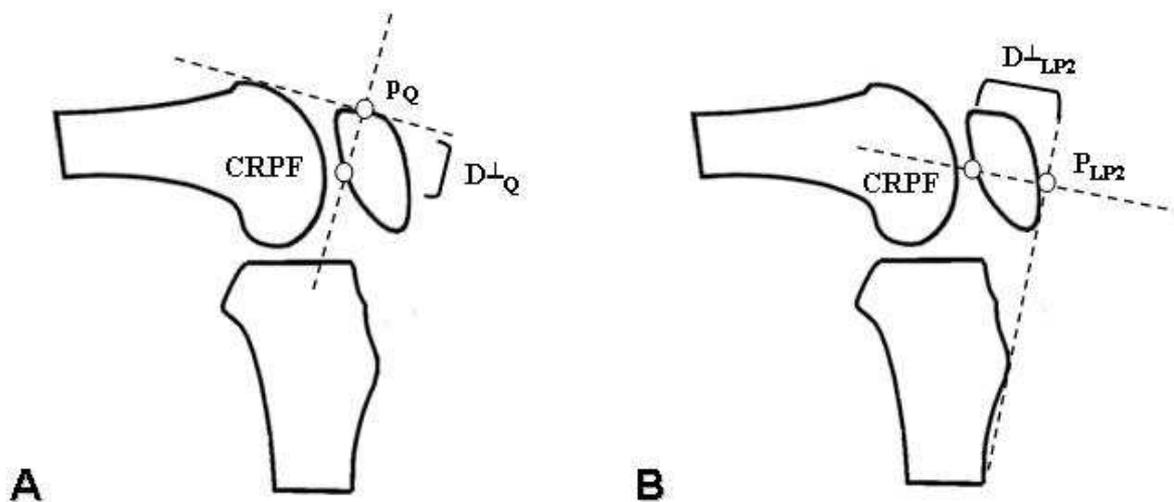
**Figura 30 – Determinação da linha de ação do músculo do quadríceps. (A) linha de ação paralela ao fêmur com inserção no pólo superior da patela. (B) linha de ação entre o pólo superior da patela e o ponto superior do côndilo femoral.**

### 3.6.2.3 Medida da distância perpendicular do músculo quadríceps (ao CRPF)

A distância perpendicular do músculo quadríceps foi obtida pela medida da distância entre o centro de rotação patelofemoral e a linha de ação do músculo quadríceps. Sabendo-se a direção da linha de ação do músculo quadríceps, e a localização do centro de rotação patelofemoral, determina-se a reta que é perpendicular a esta linha de ação e que passa no centro de rotação patelofemoral. A distância entre o ponto de intersecção desta reta com a linha de ação e o centro de rotação patelofemoral determina a distância perpendicular do músculo quadríceps (Figura 31A).

### 3.6.2.4 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRPF)

A distância perpendicular do ligamento patelar foi obtida pela medida da distância entre o centro de rotação patelofemoral e a linha de ação do ligamento patelar. Sabendo-se a direção da linha de ação do ligamento patelar, e a localização do centro de rotação patelofemoral, determina-se a reta que é perpendicular a esta linha de ação e que passa no centro de rotação patelofemoral. A distância entre o ponto de intersecção desta reta com a linha de ação e o centro de rotação patelofemoral determina a distância perpendicular do ligamento patelar (Figura 31B).



**Figura 31 – (A) Distância perpendicular do músculo quadríceps e (B) distância perpendicular do ligamento patelar, relativas ao centro de rotação patelofemoral.**

A partir da equação 5 calcula-se a distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral:

$$D_Q^{\perp 2} = (CRPFx - P_Q x)^2 + (CRPFy - P_Q y)^2 \quad (5)$$

onde

$D_Q^{\perp}$  ;distância perpendicular do quadríceps

CRPF; centro de rotação patelofemoral (em x e y)

$P_Q$  ; ponto de intersecção das retas para o quadríceps (em x e y)

A partir da equação 6 calcula-se a distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral:

$$D_{LP2}^{\perp 2} = (CRPFx - P_{LP2}x)^2 + (CRPFy - P_{LP2}y)^2 \quad (6)$$

onde

$D_{LP2}^{\perp}$  ;distância perpendicular do ligamento patelar

CRPF; centro de rotação patelofemoral (em x e y);

$P_{LP2}$  ; ponto de intersecção das retas para o ligamento patelar (em x e y).

A partir da relação entre as distâncias perpendiculares do ligamento patelar em relação aos dois centros de rotação (tibiofemoral e patelofemoral) e da distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral em relação aos dois centros de rotação foi possível calcular a distância perpendicular efetiva ( $D_{eff}^{\perp}$ ) e, conseqüentemente, a força do músculo quadríceps. Esta distância perpendicular efetiva deriva da equação de equilíbrio dos momentos que atuam na patela, sendo a distância que o quadríceps requer para realizar a extensão do joelho, considerando-o como uma unidade funcional.

### 3.6.2.5 Cálculo da força do músculo quadríceps

A partir da determinação do centro de rotação patelofemoral, da distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral, da distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral e tibiofemoral e da força do ligamento patelar foi possível calcular a força do músculo quadríceps.

Dessa forma, isolando a  $F_Q$ , têm-se (equação 7):

$$F_Q = \frac{F_{LP2} * D_{LP2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow F_Q = \frac{M_{LP} * D_{LP2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow F_Q = \frac{M_{LP}}{D_{LP2}^\perp} \rightarrow F_Q = \frac{M_{LP}}{D_{eff}^\perp} \quad (7)$$

onde

$F_Q$ ; força do músculo quadríceps

$F_{LP2}$ ; força do ligamento patelar com a mesma magnitude e direção, mas com sentido contrário à  $F_{LP}$

$D_{LP2}^\perp$ ; distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRPF)

$M_{LP}$ ; momento do ligamento patelar

$D_{LP}^\perp$ ; distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRTF)

$D_Q^\perp$ ; distância perpendicular do músculo quadríceps (em relação ao CRPF)

$D_{eff}^\perp$ ; distância perpendicular efetiva.

### 3.6.3 Cálculo da força de contato patelofemoral

A partir da determinação das variáveis força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps, foi possível calcular a força de contato patelofemoral utilizando-se a equação de Maquet (1969). Esta metodologia permite a análise de situações dinâmicas, considera a não-igualdade entre as forças do ligamento patelar e quadríceps e viabiliza a determinação dos parâmetros biomecânicos utilizando-se a Dinâmica Inversa.

Baseada na lei dos cossenos, a equação pode ser descrita da seguinte forma (Equação 8):

$$F_{CPF}^2 = F_{LP}^2 + F_Q^2 - 2F_Q F_{LP} \cos \alpha \quad (8)$$

onde

$F_{CPF}$ ; Força de contato patelofemoral

$F_{LP}$ ; Força do ligamento patelar

$F_Q$ ; Força do músculo quadríceps

$\alpha$ ; Menor ângulo entre as linhas de ação do quadríceps e do ligamento patelar intersecção das retas (em x e y).

Para a resolução do cálculo da força de contato patelofemoral torna-se necessária a determinação do parâmetro ângulo alfa. O ângulo alfa é o menor ângulo formado entre a linha de ação do ligamento patelar e a linha de ação do músculo quadríceps (Figura 32).

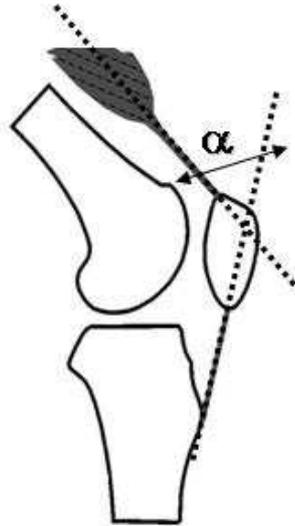


Figura 32 – Ângulo entre as linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

#### 3.6.4 Cálculo da Pressão Patelofemoral

A pressão patelofemoral consiste na razão entre a  $F_{CPF}$  e a área de contato patelofemoral. A força de contato patelofemoral foi previamente determinada a partir da equação de Maquet (1976). Reconhecendo a limitação do presente estudo para a determinação área de contato patelofemoral, foram utilizados os dados reportados por Salsich et al. (2003). A área de contato patelofemoral obtida no estudo de Salsich et al. (2003) é apresentada na Gráfico 1.

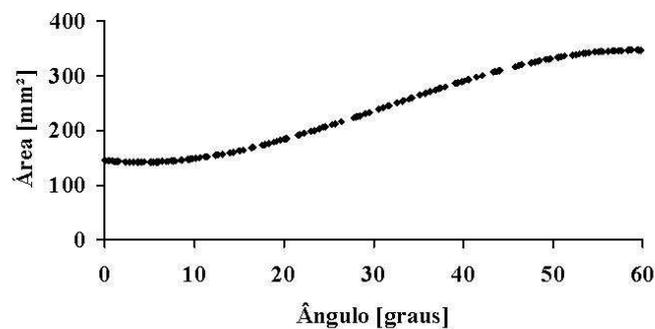
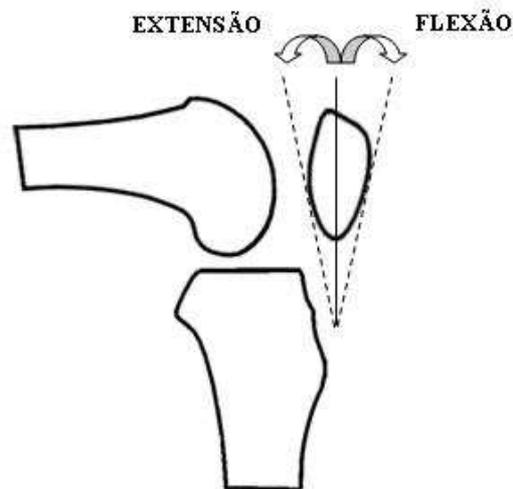


Gráfico 1 – Área de Contato a partir dos dados reportados por Salsich et al. (2003).

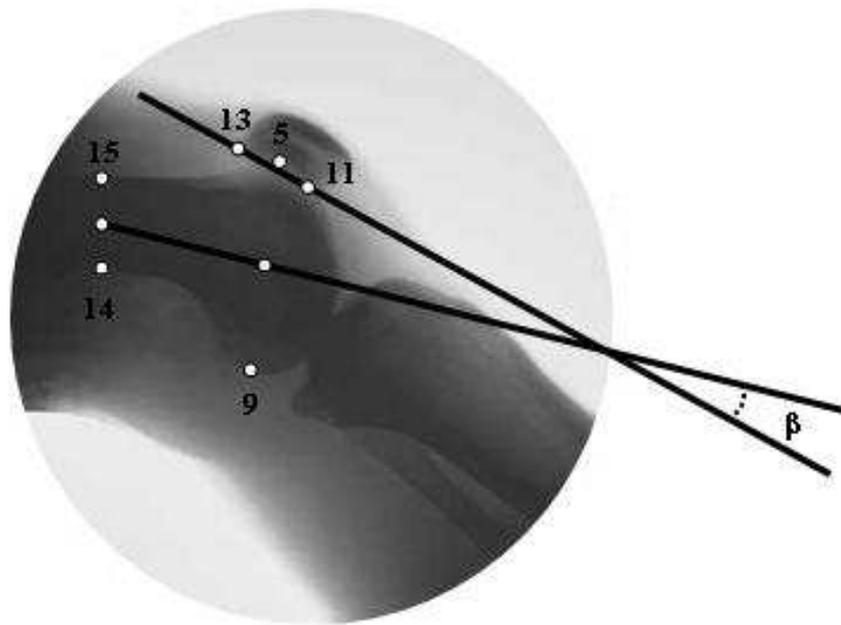
### 3.6.5 Mensuração do *Tilt* Patelar Ântero-posterior

O *tilt* patelar pode ser definido como uma rotação que ocorre sobre um eixo axial flutuante passando da borda medial à borda lateral da patela (KATCHBURIAN et al., 2003; MCCONNELL, 1994). No plano sagital, pode ser visualizado como uma inclinação anterior e posterior da patela em relação ao fêmur. A inclinação anterior da patela, denominada flexão patelar, caracteriza-se pela anteriorização do pólo superior da patela e posteriorização do pólo inferior da patela em relação ao seu eixo transverso. A inclinação posterior da patela, denominada extensão patelar, caracteriza-se pela posteriorização do pólo superior da patela e anteriorização do pólo inferior da patela. Os movimentos de flexão e extensão patelar podem ser visualizados na Figura 33.



**Figura 33 – Representação esquemática dos movimentos de extensão e flexão da patela.**

O *tilt* patelar ântero-posterior foi determinado a partir do ângulo obtido pela intersecção das linhas identificando o fêmur e a patela. O fêmur foi representado por quatro pontos: dois pontos na diáfise femoral (14 e 15) e dois pontos no côndilo femoral (5 e 9). Duas retas foram traçadas interseccionando os pontos 14 e 15, e 5 e 9. Em seguida, foram definidos os pontos médios destas retas (14-15 e 5-9). Uma nova reta foi traçada entre os pontos médios das retas 14-15 e 5-9, representando o fêmur. A patela foi representada por dois pontos (11-13), localizados em sua face posterior. A linha formada pela união destes pontos definiu a posição da patela. O *tilt* patelar ântero-posterior é o ângulo  $\beta$ , obtido pela intersecção da linha 11-13 e a intersecção dos pontos médios obtidos a partir das retas 14-15 e 5-9 (Figura 34).

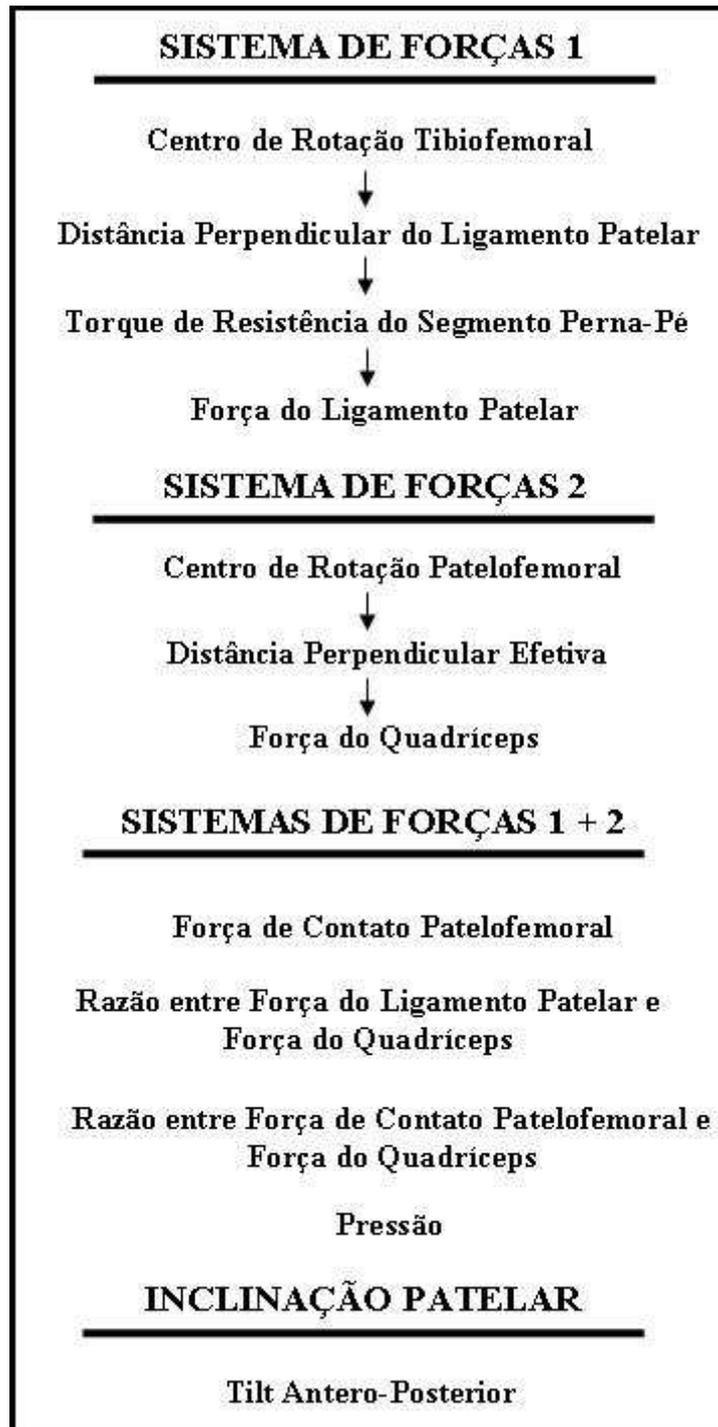


**Figura 34 – *Tilt* patelar ântero-posterior (ângulo  $\beta$ ) obtido pela intersecção da reta 11-13 e a intersecção dos pontos médios formados por 14-15 e 5-9.**

Se o eixo longitudinal do fêmur for anterior ao eixo longitudinal da patela, o *tilt* patelar ântero-posterior será positivo, representando a extensão patelar; se o eixo longitudinal do fêmur for posterior ao eixo longitudinal da patela, o *tilt* patelar ântero-posterior será negativo, representando a flexão patelar.

Esta premissa pode ser analisada a partir da Figura 21, que apresenta o *tilt* patelar ântero-posterior em um determinado ângulo de flexão do joelho. Nesta imagem, observa-se que o eixo longitudinal do fêmur encontra-se posicionado anteriormente em relação ao eixo longitudinal da patela, caracterizando um *tilt* positivo, representando a extensão patelar.

Ao finalizar a descrição da metodologia proposta, são revisados, a seguir, cada um dos parâmetros biomecânicos avaliados no presente estudo e a origem de sua obtenção (Quadro 1).



Quadro 1 – Resumo dos parâmetros biomecânicos avaliados.

### 3.7 Tratamento Estatístico

Para que fosse mapeada a normalidade de parâmetros biomecânicos na articulação do joelho, em uma amostra saudável, foram analisadas 3 repetições da execução de um exercício de extensão de joelho, sem carga adicionada ao segmento perna-pé, para cada indivíduo da

amostra. Foram determinados 4 parâmetros cinemáticos e 9 cinéticos a serem analisados, representativas da relação de movimento entre os segmentos fêmur, tíbia e patela. Para cada um dos parâmetros avaliados foi obtido um comportamento médio por indivíduo, calculada a partir das 3 repetições do exercício.

Para que fosse possível obter um único comportamento para cada um dos parâmetros biomecânicos entre os indivíduos analisados, nos mesmos ângulos de flexão do joelho, foi realizada a média dos valores obtidos para cada ângulo (de 0 a 90 graus, em intervalos de 1 grau) entre os 25 indivíduos estudados.

Os dados obtidos foram tabulados e analisados estatisticamente utilizando-se o pacote estatístico SPSS versão 13.0. Foram plotados os valores obtidos para cada parâmetro (centro de rotação tibiofemoral no sistema local tíbia, centro de rotação tibiofemoral no sistema local fêmur, centro de rotação patelofemoral, distância perpendicular do ligamento patelar, distância perpendicular efetiva, torque de resistência do segmento perna-pé, força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps, força de contato patelofemoral, razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps, razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps, *tilt* patelar ântero-posterior, pressão patelofemoral) em função do ângulo de flexão do joelho para todos os indivíduos da amostra e realizada uma análise de regressão para análise da relação entre as variáveis interpoladas. Para cada um dos parâmetros foi selecionado a ordem da equação polinomial a ser utilizada que melhor representasse a característica da curva obtida. A partir da análise de regressão foi obtido o intervalo de confiança e o coeficiente de determinação ( $r^2$ ) da curva representativa de cada parâmetro. O índice de significância adotado foi  $p < 0,05$ .

## 4 RESULTADOS

Este capítulo tem como objetivo apresentar os resultados dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho. Visto o grande número de parâmetros biomecânicos avaliados (totalizam 12) e com o intuito de facilitar a leitura dos resultados, o Quadro 2 descreve os parâmetros individualmente, identificando-os na seção 4, na ordem em que serão apresentados:

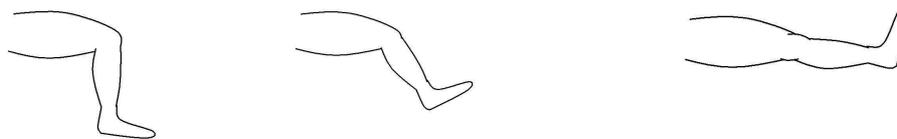
PARÂMETROS BIOMECÂNICOS	IDENTIFICAÇÃO NA SEÇÃO 4
Centro de rotação tibiofemoral	4.1 (p.73)
Centro de rotação patelofemoral	4.2 (p.79)
Distância perpendicular do ligamento patelar	4.3 (p.80)
Distância perpendicular efetiva	4.4 (p.82)
Torque de resistência do segmento perna-pé	4.5 (p.83)
Força do ligamento patelar	4.6 (p.85)
Força do músculo quadríceps	4.7 (p.86)
Força de contato patelofemoral	4.8 (p.87)
Razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps	4.9 (p.89)
Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps	4.10 (p.90)
Pressão patelofemoral	4.11 (p.91)
<i>Tilt</i> patelar ântero-posterior	4.12 (p.92)

**Quadro 2 – Resumo dos parâmetros biomecânicos e sua identificação na seção 4.**

Apresentação dos resultados:

- 1) Inicialmente serão apresentados graficamente a curva média (representada como uma linha contínua no gráfico) e o intervalo de confiança superior e inferior (representado por barras verticais) representando 50% da variação dos valores gerais da amostra avaliada, obtida para cada parâmetro analisado.
- 2) Em seguida, serão descritos comportamentos, variações e magnitude do respectivo parâmetro.
- 3) Obtida a partir da análise de regressão, será apresentada uma tabela de dados constando os coeficientes da equação polinomial estimados a partir das curvas médias de cada indivíduo da amostra, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) de cada coeficiente, para cada parâmetro biomecânico avaliado.
- 4) Serão apresentados o coeficiente de determinação e o nível de correlação entre as variáveis interpoladas, obtido para cada parâmetro a partir da análise de regressão.

Os resultados, apresentados a seguir, foram obtidos a partir da análise dos 25 indivíduos saudáveis e correspondem à fase concêntrica do exercício de extensão de joelho, em cadeia cinética aberta, sem carga. A interpretação dos gráficos será realizada iniciando da máxima flexão solicitada ao indivíduo no exercício de extensão de joelho, próximo a 90° de flexão do joelho, até a extensão máxima obtida durante o exercício, 0° de flexão (leitura do gráfico da direita para a esquerda) (Figura 35).



**90 graus de flexão      45 graus de flexão      0 grau de flexão (extensão máxima)**

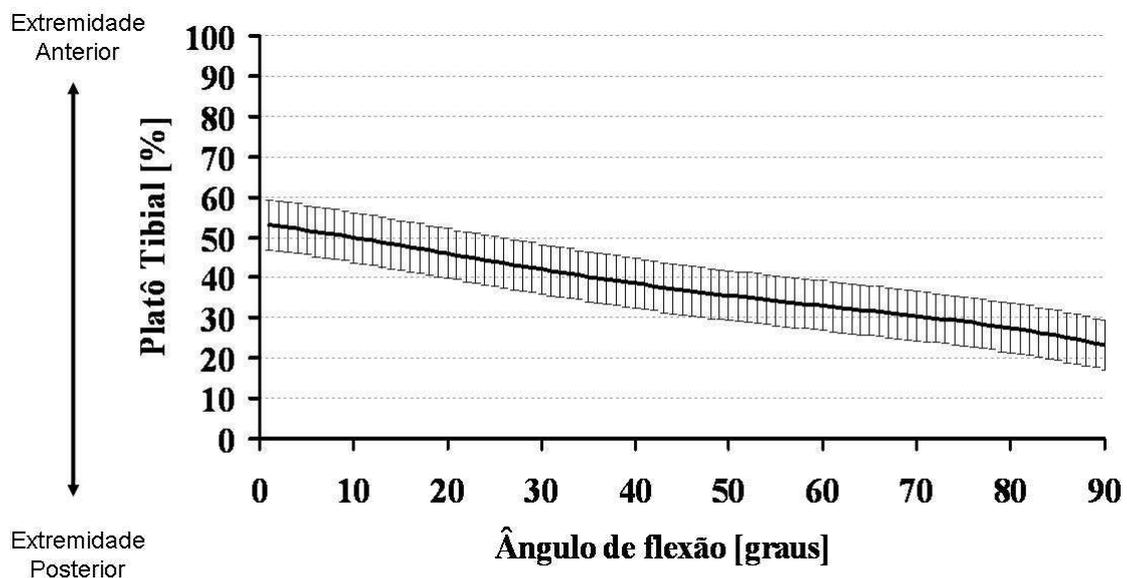
**Figura 35 – Desenho esquemático do joelho ao longo da amplitude de execução do exercício de extensão em cadeia cinética aberta.**

#### **4.1 Centro de rotação tibiofemoral**

O comportamento do centro de rotação tibiofemoral foi analisado utilizando dois sistemas de referência: um na tíbia e outro no fêmur.

#### 4.1.1 Centro de Rotação Tibiofemoral no Sistema Local da Tíbia

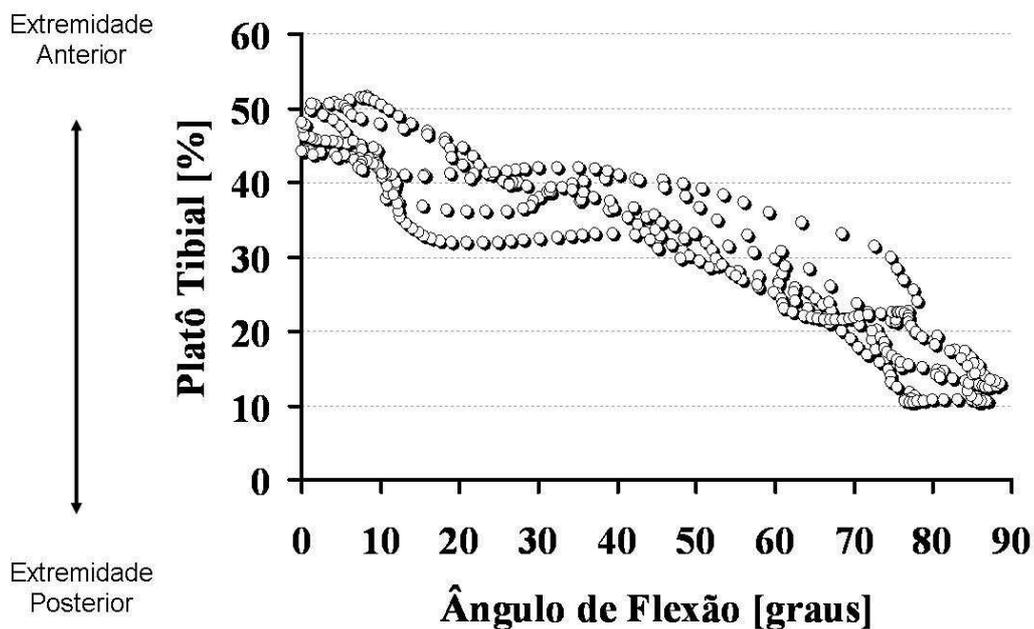
O Gráfico 2 apresenta a variação percentual postero-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, em função do ângulo de flexão do joelho. Pode-se observar uma variação postero-anterior do centro de rotação em relação ao tamanho total do platô de, aproximadamente, 30% ao longo de toda amplitude de movimento analisada. Sabendo que o tamanho do platô tibial, na vista sagital apresenta, em média, 4 cm, observa-se uma variação média total desta variável de 1,2 cm.



**Gráfico 2 – Variação percentual postero-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local na tíbia.**

Analisando a variação postero-anterior do centro de rotação no sistema local tíbia, em função do ângulo de flexão do joelho, partindo de uma flexão de 90 graus, ocorre um rolamento inicial do centro de rotação, observado pelo seu deslocamento anterior em relação ao platô tibial (entre 90 e 82 graus de flexão), seguida pela translação do centro de rotação tibiofemoral, caracterizada pela tendência de manutenção da posição deste parâmetro em relação ao platô tibial (entre 81 e 65 graus de flexão). Na faixa que varia entre 64 e 15 graus de flexão do joelho, observa-se novamente o rolamento do centro de rotação, que tende a deslocar-se anteriormente, e finalmente, entre 14 e 0 grau, observa-se uma maior tendência de translação do centro rotação, que se combina ao efeito de rolamento, atingindo a porção mais anterior do platô tibial.

Os resultados médios obtidos pelo presente estudo eventualmente não permitem a análise pormenorizada do comportamento deste parâmetro ao longo do movimento analisado. Quando referimos que houve uma tendência de determinado movimento em uma dada amplitude, como ocorre na análise da variação percentual posterior-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, o fazemos a partir de análises prévias individuais da amostra coletada. Dessa forma, será apresentado no Gráfico 3 o comportamento deste parâmetro, de um indivíduo selecionado aleatoriamente, para facilitar a análise.



**Gráfico 3 – Variação percentual posterior-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local na tíbia, analisando um único indivíduo.**

Com base na análise do comportamento da variação percentual posterior-anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, de um indivíduo, pode-se observar que nos primeiros 10 graus de movimento (entre 90 e 80 graus), o centro de rotação tende a manter-se na mesma posição em relação ao platô. Em seguida, entre 80 e 45 graus de flexão do joelho, anterioriza-se em relação ao platô tibial. Nos ângulos compreendidos entre 45 e 25 graus de flexão mantêm-se na posição alcançada, e retoma a anteriorização até a extensão completa.

A Tabela 2 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para o centro de rotação tibiofemoral, determinado a partir da variação em percentual do centro de rotação tibiofemoral em relação ao platô tibial, postero-anterior no sistema local da tibia, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 2 – Centro de rotação tibiofemoral postero-anterior (coordenada x).**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,5337	0,0069	0,5201	0,5473
$a_1$	-0,0029	0,0010	-0,0050	-0,0009
$a_2$	-0,0001	0,0000	-0,0001	0,0000

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$

Unidades: y [% deslocamento], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,65. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica correlação forte entre as variáveis interpoladas (centro de rotação tibiofemoral ântero-posterior – coordenada x – e ângulo de flexão).

#### 4.1.2 Centro de Rotação Tibiofemoral no Sistema Local do Fêmur

O Gráfico 4 apresenta o comportamento do centro de rotação tibiofemoral no sistema de referência local do fêmur. A apresentação da variação vertical do centro de rotação tibiofemoral em relação a sua variação horizontal no sistema local fêmur, não permite que seja apresentado o intervalo de confiança superior e inferior representando 50% da variação dos valores gerais da amostra avaliada, visto que, para cada uma das posições do centro de rotação tibiofemoral no gráfico, existem dois intervalos representativos da variabilidade dos dados entre os indivíduos analisados.

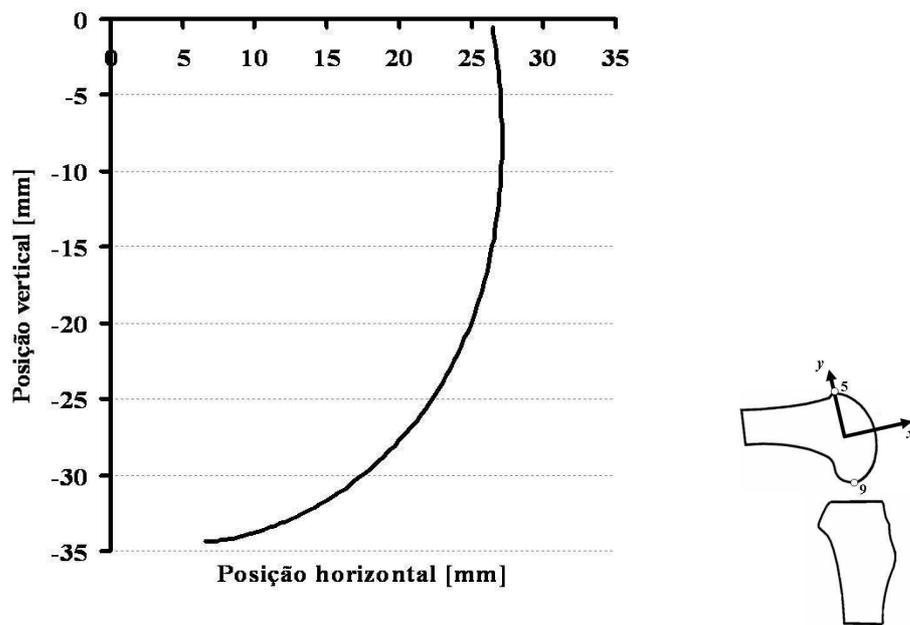


Gráfico 4 – Variação horizontal e vertical do centro de rotação tibiofemoral a partir do centro de rotação local no fêmur.

Pode-se observar que o centro de rotação assume um comportamento curvilíneo, variando sua posição, aproximadamente, 20 mm horizontalmente e 34 mm verticalmente. Sabendo que a origem deste sistema localiza-se no centro do côndilo femoral, observam-se valores negativos para variação de posição vertical do centro de rotação tibiofemoral.

Os Gráficos 5 e 6 apresentam, respectivamente, a variação ântero-posterior e proximal-distal do centro de rotação tibiofemoral, em função do ângulo de flexão do joelho.

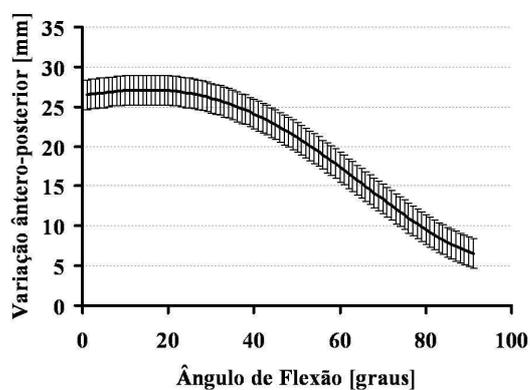


Gráfico 5 – Variação ântero-posterior do centro de rotação tibiofemoral em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local no fêmur.

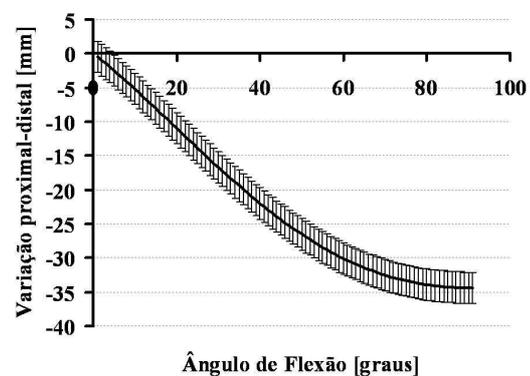


Gráfico 6 – Variação proximal-distal do centro de rotação tibiofemoral em função do ângulo de flexão do joelho, a partir do sistema local no fêmur.

A partir do Gráfico 5, observa-se uma variação anterior do centro de rotação tibiofemoral em relação ao sistema de referência local no fêmur de, aproximadamente 20 mm, conforme ocorre a extensão do joelho. Próximo à extensão do joelho completa, nos ângulos compreendidos entre 20 e 0 graus de flexão, o centro de rotação tende a manter-se na mesma posição atingida, não havendo variação anterior desta variável.

Analisando o Gráfico 6, observa-se uma variação distal do centro de rotação tibiofemoral em relação ao sistema local no fêmur de, aproximadamente, 34 mm, conforme o joelho é estendido. Nos ângulos compreendidos entre 73 e 90 graus de flexão, o centro de rotação tende a manter-se na mesma posição atingida, não havendo variação distal desta variável.

As Tabelas 3 e 4 apresentam os coeficientes da equação polinomial de 1º grau, obtidos a partir da equação de regressão linear para as coordenadas x e y do centro de rotação tibiofemoral no sistema local fêmur, respectivamente, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 3 – Centro de Rotação Local no Fêmur (coordenada x).**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
a <sub>0</sub>	0,0264	0,0002	0,0260	0,0268
a <sub>1</sub>	0,0001	0,0000	0,0000	0,0001

Nota:  $y = a_0 + a_1x$

Unidades: y [mm], x [graus]

**Tabela 4 – Centro de Rotação Local no Fêmur (coordenada y).**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
a <sub>0</sub>	-0,0000	0,0002	-0,0005	0,0005
a <sub>1</sub>	-0,0005	0,0000	-0,0005	-0,0004

Nota:  $y = a_0 + a_1x$

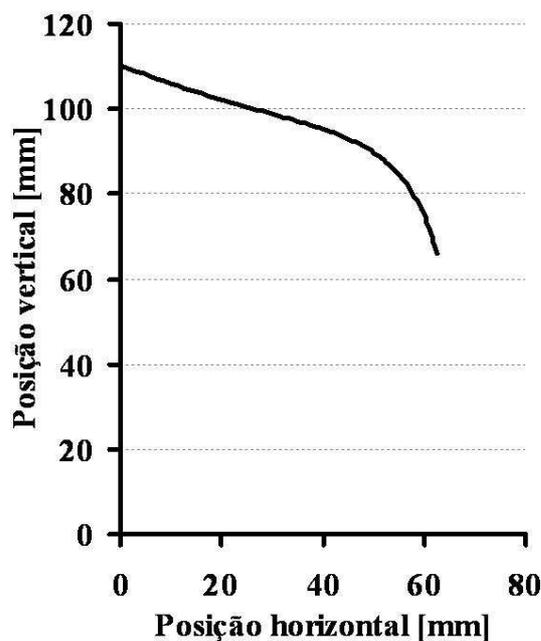
Unidades: y [mm], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,93, para a coordenada x, e de 0,96 para a coordenada y do centro de rotação tibiofemoral no sistema local fêmur. De acordo com

Callegari-Jacques (2004) ambos os valores indicam muito forte correlação entre as variáveis interpoladas (centro de rotação tibiofemoral no sistema local fêmur e ângulo de flexão).

#### 4.2 Centro de rotação patelofemoral

O Gráfico 7 apresenta a localização espacial do centro de rotação patelofemoral obtido a partir da localização do ponto central posterior da patela. A apresentação da variação vertical do centro de rotação patelofemoral em relação a sua variação horizontal no sistema global, não permite que seja apresentado o intervalo de confiança superior e inferior representando 50% da variação dos valores gerais da amostra avaliada, visto que, para cada uma das posições do centro de rotação patelofemoral no gráfico, existem dois intervalos representativos da variabilidade dos dados entre os indivíduos analisados.



**Gráfico 7 – Variação horizontal e vertical do centro de rotação patelofemoral a partir do sistema de referência global.**

Observa-se uma variação de, aproximadamente, 45 mm verticalmente e 60 mm horizontalmente. Este comportamento se explica quando analisamos a excursão da patela ao longo de um exercício de extensão de joelho. Pode-se considerar que a patela movimenta-se no sentido cranial (no sentido do quadríceps) ao longo de uma extensão do joelho (ANDREWS et al. 2000; KOMISTEK et al., 2000; KAPANDJI, 2000). Este comportamento

se deve a geometria dos condilos femorais. Durante a realização de uma extensão, as estruturas capsulo-ligamentares das articulaoes do joelho obrigam que a patela contorne os condilos femorais, perfazendo uma trajetoria que acompanha a geometria condilar (KAPANDJI, 2000).

As Tabelas 5 e 6 apresentam os coeficientes da equação polinomial de 1o grau, obtidos a partir da equação de regressão linear para as coordenadas x e y do centro de rotação patelofemoral, respectivamente, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 5 – Centro de Rotação Patelofemoral (coordenada x).**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	-0,0015	0,0015	-0,0045	0,0016
$a_1$	0,0016	0,0002	0,0011	0,0020

Nota:  $y = a_0 + a_1x$   
Unidades: y [mm], x [graus]

**Tabela 6 – Centro de Rotação Patelofemoral (coordenada y).**

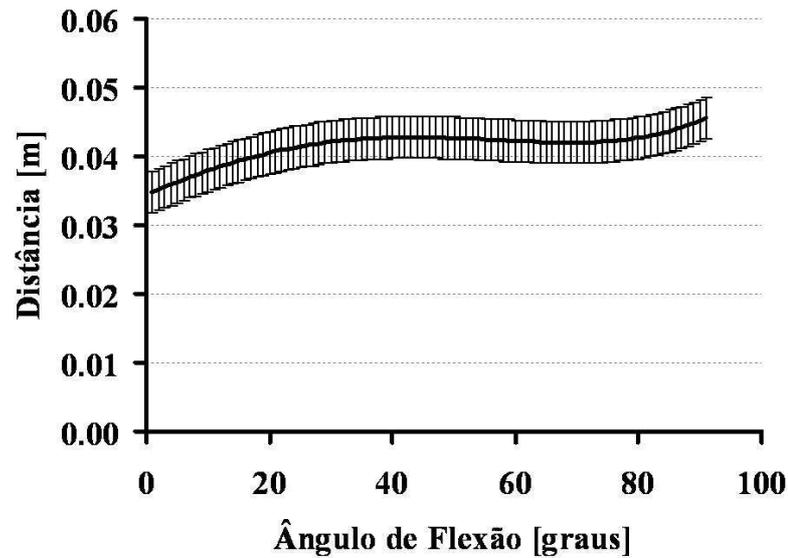
Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,1109	0,0012	0,1084	0,1133
$a_1$	-0,0007	0,0002	-0,0011	-0,0003

Nota:  $y = a_0 + a_1x$   
Unidades: y [mm], x [graus]

Os coeficientes de determinação obtidos foram de 0,62 para a coordenada x e de 0,50 para a coordenada y. De acordo com Callegari-Jacques (2004) estes valores indicam forte correlação entre as variaveis interpoladas (centro de rotação patelofemoral e ângulo de flexão).

### 4.3 Distância perpendicular do ligamento patelar

O Gráfico 8 apresenta o comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar ao longo do exercício de extensão do joelho.



**Gráfico 8 – Distância perpendicular do ligamento patelar.**

Os resultados apresentam uma variação total da distância perpendicular ao longo dos ângulos de flexão do joelho de, aproximadamente, 1,08cm. Analisando o comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar, pode-se observar uma diminuição da distância partindo de 90 graus de flexão até, aproximadamente, 73 graus de flexão. Entre 73 e 30 graus de flexão não se observa variação no comportamento da distância perpendicular. A partir dos 30 graus até a extensão máxima observa-se novamente uma diminuição da distância perpendicular.

A Tabela 7 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 1º grau, obtidos a partir da equação de regressão linear para a distância perpendicular do ligamento patelar, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 7 – Distância Perpendicular do Ligamento Patelar**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,0344	0,0003	0,0338	0.0351
$a_1$	0.0004	0,0000	0,0003	0,0005

Nota:  $y = a_0 + a_1x$

Unidades: y [m], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,34. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica regular correlação entre as variáveis interpoladas (distância perpendicular do ligamento patelar e ângulo de flexão).

#### 4.4 Distância perpendicular efetiva

O Gráfico 9 apresenta o comportamento da distância perpendicular efetiva ao longo do exercício de extensão do joelho.

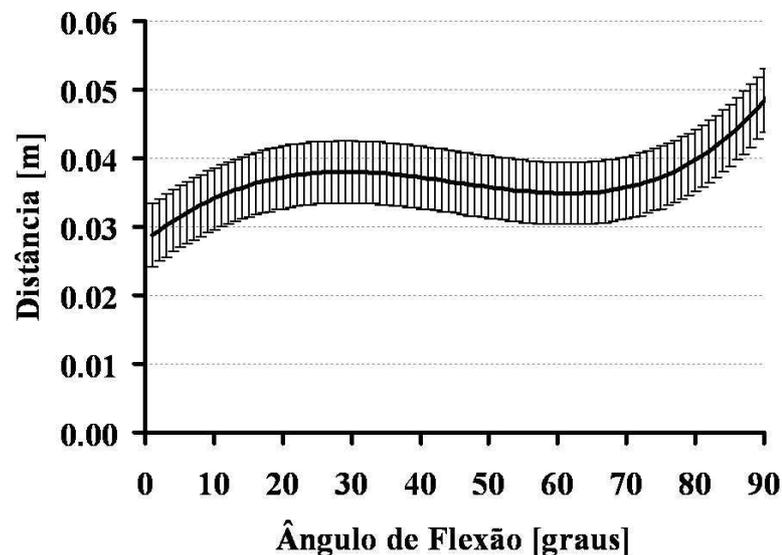


Gráfico 9 – Distância perpendicular efetiva em função do ângulo de flexão do joelho.

Analisando o comportamento da distância perpendicular efetiva, pode-se observar que, partindo da flexão máxima até, aproximadamente, 60 graus de flexão, ocorre uma diminuição da distância perpendicular efetiva. Em seguida, nos ângulos compreendidos entre 66 e 58 graus, mantém um platô, apresentando mínima variação da distância perpendicular. Entre 59 e 33 graus, ocorre um pequeno aumento da distância perpendicular, seguido, entre 33 e 26 graus de um novo platô. Finalmente, a distância perpendicular torna a diminuir até a extensão máxima.

Com relação à variação da distância perpendicular efetiva ao longo de toda a amplitude de movimento, observa-se uma variação de, aproximadamente, 1,95cm. Comparando este valor, com a variação da distância perpendicular do ligamento patelar,

observa-se uma diferença entre os dois parâmetros de, aproximadamente, 1 cm. Essa diferença na magnitude de variação, entre as distâncias perpendiculares do ligamento patelar e efetiva, reforça a tese de que a patela apresenta-se como uma roldana assimétrica, distribuindo as forças entre ligamento patelar e quadríceps de formas diferentes.

A Tabela 8 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 1º grau, obtidos a partir da equação de regressão linear para a distância perpendicular efetiva, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 8 – Distância Perpendicular Efetiva.**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,0280	0,0005	0,0270	0,0290
$a_1$	0,0008	0,0001	0,0006	0,0009

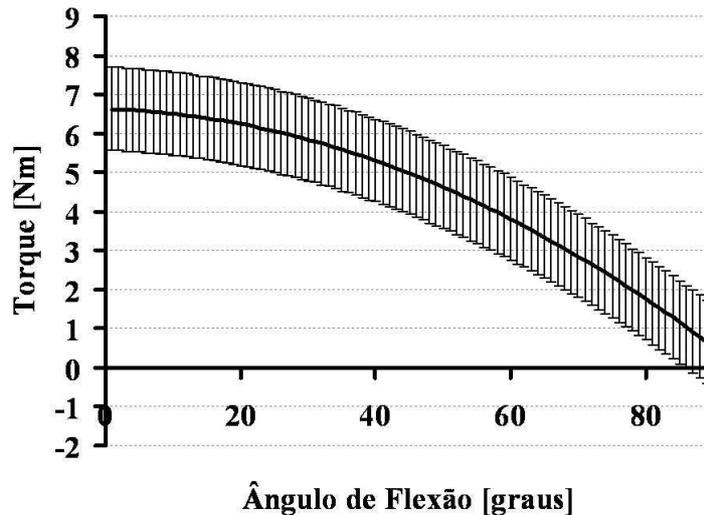
Nota:  $y = a_0 + a_1x$

Unidades: y [m], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,38. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica forte correlação entre as variáveis interpoladas (distância perpendicular efetiva e ângulo de flexão).

#### 4.5 Torque de resistência do segmento perna-pé

O Gráfico 10 apresenta o comportamento do torque de resistência do segmento perna-pé, ao longo do exercício de extensão de joelho.



**Gráfico 10 – Torque de resistência do segmento perna-pé durante o exercício de extensão de joelho.**

A partir dos resultados, pode-se observar que há um aumento do torque de resistência à medida que ocorre a extensão do joelho. Este comportamento se dá devido à redução da distância perpendicular da força peso do segmento perna-pé, em relação ao centro de rotação tibiofemoral.

Pode-se observar também, ao analisar o intervalo de confiança superior e inferior no gráfico, que representa 50% da variação dos valores gerais da amostra avaliada, uma variação de 2,12 Nm do torque de resistência do segmento perna-pé. Esta variação influencia diretamente a magnitude da força do ligamento patelar e, indiretamente, os resultados das variáveis força do quadríceps, força de contato patelofemoral e pressão patelofemoral.

A Tabela 9 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para o torque de resistência do segmento perna-pé, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 9 – Torque de resistência do segmento perna-pé.**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
a <sub>0</sub>	6,6300	0,0682	6,4963	6,7638
a <sub>1</sub>	-0,0057	0,0034	-0,0124	0,0010
a <sub>2</sub>	-0,0007	0,0000	-0,0007	-0,0006

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$

Unidades: y [Nm], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,75. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica forte correlação entre as variáveis interpoladas (torque de resistência do segmento perna-pé e ângulo de flexão).

A análise do torque de resistência facilita o entendimento do comportamento da força do ligamento patelar, explicitada a seguir.

#### 4.6 Força do ligamento patelar

O Gráfico 11 apresenta o comportamento da força do ligamento patelar, ao longo do exercício de extensão do joelho.

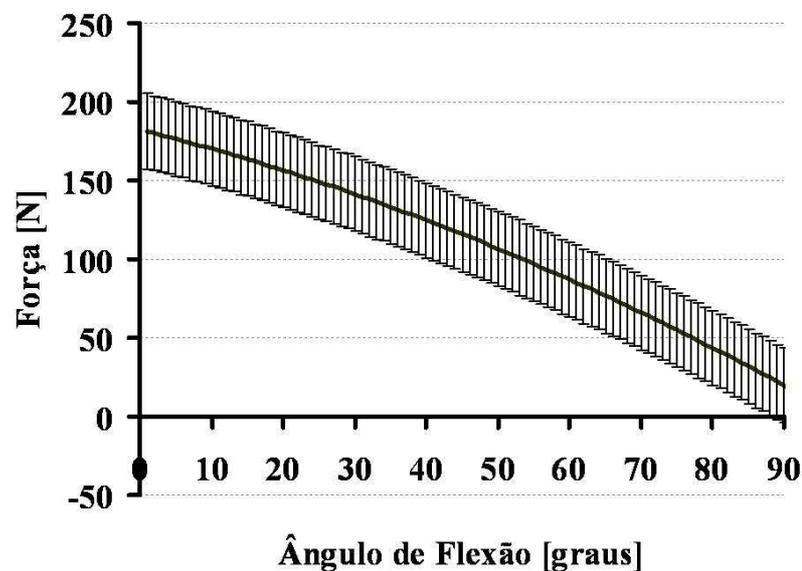


Gráfico 11 – Força do ligamento patelar ao longo do ângulo de flexão do joelho.

A partir dos resultados pode-se observar que, conforme ocorre a extensão do joelho, a força do ligamento patelar aumenta, atingindo o pico máximo, de 170N, na amplitude de 0 grau de flexão do joelho. Sabendo que a força do ligamento patelar apresenta uma relação direta com o torque de resistência do segmento perna-pé, que aumenta ao longo do exercício de extensão do joelho, e inversa com a distância perpendicular do ligamento patelar, que diminui nesta mesma amplitude, pode-se explicar o comportamento crescente obtido para a força.

A Tabela 10 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para a força do ligamento patelar, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 10 – Força do Ligamento Patelar.**

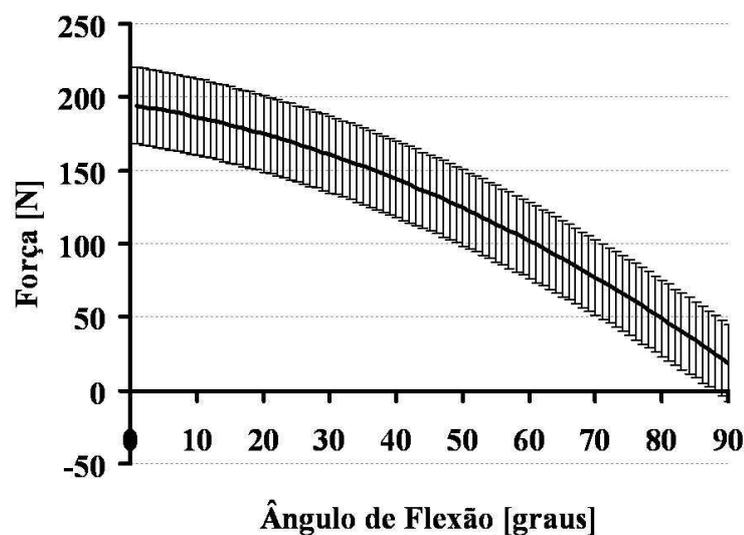
Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	182,4496	1,5219	179,4650	185,4342
$a_1$	-1,1524	0,0763	-1,3021	-1,0027
$a_2$	-0,0073	0,0008	-0,0089	-0,0057

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$   
 Unidades: y [N], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,80. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica forte correlação entre as variáveis interpoladas (força do ligamento patelar e ângulo de flexão).

#### 4.7 Força do músculo quadríceps

O Gráfico 12 apresenta o comportamento da força do músculo quadríceps, ao longo do exercício de extensão do joelho.



**Gráfico 12 – Força do músculo quadríceps ao longo do ângulo de flexão do joelho.**

A partir dos resultados pode-se observar que a força do quadríceps apresenta um comportamento crescente, à medida que ocorre a extensão do joelho, atingindo o pico máximo de, aproximadamente, 190N, a 0 grau de flexão do joelho.

A Tabela 11 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para a força do quadríceps, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 11 – Força do Músculo Quadríceps.**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
a <sub>0</sub>	195,0297	1,6709	191,7530	198,3064
a <sub>1</sub>	-0,7242	0,0838	-0,8886	-0,5598
a <sub>2</sub>	-0,0137	0,0009	-0,0155	-0,0120

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$   
 Unidades: y [N], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,80. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica forte correlação entre as variáveis interpoladas (força do quadríceps e ângulo de flexão).

#### **4.8 Força de contato patelofemoral**

O Gráfico 13 apresenta o comportamento da força de contato patelofemoral, ao longo do exercício de extensão do joelho.

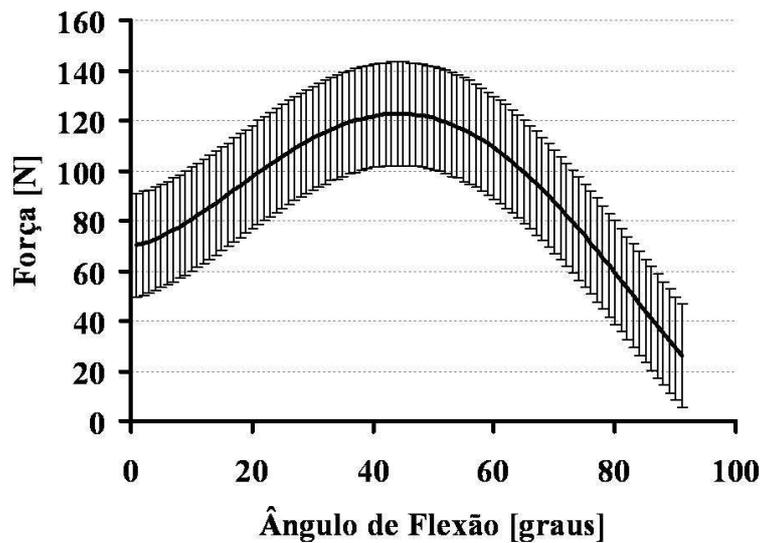


Gráfico 13 – Força de contato patelofemoral ao longo do ângulo de flexão do joelho.

Observa-se um comportamento crescente nos ângulos compreendidos entre 90 e 40 graus, aproximadamente, atingindo o seu pico máximo de 122N. A partir dos 40 graus de flexão até a extensão total, a força de contato patelofemoral decresce.

A Tabela 12 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 3º grau obtidos a partir da equação de regressão não-linear para a força de contato patelofemoral, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

Tabela 12 – Força de Contato Patelofemoral.

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	69,5721	2,3138	65,0346	74,1096
$a_1$	0,5050	0,3444	-0,1704	1,1805
$a_2$	0,0754	0,0151	0,0458	0,1051
$a_3$	-0,0017	0,0002	-0,0022	-0,0012

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3$

Unidades: y [N], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,62. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica forte correlação entre as variáveis interpoladas (força de contato patelofemoral e ângulo de flexão).

#### 4.9 Razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps

A razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps, ao longo da extensão do joelho, em cadeia cinética aberta, é apresentada no Gráfico 14.

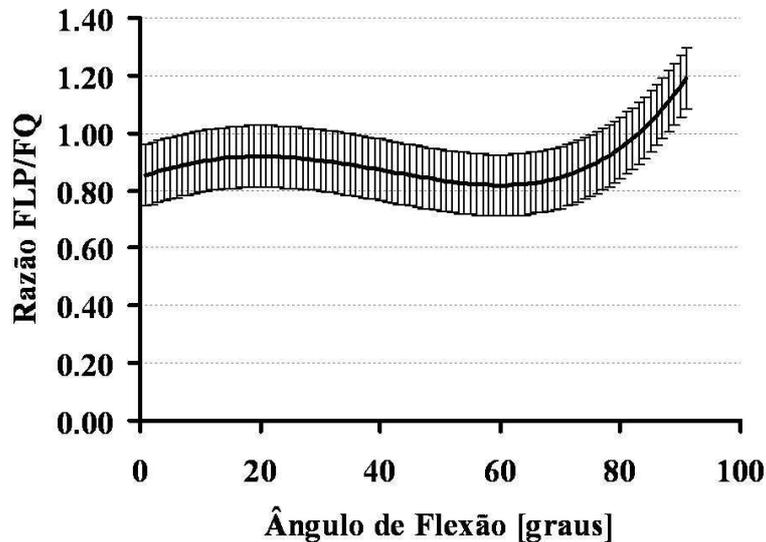


Gráfico 14 – Razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps em função do ângulo de flexão do joelho.

Observa-se uma diminuição da razão entre as forças, partindo da flexão de 90 graus até, aproximadamente, 60 graus, seguido por um leve aumento nos ângulos compreendidos entre 60 e 20 graus, e tornando a diminuir dos 20 graus até a extensão final.

A Tabela 13 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para a razão entre a força do ligamento patelar e a força do quadríceps, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

Tabela 13 – Razão entre a Força do Ligamento Patelar e a Força do Quadríceps.

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,8454	0,0120	0,8220	0,8689
$a_1$	0,0076	0,0018	0,0041	0,0111
$a_2$	-0,0002	0,0001	-0,0003	-0,0000

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$

Unidades: y [razão FLP/FQ], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,34. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica regular correlação entre as variáveis interpoladas (razão entre a força do ligamento patelar e força do quadríceps e ângulo de flexão).

#### 4.10 Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps

A razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps é apresentado no Gráfico 15. Pode-se observar que a razão entre as forças diminui conforme ocorre a extensão do joelho.

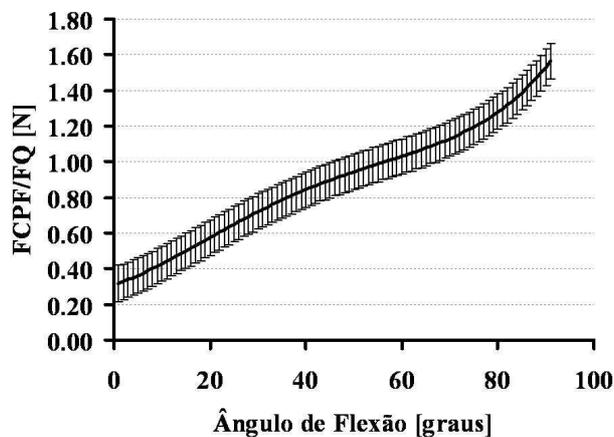


Gráfico 15 – Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps em função do ângulo de flexão do joelho.

A Tabela 14 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 2º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para a razão entre a força de contato patelofemoral e a força do quadríceps, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

Tabela 14 – Razão entre a Força de Contato Patelofemoral e a Força do Quadríceps.

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,3083	0,0111	0,2866	0,3300
$a_1$	0,0092	0,0016	0,0060	0,0125
$a_2$	0,0003	0,0001	0,0002	0,0005

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$

Unidades: y [razão FCPF/FQ], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,91. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica correlação muito forte entre as variáveis interpoladas (razão entre a força de contato patelofemoral e força do quadríceps e ângulo de flexão).

#### 4.11 Pressão patelofemoral

A pressão resultante da razão entre a força de contato e a área de contato é apresentada no Gráfico 16. Este parâmetro será analisado em uma amplitude de movimento compreendida entre 0 e 60 graus de flexão do joelho, devido ao fato de que os dados obtidos da literatura apresentam informações da área de contato patelofemoral apenas nesta faixa de amplitude.

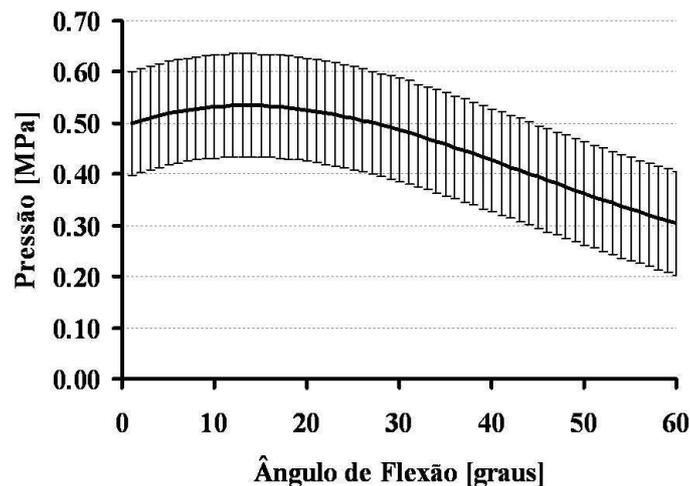


Gráfico 16 – Pressão Patelofemoral em função do ângulo de flexão do joelho.

Analisando a pressão patelofemoral, observa-se um comportamento crescente deste parâmetro nos ângulos compreendidos entre 60 e 15 graus, onde encontra-se um pico de pressão patelofemoral de 0,53 MPa. De 15 graus de flexão do joelho até a extensão completa, observa-se um decréscimo da pressão patelofemoral, alcançando valores de 0,50 MPa.

A Tabela 15 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 3º grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para pressão patelofemoral, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

Tabela 15 – Pressão.

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	0,4927	0,0111	0,4710	0,5144
$a_1$	0.0068	0,0016	0,0037	0,0098
$a_2$	-0,0003	0,0000	-0,0004	-0,0002

Nota:  $y = a_0 + a_1x + a_2x^2$

Unidades: y [MPa], x [graus]

O coeficiente de determinação obtido foi de 0,36. De acordo com Callegari-Jacques (2004), este valor indica uma forte correlação entre as variáveis interpoladas (pressão patelofemoral e ângulo de flexão).

#### 4.12 *Tilt* patelar ântero-posterior

O Gráfico 17 apresenta o comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior, ao longo do exercício de extensão do joelho.

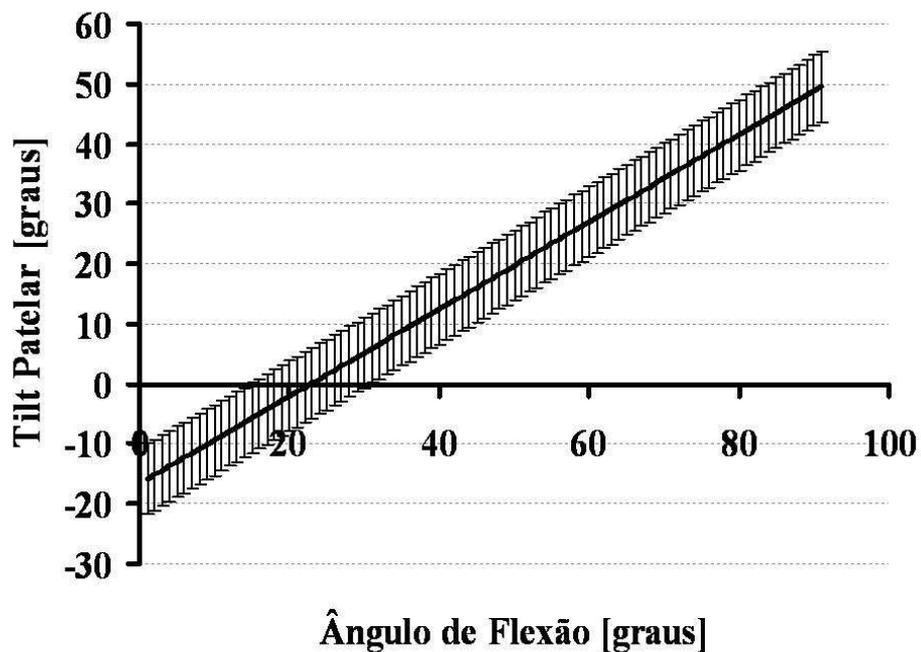


Gráfico 17 - *Tilt* patelar ântero-posterior em função do ângulo de flexão do joelho.

A partir do comportamento obtido, pode-se observar uma variação linear do *tilt* patelar ântero-posterior de, aproximadamente, 60 graus ao longo do exercício de extensão de joelho. Conforme o joelho estende, há uma redução do *tilt* ântero-posterior, devido à redução do ângulo entre patela e fêmur.

A Tabela 16 apresenta os coeficientes da equação polinomial de 1° grau, obtidos a partir da equação de regressão não-linear para o *tilt* patelar ântero-posterior, o erro-padrão estimado (EP) e o intervalo de confiança (95%) obtido para cada um dos coeficientes.

**Tabela 16 – *Tilt* Patelar Ântero-posterior.**

Coef.	Coef. Estimado	EP	Interv. Confiança (95%)	
			Inf.	Sup.
$a_0$	-16,5993	0,2481	-17,0859	-16,1127
$a_1$	0,7268	0,0047	0,7177	0,7360

Nota:  $y = a_0 + a_1x$

Unidades: y [graus], x [graus]

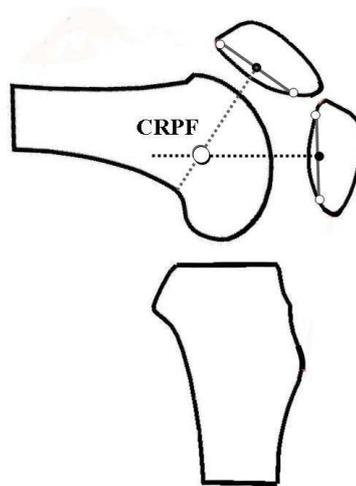
O coeficiente de determinação obtido foi de 0,91. De acordo com Callegari-Jacques (2004) este valor indica correlação muito forte entre as variáveis interpoladas (*tilt* patelar ântero-posterior e ângulo de flexão).

#### 4.13 Parâmetro biomecânico crítico

O centro de rotação patelofemoral apresenta-se como uma variável cinemática, utilizada em modelos biomecânicos como um ponto de aplicação da força de contato patelofemoral, de maneira a permitir o equacionamento das forças atuantes na articulação patelofemoral. Dessa forma, a metodologia empregada para a sua determinação varia, consideravelmente, entre os estudos que se propõem a calcular as forças patelofemorais.

As divergências na literatura quanto à determinação do centro de rotação patelofemoral, motivou o estudo mais aprofundado da influência desta variável na obtenção dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho. Dessa forma, foram selecionados um parâmetro e duas variáveis, que dependem diretamente do centro de rotação patelofemoral, para análise dos seus comportamentos, a partir da utilização de um método diferente ao que foi utilizado no restante deste documento: distância perpendicular efetiva, força do quadríceps e força de contato patelofemoral.

O método escolhido para a determinação do centro de rotação patelofemoral foi o das mediatrizes (MONTGOMERY et al., 1998), frequentemente utilizado para a determinação do centro de rotação. Este se trata de um método adaptado do método Reuleaux (descrito em 1876), e necessita da utilização de dois pontos digitalizados no segmento de interesse, obtidos a partir de imagens radiográficas, e da utilização de equações trigonométricas para permitir a localização do centro de rotação articular. Dessa forma, o método foi adaptado para o segmento patela da seguinte forma: dois pontos foram localizados na porção posterior da patela de maneira que contemplasse toda a sua altura posteriormente (um próximo ao pólo superior e outro próximo ao pólo inferior da patela). Estabeleceu-se, por meio de uma reta, a relação entre os pontos. O mesmo processo foi realizado para uma imagem subsequente. O ponto médio de cada uma das retas foi identificado. Foram traçadas perpendiculares a partir dos pontos médios identificados na patela. A intersecção das perpendiculares traçadas deram origem ao centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes. Este processo ocorreu para todas as imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento (Figura 36).



**Figura 36 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes.**

Os resultados que seguem apresentam o comportamento de três parâmetros biomecânicos utilizando o centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes. Estes foram analisados a partir da observação de um único indivíduo, realizando três execuções do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta, sem carga. Para facilitar as comparações entre os parâmetros biomecânicos a partir dos dois métodos de obtenção do centro de rotação patelofemoral, serão apresentados, lado a lado, os resultados obtidos.

Os Gráficos 18 e 19 apresentam o comportamento do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes e pelo ponto central posterior da patela, respectivamente.

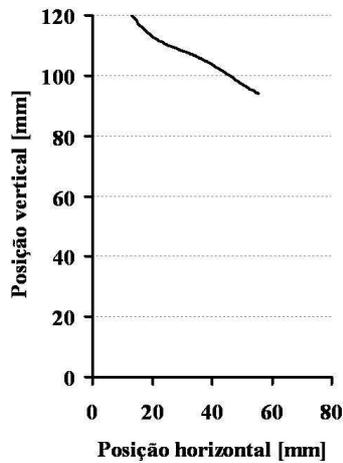


Gráfico 18 – Comportamento do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes.

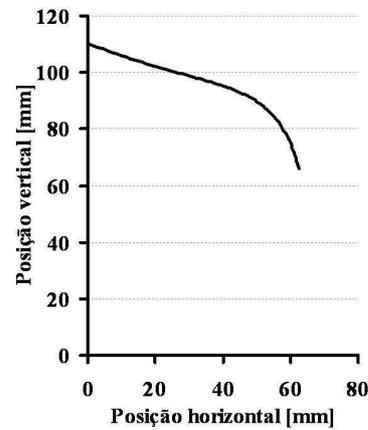
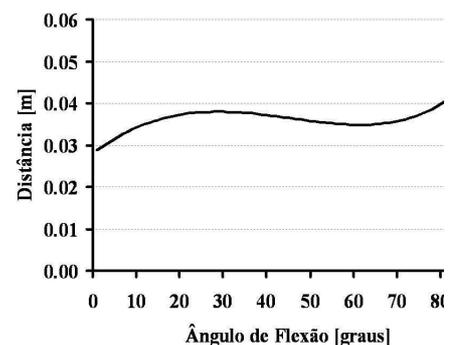
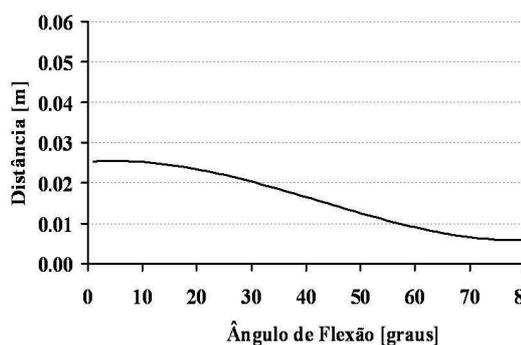


Gráfico 19 – Comportamento do centro de rotação patelofemoral pelo ponto central posterior da patela.

Observam-se diferenças na variação deste parâmetro, tanto em relação à posição vertical quanto à posição horizontal, além de variações no comportamento do centro de rotação patelofemoral ao longo do movimento realizado. Enquanto que o centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes apresenta um comportamento mais linear, esta variável pelo ponto central posterior da patela apresenta um comportamento mais curvilíneo, acompanhando o desenho do côndilo femoral.

Os Gráficos 20 e 21 apresentam a distância perpendicular efetiva obtida a partir da utilização do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes e pelo ponto central posterior da patela, respectivamente.

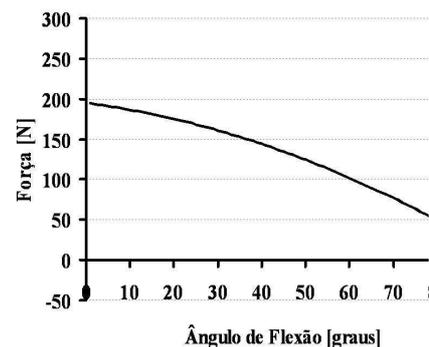
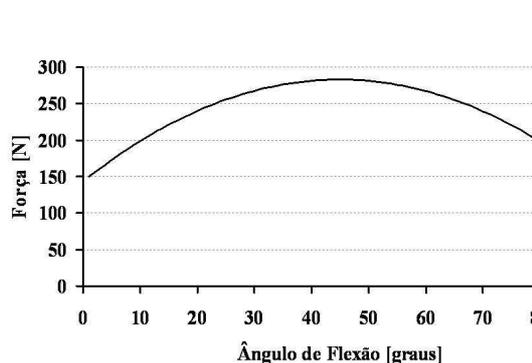


**Gráfico 20 – Distância perpendicular efetiva obtida, utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes.**

**Gráfico 21 – Distância perpendicular efetiva obtida, utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela.**

Comparando a distância perpendicular efetiva, a partir dos dois métodos de determinação do centro de rotação patelofemoral, podem-se observar comportamentos opostos entre as duas metodologias empregadas. Enquanto a distância perpendicular efetiva apresenta um comportamento crescente, à medida que ocorre a extensão do joelho, utilizando-se o método das mediatrizes, há um decréscimo desta variável durante a extensão do joelho, a partir da utilização do ponto central posterior da patela como centro de rotação patelofemoral. Estes resultados opostos afetam diretamente a determinação da força do quadríceps a partir das diferentes metodologias empregadas.

Os Gráficos 22 e 23 apresentam a força do quadríceps obtida a partir da utilização do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes e pelo ponto central posterior da patela, respectivamente.

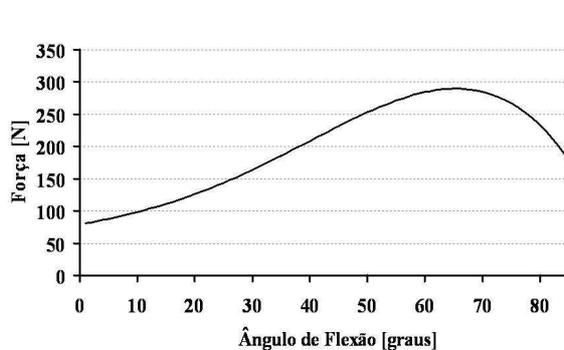


**Gráfico 22 – Força do quadríceps obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes.**

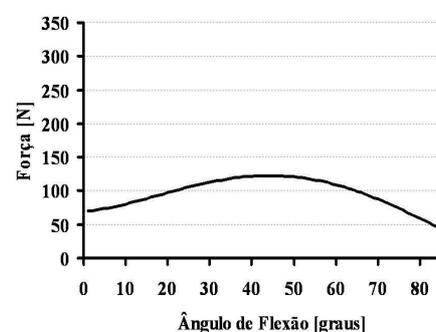
**Gráfico 23 – Força do quadríceps obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela.**

Novamente encontram-se comportamentos contraditórios, desta vez para a força do quadríceps. Observa-se um comportamento crescente até o meio do exercício de extensão de joelho e decrescente nas amplitudes seguintes, analisando a força do quadríceps ao empregar o centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes. Analisando o mesmo parâmetro, utilizando a outra forma de determinação do centro de rotação patelofemoral comparada, no presente estudo, observa-se apenas um comportamento crescente da força do quadríceps ao longo do exercício de extensão de joelho.

Os Gráficos 24 e 25 apresentam a força de contato patelofemoral obtida a partir da utilização do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes e pelo ponto central posterior da patela, respectivamente.



**Gráfico 24 – Força de contato patelofemoral obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral adaptado a partir do método das mediatrizes.**



**Gráfico 25 – Força de contato patelofemoral obtido utilizando o centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela.**

Ao analisar a força de contato patelofemoral, observa-se um comportamento crescente – decrescente deste parâmetro, a partir das duas formas de obtenção do centro de rotação patelofemoral, no entanto, a inversão da curva se dá em amplitudes diferentes, a partir dos dois métodos comparados.

Dessa forma, a partir dos resultados encontrados, observa-se que o centro de rotação patelofemoral trata-se de uma variável crítica na obtenção das variáveis cinemáticas e cinéticas estudadas. Diferentemente do que se acreditava que o centro de rotação atuava apenas no sentido de definir, na patela, um ponto onde a força de contato patelofemoral atuasse, e ser utilizada para tornar possível a solução da equação de equilíbrio das forças que atuam na patela, observou-se que ele influencia diretamente na variação da distância perpendicular efetiva, alterando o comportamento das variáveis que dependem deste parâmetro.

A opção pela utilização do centro de rotação patelofemoral a partir do ponto central posterior da patela no presente estudo explica-se não apenas pela análise do comportamento do próprio parâmetro, mas também ao analisar o comportamento das variáveis que dependem diretamente da sua determinação. Comparando os resultados com a literatura, observa-se que os estudos que investigam o comportamento destes parâmetros encontram resultados similares aos obtidos utilizando-se o método do ponto central posterior da patela.

## 5 DISCUSSÃO

Este capítulo tem como objetivo discutir os resultados dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, já apresentados na seção anterior. O Quadro 3 apresenta a ordem dos parâmetros a serem discutidos e a identificação na seção 6.

PARÂMETROS	IDENTIFICAÇÃO NA SEÇÃO 5
Centro de rotação tibiofemoral	5.1 (p.100)
Centro de rotação patelofemoral	5.2 (p.103)
Distância perpendicular do ligamento patelar	5.3 (p.105)
Distância perpendicular efetiva	5.4 (p.111)
Forças atuantes na patela: força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral.	5.5 (p.113)
Razão entre força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps	5.6 (p.123)
Razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps	5.7 (p.126)
Pressão patelofemoral	5.8 (p.129)
<i>Tilt</i> patelar ântero-posterior	5.9 (p.132)

**Quadro 3 – Resumo dos parâmetros biomecânicos e sua identificação na seção 5.**

## 5.1 Centro de Rotação Tibiofemoral

O estudo da cinemática articular humana vem sendo abordada na literatura científica com a finalidade de descrever corretamente o padrão de movimento articular fisiológico e acessório (HALVORSEN et al., 1999). O centro de rotação articular é uma variável importante na implementação de modelos teóricos capazes de representar a cinemática articular humana (GAMAGE et al., 2002). Por outro lado, a análise do centro de rotação pode ser utilizada para avaliação da função articular, principalmente no que diz respeito a análise da mecânica articular no que diz respeito à relação de movimento entre as superfícies ósseas, a identificação e quantificação das alterações nas superfícies articulares de joelhos humanos e sua influência na cinemática humana (FRANKEL et al., 1971; CHALLIS, 2001).

Visto a necessidade de analisar o comportamento do centro de rotação, em relação às estruturas ósseas de fêmur e tíbia, o presente estudo tem como objetivo estimar o centro de rotação tibiofemoral a partir de sistemas de referência local na tíbia e fêmur, por meio de informações dinâmicas e *in vivo*.

Com relação à articulação tibiofemoral, que permite movimentos envolvendo translação e rolamento, associados ao movimento articular normal, acredita-se que o centro de rotação apresente um comportamento suscetível às variações das forças impostas sobre as estruturas ósseas de fêmur e tíbia (KAPANDJI, 2000).

Na literatura científica, entre os estudos que propõem métodos para determinar o centro de rotação tibiofemoral, são escassos aqueles que apresentam resultados gráficos ou numéricos do seu comportamento (FRANKEL et al., 1971; GERBER & MATTER, 1983, Kellis & BALZOPOULOS, 1999). Bernardes et al. (2005), visando comparar a trajetória do centro de rotação tibiofemoral a partir de diferentes propostas metodológicas, utilizando a videofluoroscopia, apresentou seus resultados graficamente, a partir de um sistema de referência global (correspondente à imagem radiográfica do joelho, em um determinado instante de tempo, no monitor acoplado ao sistema de vídeo). A partir dos resultados obtidos, era possível observar a variação do centro de rotação tibiofemoral através de diferentes metodologias e identificar o método mais apropriado para utilização em modelos biomecânicos representativos da articulação do joelho. No entanto, os resultados foram descritos em relação a um sistema global, fora do corpo humano, que são diretamente influenciados pelo movimento conjunto do fêmur e tíbia, como observado pelas oscilações do fêmur em relação ao sistema de análise.

Kellis & Baltzopoulos (1999), em estudo para determinar a distância perpendicular do tendão patelar e do músculo quadríceps durante o movimento de extensão de joelho, utilizou o método pelo ponto de contato (BALTZOPOULOS,1995) para a determinação do centro de rotação tibiofemoral. A partir da avaliação de 10 indivíduos, sem lesão na articulação do joelho, o estudo apresentou o comportamento do centro de rotação tibiofemoral, graficamente, a partir da sua variação ântero-posterior, em percentual, em relação ao platô tibial, de maneira que 0% indica a borda posterior do platô, e 100% equivale à borda anterior do platô tibial. De acordo com os resultados obtidos, pode-se observar que o centro de rotação tibiofemoral varia ântero-posteriormente, aproximadamente, 43% em relação ao platô tibial. Analisando detalhadamente o comportamento do centro de rotação, observa-se que entre 89 e 60 graus de flexão do joelho, ocorre o rolamento em direção à extremidade anterior do platô tibial. Entre 60 e 50 graus de flexão do joelho, ocorre o rolamento deste parâmetro em direção à extremidade posterior do platô tibial. Novamente, ocorre rolamento anterior do centro de rotação tibiofemoral nos ângulos compreendidos entre 50 e 30 graus. Entre 30 e 20 graus, pode-se observar um pequeno rolamento posterior, acompanhada pela translação do centro de rotação tibiofemoral, e partindo de 20 graus até a extensão máxima ocorre novamente rolamento em direção à extremidade anterior do platô tibial. Outros autores (SMIDT, 1973; NISSEL et al., 1986; MONTGOMERY *et al*, 1998) estão de acordo com os resultados encontrados neste estudo, referindo que ocorre um deslocamento anterior do centro de rotação tibiofemoral ao longo do exercício de extensão do joelho.

Comparativamente, o presente estudo, utilizando o mesmo método para determinação do centro de rotação tibiofemoral, apresentou uma variação postero-anterior do centro de rotação tibiofemoral de, aproximadamente, 30% do tamanho total do platô tibial (Gráfico 2, p. 74). Analisando a variação postero-anterior do centro de rotação no sistema local tibia, em função do ângulo de flexão do joelho, partindo de uma flexão de 90 graus, ocorre um rolamento inicial do centro de rotação, observado pelo seu deslocamento anterior em relação ao platô tibial (entre 90 e 82 graus de flexão), seguida pela translação do centro de rotação tibiofemoral, caracterizada pela tendência de manutenção da posição deste parâmetro em relação ao platô tibial (entre 81 e 65 graus de flexão). Na faixa que varia entre 64 e 15 graus de flexão do joelho, observa-se novamente o rolamento do centro de rotação, que tende a deslocar-se anteriormente, e finalmente, entre 14 e 0 grau, observa-se uma maior tendência de translação do centro rotação, que se combina ao efeito de rolamento, atingindo a porção mais anterior do platô tibial.

O centro de rotação do joelho apresenta um comportamento derivado da geometria do côndilo femoral. Sabendo-se que os côndilos femorais não se apresentam como círculos perfeitos, o centro de rotação é descrito como um “centro instantâneo de movimento” que se move sobre uma trajetória curva predita durante o movimento de flexão e extensão (SMITH et al., 2003).

Segundo Kapandji (2000), durante a execução de uma extensão de joelho em cadeia cinética aberta, a tibia roda no sentido cranial em relação ao fêmur, perfazendo a trajetória semicircular dos côndilos. Frankel et al. (1971), em estudo comparando a trajetória do centro de rotação tibiofemoral em indivíduos com e sem lesão articular do joelho, observaram que, em articulações saudáveis, o centro de rotação apresenta um comportamento curvilíneo. No presente estudo, analisando o centro de rotação tibiofemoral no sistema de coordenadas local do fêmur, observa-se um comportamento curvilíneo, acompanhando a relação das faces articulares do fêmur e da tibia ao longo de uma extensão de joelho. Outros autores, (TAMEA & HENNING, 1981; MONTGOMERY et al, 1998) encontraram que ao longo do arco de movimento, o CRTF acompanha a relação da face articular tibiofemoral, perfazendo o contorno dos côndilos femorais.

No intuito de analisar a cinemática articular do joelho, a literatura científica caracteriza o movimento entre as superfícies articulares de fêmur e tibia envolvendo um complexo mecanismo de rolamento e deslizamento (CALAIS-GERMAIN, 1991; KAPANDJI, 2000; SMITH et al., 2003). Desta forma, o fêmur não puramente desliza sobre a tibia, como se pode evidenciar pela posição do côndilo femoral no final da flexão, que se apóia sobre o platô tibial, nem puramente rola, visto que a superfície articular do fêmur é maior que o platô tibial (KAPANDJI, 2000).

Fischer, 1907 (*apud* WETZ & JACOB, 2001) determinou a localização do CRTF a partir de sucessivos pontos de contato entre o côndilo femoral e o platô tibial. O método foi aplicado a uma série de imagens radiográficas estáticas em diferentes ângulos do arco de movimento. Em seguida, o autor determinou uma reta tangente à curva formada pelos sucessivos pontos de contato em cada imagem. A intersecção da reta perpendicular à reta tangente, em cada imagem, identifica o CRTF. Para o autor, a trajetória do CRTF é determinada por uma linha curva que acompanha o contorno dos côndilos femorais.

Strasser, 1917 (*apud* KAPANDJI, 2000), demonstrou que a proporção entre rolamento e deslizamento tibiofemoral não se mantinha durante o movimento de flexão-extensão. Dessa forma, admitiu que a partir de uma extensão máxima, o côndilo começa a rolar sobre o platô,

sem deslizar, tendo, em seguida, um predomínio de translação sobre o rolamento, e, no final da flexão, ocorre a translação pura no côndilo femoral.

Weber et al., 1836 (*apud* KAPANDJI, 2000), ao marcar pontos de contato na cartilagem entre côndilo e glenóide, em diferentes posições entre flexão e extensão máximas, demonstraram que o ponto de contato na tíbia posteriorizava com a flexão do joelho. Este comportamento corrobora com o observado no presente estudo, ao analisar o centro de rotação tibiofemoral no sistema local tíbia, em função do ângulo de flexão do joelho (Gráfico 2, p. 74).

Dessa forma, a partir da metodologia proposta neste estudo, analisando o centro de rotação tibiofemoral nos sistemas de referência de tíbia e patela, foi possível compreender a cinemática articular e estimar a normalidade do comportamento deste parâmetro para um grupo de indivíduos saudáveis. A partir destes resultados, é possível realizar comparações entre o comportamento do centro de rotação tibiofemoral considerado normal e o centro de rotação tibiofemoral obtido a partir da análise de grupos de indivíduos acometidos por lesão ou submetidos a procedimentos cirúrgicos. Na literatura científica, alguns estudos propõem a análise do centro de rotação articular com o objetivo de identificar alterações nas superfícies articulares, a partir da análise do comprometimento da cinemática articular (FRANKEL et al., 1971; GERBER & MATTER, 1983). Os resultados destes estudos revelaram que indivíduos que apresentavam algum tipo de comprometimento na articulação do joelho, descreviam um padrão anormal de movimento do centro de rotação tibiofemoral. Esse padrão caracterizava um centro de rotação denominado patológico.

Apesar disso, estes estudos não apresentam uma metodologia capaz de quantificar essas alterações no comportamento do centro de rotação tibiofemoral ao longo de um determinado gesto motor. Dessa forma, foi investigado o comportamento do centro de rotação tibiofemoral de um indivíduo, com lesão do ligamento cruzado posterior, e comparado com resultados parciais obtidos a partir do presente estudo para o centro de rotação tibiofemoral. Os seus resultados podem ser conferidos, detalhadamente, no Apêndice E deste documento.

## **5.2 Centro de Rotação Patelofemoral**

A localização do centro de rotação patelofemoral em modelamentos biomecânicos permite o equacionamento das forças atuantes na patela, visto que consiste no ponto sobre o qual a força de contato patelofemoral atua. Sua determinação no presente estudo, por sua vez,

apresentou-se crítica, visto que foi observado que, se variasse o seu método de determinação, conseqüentemente, haveria variação no seu comportamento, diferentemente do que se acreditava em estudos prévios (CAÑEIRO, 2004).

Dessa forma, o presente estudo comparou dois métodos de obtenção do centro de rotação patelofemoral. Comparando o comportamento desta variável, obtida a partir das duas metodologias propostas, observou-se que aquele obtido pela localização de um ponto no centro da face posterior da patela, apresentava-se de acordo com o comportamento do centro de rotação patelofemoral descrito na literatura. Assim, a determinação do centro de rotação patelofemoral foi realizada a partir da identificação visual e digitalização manual de um ponto central na face posterior da patela.

Dessa forma, foi considerada que a trajetória da patela seria reflexo da variação do centro de rotação patelofemoral, obtido a partir da localização de um ponto central posterior da patela. A partir dos resultados obtidos no presente estudo, observou-se uma variação cranial e curvilínea do centro de rotação patelofemoral, ao longo da extensão do joelho em cadeia cinética aberta (Gráfico 7, p. 79). Este comportamento concorda com os estudos de Andrews et al. (2000) e Kapandji (2000), que consideram que o centro de rotação patelofemoral apresenta um deslocamento que acompanha a geometria condilar no sentido cranial, durante a extensão do joelho, ou seja, uma trajetória semicircular.

Koh et al. (1992) consideram a localização do centro de rotação patelofemoral separadamente, em relação aos côndilos e em relação à patela. Em relação aos côndilos, os autores corroboram com os relatos de Andrews et al (2000) e Kapandji (2000). Em relação à patela, os autores relatam que o centro de rotação patelofemoral desloca-se linearmente, do pólo superior em direção ao pólo inferior da patela durante a extensão do joelho. No presente estudo, não foi possível avaliar a variação deste parâmetro em relação à patela ou em relação aos côndilos femorais, visto que sua análise foi realizada no sistema global.

No presente estudo, analisando o centro de rotação patelofemoral em relação à sua variação de posição no sistema de coordenadas global, observou-se uma variação horizontal desta variável de 6,2 cm e verticalmente de 4,4 cm. Segundo Kapandji (2000) e Nordin et al.(1989), partindo da extensão completa do joelho para a flexão total, a patela translada verticalmente, perfazendo um deslocamento de duas vezes o seu comprimento (entre 7 e 8 cm) sobre o côndilo femoral. Tanto a faceta medial quanto a faceta lateral do fêmur se articulam com a patela partindo da extensão total até 90 graus de flexão do joelho.

Komistek et al. (2000), objetivando determinar a trajetória das posições de contato patelofemoral no plano sagital, analisou o ponto de contato entre a patela e o fêmur, durante o

movimento de flexão-extensão do joelho. Foram avaliados 65 pacientes, estando entre eles indivíduos sem lesão, com lesão ligamentar e tratados cirurgicamente. Seus resultados apontam não haver variação no comportamento do ponto de contato patelofemoral entre os diferentes grupos de pacientes avaliados. Dessa forma, encontraram uma translação cranial desta variável ao longo da flexão do joelho.

Andrews et al. (2000), Komistek et al.(2000) e Kapandji (2000) relatam que a patela movimenta-se no sentido cranial ao longo de uma extensão do joelho. Este comportamento se deve a geometria dos côndilos femorais. Durante a realização de uma extensão, as estruturas cápsulo-ligamentares das articulações do joelho obrigam que a patela contorne os côndilos femorais, perfazendo uma trajetória que acompanha a geometria condilar (KAPANDJI, 2000).

Considerando a descrição da cinemática patelar ao longo do movimento de flexão-extensão do joelho na literatura científica, pode-se observar que o comportamento do ponto escolhido para determinar o centro de rotação patelofemoral está de acordo com o comportamento da variação da patela ao longo da trajetória analisada.

### **5.3 Distância Perpendicular do Ligamento Patelar**

A distância perpendicular do ligamento patelar é um parâmetro biomecânico fundamental na estimativa das forças impostas à articulação tibiofemoral e patelofemoral, amplamente apresentado na literatura científica em propostas metodológicas para modelar as articulações humanas.

Alguns autores que investigam as cargas impostas à articulação do joelho utilizam dados de distância perpendicular reportados da literatura (ESCAMILLA et al., 1998; ZHENG et al., 1998). Esta prática apresenta-se como um fator limitante desses estudos, visto que a distância perpendicular obtida a partir da literatura muitas vezes não representa a amostra envolvida naquele estudo e, além disso, dificilmente é obtida na análise do gesto específico a ser analisado.

Dessa forma, o presente estudo se propôs a estimar a distância perpendicular, *in vivo*, a partir da utilização do método geométrico. Dessa forma, a distância perpendicular do ligamento patelar foi determinada a partir da menor distância entre o centro de rotação tibiofemoral (obtido a partir do método pelo ponto de contato) e a linha de ação do ligamento patelar. Na literatura podem ser encontrados diferentes métodos para a determinação da

distância perpendicular do ligamento patelar, estando entre essas diferenças, a metodologia proposta, a forma de obtenção dos dados e a determinação do centro de rotação tibiofemoral.

No que se refere à determinação do centro de rotação tibiofemoral, observa-se quatro métodos utilizados na maior parte dos estudos:

- ponto de contato, que determina o centro de rotação tibiofemoral na região representativa da menor distância entre os segmentos de fêmur e tíbia (LINDAHL et al., 1967; NISSEL et al., 1986; YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989; HERZOG & READ, 1993; BALZPOULOS, 1995; LU & O'CONNOR, 1996; WRETEMBERG et al., 1996; KELLIS & BALZPOULOS, 1999);
- intersecção dos ligamentos cruzado anterior e cruzado posterior do joelho (GILL & O'CONNOR, 1996; IMRAN et al., 2000), centro de rotação instantâneo, a partir do método Reuleaux, 1875, determinando o centro de rotação através da sobreposição das imagens radiográficas do joelho ao longo do movimento analisado e da análise rotacional do segmento tíbia em imagens subseqüentes (SMIDT, 1973);
- excursão do tendão patelar, obtida a partir da variação angular da linha de ação do ligamento patelar, não sendo necessária a localização do centro de rotação articular (BUFORD et al., 1997);
- tridimensional, obtido a partir do conhecimento das coordenadas tridimensionais de marcadores na superfície articular em diferentes ângulos (KREVOLIN et al., 2004).

Herzog & Read (1993), utilizando o método do ponto de contato, determinaram a distância perpendicular do ligamento patelar, a partir de dados cinemáticos estáticos de 5 cadáveres. Os autores encontraram valores de distância perpendicular do ligamento patelar que variam entre 0,046 e 0,052 m, ao longo da extensão do joelho. Baltzopoulos (1995), por sua vez, utilizando a mesma metodologia para determinação do centro de rotação, realizou suas análises a partir da obtenção de imagens radiográficas dinâmicas do joelho, por meio da videofluoroscopia. Dessa forma, verificou um comportamento crescente da distância perpendicular do ligamento patelar entre 90 e 45 graus de flexão e decrescente entre 45 e 0 grau.

Lu & O'Connor (1996) mediram a distância perpendicular do ligamento patelar a partir de dois métodos de determinação do centro de rotação tibiofemoral: intersecção dos ligamentos cruzados anterior e posterior e ponto de contato entre fêmur e tíbia. Os autores verificaram um comportamento crescente desta variável ao longo da extensão do joelho, a partir da utilização do centro de rotação pela intersecção dos ligamentos cruzados. Em

contrapartida, pelo método do ponto de contato, observaram um comportamento crescente até os 45 graus de flexão do joelho, constante entre 45 e 15 graus de flexão do joelho e decrescente entre 15 e 0 grau.

Kellis & Baltzopoulos (1999), realizaram uma análise dinâmica da articulação do joelho, assumindo a representação do centro de rotação tibiofemoral pelo o ponto de contato entre fêmur e tíbia. Seus resultados indicaram que a distância perpendicular do ligamento patelar varia entre 0,037 e 0,043 m ao longo da extensão do joelho.

Estudos realizados por Gill & O'Connor (1996) e Imran et al. (2000), a partir do método que considera o centro de rotação a intersecção dos ligamentos cruzado anterior e cruzado posterior, determinaram a distância perpendicular do ligamento patelar, encontrando uma pequena variação da distância perpendicular ao longo da amplitude de movimento analisada (0 à 90 graus)

Aplicando o método geométrico 3-D para a determinação do centro de rotação tibiofemoral, Krevolin et al. (2004) encontraram valores de distância perpendicular do ligamento patelar na faixa entre 0,021 m e 0,052 m. Utilizando o método de excursão do tendão *in vitro*, Bufford et al. (1997) encontrou valores de distância perpendicular do ligamento patelar entre 0,028 m e 0,051m.

Visser et al. (1990) mensuraram em cadáveres a distância perpendicular dos músculos que compõe o quadríceps. Seus resultados indicam que o quadríceps como um todo apresenta uma distância perpendicular que aumenta ao longo da extensão do joelho. No entanto, os autores não definem o centro de rotação utilizado em seu estudo.

Os resultados obtidos nos estudos supra-citados são apresentados, de forma resumida, na Tabela 17.

O comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar encontrado neste estudo (Gráfico 8, p. 81), a partir das equações de regressão, é similar ao encontrado no estudo de Herzog & Read (1993), para toda a amplitude de movimento analisada (90 à 0 grau), e corrobora também com os estudos de Krevolin et al. (2004), Imran et al. (2000), Kellis et al. (1999), Baltzopoulos (1995), Yamaguchi et al. (1989), Nisell et al. (1986), Smidt (1973) e Lindahl et al. (1967), para as amplitudes de 60 à 0 grau de flexão do joelho.

**Tabela 17 – Apresentação da metodologia empregada, da forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral, do comportamento e da variação total da distância perpendicular do ligamento patelar, a partir de diferentes estudos reportados na literatura e pelo presente estudo.**

Literatura	Metodologia	Determinação do CR	Comportamento	Variação total (m)
Lindahl et al. (1967)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Crescente (75 à 30 graus); decrecente (30 à 0 grau).	0,014
Smidt (1973)	<i>In vivo</i>	CR instantâneo	Crescente (90 à 45 graus); decrecente (45 à 0 grau).	0,01
Nissel et al. (1986)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Crescente (90 à 45 graus); decrecente (45 à 0 grau).	0,011
Yamaguchi (1989)	Modelo 2D	Ponto de contato	Crescente (90 à 40 graus); decrecente (40 à 0 grau).	0,013
Herzog & Read (1993)	<i>In vitro</i>	Ponto de contato	Decrescente (90 à 60 graus); crescente (60 à 30 graus); decrecente (30 à 0 grau).	0,01
Baltzopoulos (1995)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Crescente (90 à 45 graus); decrecente (45 à 0 grau).	0,01
Lu et al. (1996)	Modelo 2D	Ponto de contato / Intersecção LCAxLCP	Crescente (90 à 45 graus); constante (45 à 15 graus); decrecente (15 à 0 grau).	0,002
Wrettemberg et al. (1996)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Crescente (90 à 0 grau).	0,01
Gill & O'Connor (1996)	Modelo 2D	Intersecção LCA x LCP	Constante (80 à 0 grau).	0,003
Bufford et al. (1997)	<i>In vitro</i>	Excursão tendão patelar	Crescente (90 à 0 grau).	0,02
Kellis & Baltzopoulos (1999)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Crescente (90 à 45 graus); decrecente (45 à 0 grau).	0,01
Imran et al. (2000)	Modelo 2D	Intersecção LCA x LCP	Crescente (90 à 30 graus); decrecente (30 à 0 grau).	0,01
Krevolin et al. (2004)	<i>In vitro</i>	3D	Crescente (90 à 45 graus); decrecente (45 à 0 grau).	0,03
Bernardes (2007)	<i>In vivo</i>	Ponto de contato	Decrescente (90 à 60 graus); crescente (60 à 40 graus); decrecente (40 à 0 grau).	0,01

O Gráfico 26 apresenta o comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar, a partir da utilização do centro de rotação pelo método do ponto de contato, em estudos reportados na literatura.

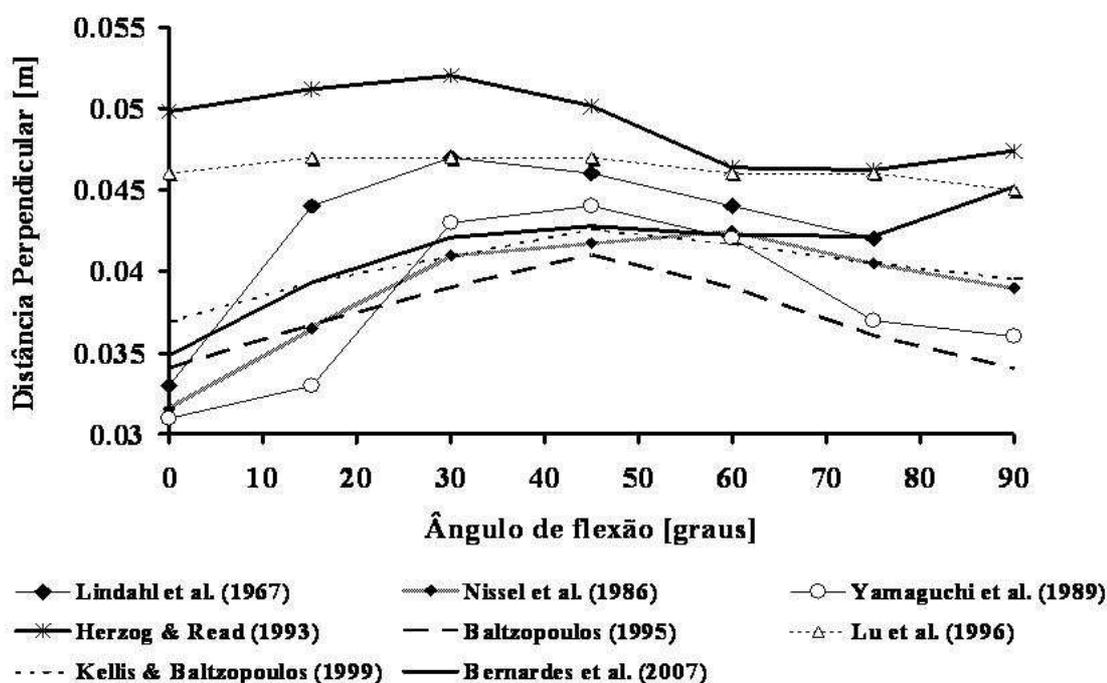


Gráfico 26 – Distância perpendicular do ligamento patelar obtida a partir de estudos da literatura, comparada ao presente estudo.

As diferenças em valores absolutos entre os resultados reportados na literatura daqueles apresentados no presente estudo podem estar relacionadas a diversos fatores: (a) diferenças antropométricas entre as amostras, (b) diferença no estado do tecido (*in vitro* ou *in vivo*), (c) forma de obtenção das imagens radiográficas, dinâmicas ou estáticas, (d) amplitude de movimento do gesto realizado, (e) equacionamento matemático diferente para o cálculo da distância perpendicular do ligamento patelar.

A normalização da distância perpendicular do ligamento patelar por um dado antropométrico é utilizada em alguns estudos como forma de ajustar este parâmetro para cada indivíduo. Visser et al. (1990) formularam equações de regressão para a distância perpendicular de músculos atuantes na articulação do joelho (com exceção da distância perpendicular do ligamento patelar), como percentual do comprimento da tíbia (distância entre o maléolo medial e o côndilo femoral medial). Krevolin et al. (2004) calculando a distância perpendicular do ligamento patelar a partir da determinação do centro de rotação

tibiofemoral pelo método do ponto de contato em 3-D, normalizaram seus dados pelo diâmetro do joelho (distância bicondilar).

Bufford et al. (1997) não encontraram correlação significativa entre diferentes medidas antropométricas do segmento inferior e a distância perpendicular do ligamento patelar. Tsaopoulos et al. (*in press*) correlacionaram diferentes medidas antropométricas com a distância perpendicular do ligamento patelar, calculada a partir de duas metodologias diferentes para a determinação do centro de rotação tibiofemoral: método do ponto de contato entre fêmur e tíbia, e intersecção dos ligamentos cruzados. A partir desse estudo, observou-se correlação significativa apenas entre a medida da circunferência do joelho e a distância perpendicular do ligamento patelar calculada a partir do centro de rotação pelo método do ponto de contato.

A primeira diferença pode estar relacionada ao tipo de análise que foi realizada (estática ou dinâmica). A maior parte dos estudos obteve seus resultados a partir de análise estática de imagens de raios X (SMIDT, 1973; VISSER et al., 1990; HERZOG & READ, 1993) e por ressonância nuclear magnética (GILL & O'CONNOR, 1996; LU & O'CONNOR, 1996; WRETENBERG et al, 1996.). A posição relativa das estruturas ósseas é diferente entre situações estáticas e dinâmicas. Em situações estáticas, a articulação é mantida em uma determinada posição angular sem atividade muscular. Já em situações dinâmicas, a movimentação ativa do joelho, devido à atividade muscular, promove movimentos de translação e rotação da tíbia em relação aos côndilos femorais. Esta movimentação é influenciada diretamente pela atividade muscular.

Outro fator que pode afetar a comparação entre os métodos é a resistência imposta durante a realização da extensão do joelho. Grood et al. (1984) encontraram diferença nos valores de distância perpendicular do ligamento patelar obtidos nas situações sem carga e com carga, havendo maior variação da distância perpendicular em situações com carga. Entre os estudos apresentados nesta seção, os reportados por Baltzopoulos (1995) e Kellis & Baltzopoulos (1999), realizaram a medida da distância perpendicular do ligamento patelar impondo maior resistência à realização do exercício do que apenas a resistência do segmento perna-pé. Apesar disso, não foram observadas diferenças no comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar entre esses estudos com o presente estudo.

A partir das análises realizadas, pode-se observar que o resultado do presente estudo, para o parâmetro distância perpendicular do ligamento patelar, corrobora com os dados apresentados na literatura.

#### 5.4 Distância Perpendicular Efetiva

Conhecendo a característica mecânica que envolve a articulação do joelho e considerando que o tendão do quadríceps é influenciado por dois centros de rotação distintos, é necessário utilizar uma distância perpendicular que represente a relação entre estes dois centros de rotação para o cálculo da força do quadríceps. Por essa razão, o presente estudo determinou a distância perpendicular efetiva, obtida a partir do produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao centro de rotação tibiofemoral) e a distância perpendicular do quadríceps (em relação ao centro de rotação patelofemoral), dividido pela distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao centro de rotação patelofemoral).

A vantagem do uso do conceito de distância perpendicular efetiva está na possibilidade de calcular a força resultante da musculatura extensora do joelho, ao longo da amplitude articular, com base apenas no conhecimento do torque externo. Por se tratar de uma articulação com dois eixos de rotação, a transmissão da força desde o músculo até a estrutura óssea final (tíbia) se faz através de variações nas linhas de ação das forças envolvidas (especificamente, entre o tendão do músculo quadríceps e o tendão patelar), e de sua respectiva distância a cada um dos centros de rotação. A patela, por seu papel de alterar a linha de ação da força muscular, poderia ser considerada como uma polia, mas com característica assimétrica.

Yamaguchi & Zajac (1989) calcularam a distância efetiva a partir do produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar (distância perpendicular da linha de ação do ligamento em relação ao centro de rotação tibiofemoral a partir do método do ponto de contato) e a razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Seus resultados apresentam um comportamento crescente da distância perpendicular efetiva entre os ângulos de 90 e 20 graus de flexão do joelho (distância perpendicular, neste trecho, varia 26 mm) e decrescente a partir dos 20 graus de flexão do joelho até a extensão máxima (variação de 11 mm). Gill & O'Connor (1996), utilizando o mesmo método para determinação da distância efetiva adotado por Yamaguchi & Zajac (1989), obtiveram um comportamento crescente da distância perpendicular efetiva à medida que ocorria a extensão do joelho, encontrando uma variação total desta variável de 32 mm.

Grood et al. (1984), determinaram a distância perpendicular efetiva da mesma forma que foi obtida no presente estudo (razão entre o produto da distância perpendicular do

ligamento patelar em relação ao centro de rotação tibiofemoral – método ponto de contato – pela distância perpendicular do quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral – menor distância entre fêmur e patela – e a distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral). Seus resultados são apresentados em uma amplitude de 0 a 80 graus de flexão do joelho. Dessa forma, partindo de 80 graus, a distância perpendicular efetiva assume um comportamento crescente até os 24 graus de flexão do joelho. A partir desta angulação até a extensão total do joelho, a distância decresce.

Chow et al. (2006), utilizando o mesmo cálculo de distância perpendicular efetiva adotada pelo estudo de Grood et al. (1984), nos ângulos de 25, 40, 55, 70 e 85 graus de flexão do joelho, observaram nos primeiros 15 graus de extensão de joelho (entre 85 e 70 graus de flexão), um comportamento constante da distância perpendicular efetiva apresentando, no restante do movimento, um comportamento crescente.

O Gráfico 27 apresenta o comportamento da distância perpendicular efetiva obtido pelos estudos de Grood et al. (1984), Yamaguchi & Zajac (1989) e Gill & O'Connor (1996), Chow et al. (2006) e pelo presente estudo (Bernardes, 2007).

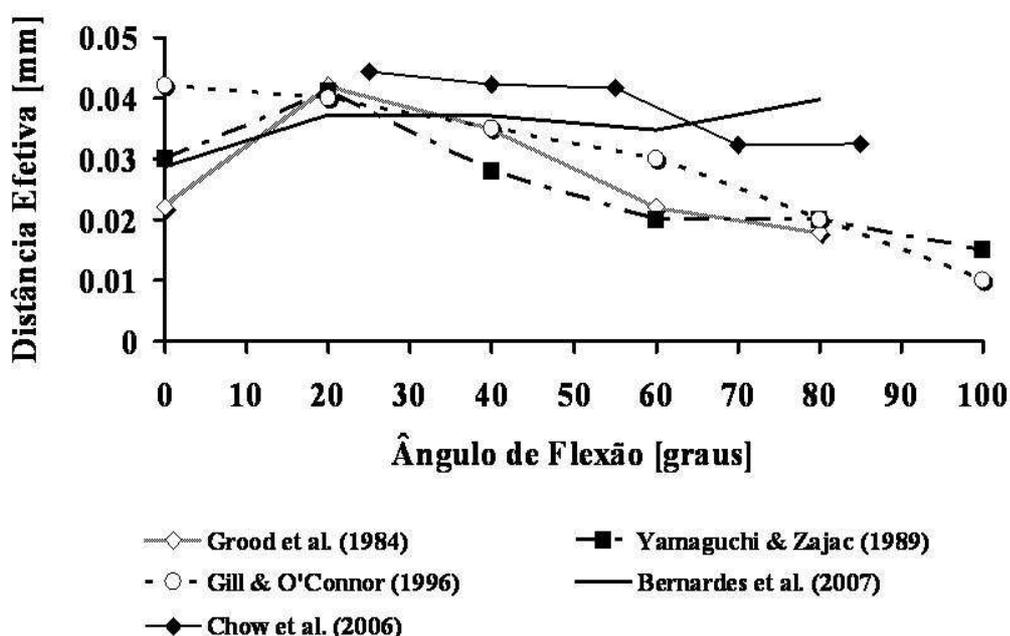


Gráfico 27 – Distância perpendicular efetiva obtida a partir de estudos da literatura, comparada ao presente estudo.

A partir do presente estudo, pode-se observar que, partindo de 90 graus de flexão do joelho, há um decréscimo da distância perpendicular efetiva até, aproximadamente, 60 graus

de flexão, aumentando, em seguida, entre 60 e 40 graus. A partir daí, mantém um platô, entre 40 e 20 graus, e volta a decrescer até a extensão total do joelho. Comparando o presente estudo com a literatura, observa-se concordância entre os resultados a partir dos 60 graus de flexão do joelho até a extensão total (Figura 9, p. 82).

### **5.5 Forças atuantes sobre a patela: força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral**

O mecanismo extensor do joelho deve conciliar duas funções para o seu funcionamento: estabilidade, dada através dos ligamentos, músculos e cartilagem, e mobilidade, oferecida pela soma de funções de todas estas estruturas (KAPANDJI, 2000). As lesões nessas estruturas são bastante comuns e na maioria das vezes são causadas pelos maiores torques desenvolvidos pelas forças que atuam sobre os longos braços de alavanca do fêmur e da tíbia (KAPANDJI, 2000; SMITH et al., 1997).

Durante a realização de atividades motoras dinâmicas, a magnitude das forças musculares que atuam em uma determinada articulação afeta diretamente a magnitude das forças de reação articulares (NORDIN & FRANKEL, 1980). Mesmo durante a execução de atividades normais, as superfícies articulares do joelho suportam forças que excedem o peso corporal, estando sujeitas a microtraumas e alterações degenerativas (HEHNE, 1990).

Durante um exercício de extensão de joelho, no plano sagital, a articulação patelofemoral, é influenciada pela contração do quadríceps (vetor de força dirigida superiormente) e pela estabilização do ligamento patelar (vetor de força dirigido inferiormente) resultando em um vetor de força dirigido posteriormente e causando compressão patelofemoral. Essa força de contato é influenciada pelo ângulo de flexão do joelho e pela contração do quadríceps (ANDREWS et al., 2000).

No entanto, a tentativa de avaliar as forças articulares e musculares na prática diária, encontra parâmetros insuficientes para a obtenção de dados quantitativos relacionados à força muscular exigida para a realização de uma atividade ou à quantidade de carga a qual a articulação está sendo submetida. Sendo assim, a construção de modelos biomecânicos representativos das articulações humanas vem sendo abordada, com a finalidade de estimar o efeito das forças externas nas estruturas internas do corpo, utilizando-se de procedimentos analíticos indiretos (não-invasivos) (COLLINS, 1995).

De acordo com os resultados do presente estudo, foi obtido o comportamento da força do ligamento patelar, do músculo quadríceps e de contato patelofemoral, para 25 indivíduos saudáveis, observando-se forte correlação das variáveis do estudo com o ângulo de flexão do joelho.

Apesar da grande diversidade metodológica para a determinação da força do ligamento patelar, da força do músculo quadríceps e da força de contato patelofemoral, serão apresentados os dados obtidos a partir de alguns referenciais bibliográficos na tentativa de estabelecer algumas comparações entre os estudos.

Reilly & Martens (1972), foram um dos primeiros autores a proporem um método para a determinação da força de contato patelofemoral. Os autores determinaram a magnitude da força de contato patelofemoral durante diversas atividades dinâmicas: extensão do joelho, subida de escadas, caminhada e agachamento profundo. A determinação da força de contato patelofemoral durante a extensão do joelho foi puramente matemática, calculada a partir de solução teórica com base em diagramas de corpo livre, enquanto nas demais situações a resolução matemática foi realizada a partir de dados obtidos experimentalmente. A força de contato patelofemoral foi determinada a partir de análises estáticas, considerando a *FLP* igual à *FQ* e utilizando uma bota de 9Kg como carga externa. Especificamente analisando o exercício de extensão de joelho, os autores encontraram um comportamento crescente da magnitude da força do quadríceps ao longo da extensão do joelho, assumindo valores de aproximadamente, 1000N a 0 grau de flexão do joelho. Para a *FCPF*, seus resultados apontam para um comportamento crescente nas amplitudes de movimento compreendidas entre 90° e 30° de flexão de joelho, atingindo um valor máximo de 1400N e decrescente, nas amplitudes compreendidas entre 30° até a extensão máxima do joelho.

Para Ellis et al. (1980) e Huberti et al. (1984), o método de Reilly & Martens (1972) não pode ser aplicado em virtude destes, assumirem que as forças do quadríceps e do ligamento patelar são iguais. Além disso, assumiram que a direção do tendão do quadríceps em relação ao fêmur se manteve constante durante a variação do ângulo de flexão. Van Eijden et al. (1985), verificaram que esta suposição está incorreta ao determinarem a orientação dos componentes do mecanismo extensor do joelho, a partir de radiografias estáticas de 10 cadáveres durante 120° de amplitude de flexão, e que os valores de força patelofemoral determinados por esse método estão superestimados.

Dessa forma, Van Eijden et al. (1985) determinaram que a força produzida pelo músculo quadríceps é transferida para a tíbia através do ligamento patelar. Assim, conforme varia a orientação do ligamento patelar durante a flexão, a magnitude e direção de suas

componentes também variam. Como o cálculo da força de compressão patelofemoral é dependente da força do ligamento patelar, esta definição torna seu resultado mais representativo da realidade.

Buff et al. (1988), a partir da realização de mensuração direta da FLP e do músculo quadríceps em cadáveres e da simulação de um exercício de extensão do joelho, sem o implemento de carga externa, utilizando uma peça óssea de menor peso comparado ao segmento perna-pé, calcularam a FCPF a partir da equação de Maquet (1976). Os comportamentos da FLP e da FQ apresentaram-se crescente à medida que o joelho é estendido, alcançando um pico de, aproximadamente, 160N, para ambos, ao final da amplitude de extensão do joelho. A FCPF apresentou um comportamento crescente nas amplitudes de movimento compreendidas entre 90° e 60° de flexão de joelho, atingindo um valor máximo aproximado de 65N, e decrescente entre 60° até a extensão máxima.

Scott & Winter (1990), desenvolveram um modelo matemático para prever magnitude e o instante de ocorrência das cargas sobre os tecidos dos locais mais comuns de lesão em corredores. A articulação patelofemoral é um local comum de lesão e dor em corredores, contabilizando cerca de 62% das lesões de joelho em ambiente clínico. A complexidade da articulação patelofemoral exige considerações especiais para o modelamento da trajetória patelar, das linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Dessa forma, utilizou-se dos dados de White et al. (1989) para a determinação das origens e inserções musculares e da tuberosidade anterior da tíbia. Da mesma forma, os dados de posição da patela com relação ao fêmur e à tíbia ao longo dos ângulos de flexão, dados de comprimento do ligamento patelar e da variação do ângulo entre a tíbia e o ligamento patelar foram retirados dos estudos de Van Eijden et al (1985). A suposição de igualdade entre as forças do quadríceps e do ligamento patelar tem sido questionada na literatura (VAN EIJDEN et al 1985). Os autores relatam que conforme varia o contato entre patela e fêmur, a patela atua ora como uma roldana, e ora como uma alavanca, modificando a relação das forças que atuam sobre ela. Assim, este autor verificou a variação da relação de força quadríceps/ligamento patelar ao longo do ângulo de flexão. Isso ocorre, pois conforme varia o contato (área) entre patela e fêmur, altera a atuação da patela como alavanca, mudando a relação de força.

A fim de analisar comparativamente a execução de exercícios de leg press e extensão de joelho, Steinkamp et al. (1993) calcularam os valores de momento do joelho, força de contato patelofemoral e a pressão patelofemoral (força de contato/área) para cada indivíduo em quatro ângulos diferentes (0°, 30°, 60° e 90°) de execução dos exercícios. No entanto, as

análises foram estáticas em cada ângulo e não foram utilizadas informações radiográficas ou cinemáticas para a determinação dos parâmetros de análise. O modelo apresentado pelos autores é composto de equações para os cálculos da força do quadríceps, de contato patelofemoral, e de pressão patelofemoral. A força do quadríceps, a força de contato patelofemoral e a pressão patelofemoral foram determinadas nos ângulos de flexão de 0°, 30°, 60° e 90°, para ambos os exercícios. Como resultados obtiveram que os três parâmetros avaliados foram significativamente maiores no exercício de extensão de joelho para 0° e 30° de flexão de joelho. Para 60° e 90° de flexão de joelho, os três parâmetros foram significativamente maiores no exercício de leg press. A intersecção dos valores de pressão patelofemoral para ambos os exercícios aconteceu aos 48° de flexão de joelho.

Hefzy & Yang (1993), desenvolveram um modelo tridimensional para determinar a variação das forças de contato patelofemorais em função do ângulo de flexão do joelho. A articulação é idealizada como dois corpos rígidos, onde o fêmur é assumido como fixo e a patela movimentando-se livremente sobre este. O modelo utiliza seis equações de equilíbrio e onze de restrição, totalizando uma análise de 17 equações não-lineares a 17 variáveis. Os dados experimentais necessários para os cálculos no modelo (geometria da superfície e movimentos) foram obtidos do membro inferior esquerdo de um cadáver. Os dados relativos ao movimento foram obtidos durante a simulação de exercícios de extensão do joelho, e consistem basicamente na posição da patela em relação ao fêmur em diferentes amplitudes angulares do joelho. Os dados geométricos incluem a digitalização da superfície distal do fêmur e a superfície posterior da patela. A comparação de seus dados com a literatura demonstrou semelhança entre as conclusões. Os cálculos do modelo mostraram que, durante a simulação de exercícios de extensão de joelho, verificaram que a força de contato patelofemoral aumenta com a flexão do joelho.

Segundo Hasler et al. (1996), diversos modelos da articulação patelofemoral são utilizados para determinar a força de contato patelofemoral em função do ângulo de flexão, entretanto, estas medidas ainda não foram comparadas com medidas diretamente em uma articulação íntacta nas quais as forças de contato são produzidas pela contração ativa do quadríceps. Dessa forma, seu estudo objetiva comparar os resultados obtidos a partir de um modelo matemático de predição com as forças correspondentes determinadas experimentalmente em gatos adultos. Os valores das forças de contato patelofemorais foram comparados em diferentes situações de sobrecarga em três ângulos, utilizando-se análise de regressão linear. Os coeficientes de regressão variaram de 0,94 a 0,95, indicando que ambos

métodos são capazes de quantificar com acurácia, as variações nas forças de contato da articulação patelofemoral de gatos, quando submetida a diferentes cargas.

Hsu et al. (1996), com a finalidade de investigar experimentalmente o efeito da espessura da patela na cinemática patelar e na força de contato patelofemoral, avaliaram 7 cadáveres, sem história de lesão do joelho, durante o movimento passivo contínuo de flexão do joelho (de 0 à 105 graus). Foi imposta uma carga total de 75N ao tendão do músculo quadríceps. A força de contato patelofemoral, especificamente, foi avaliada a partir de um transdutor uniaxial de força em quatro situações: patela íntegra, espessura patelar normal após artroplastia total do joelho, modelo patelar com aumento da espessura da patela em 2mm e modelo patelar com redução de 2mm na espessura da patela. Analisando a força de contato patelofemoral na situação em que a patela encontrava-se íntegra, observou-se um comportamento decrescente conforme ocorre a extensão do joelho.

Com a finalidade de mensurar a força de contato patelofemoral e a força do quadríceps, Singerman et al. (1999) avaliaram 7 cadáveres, sem história de lesão e deformidade prévia, por meio de um transdutor de força na articulação patelofemoral (que permitia a mensuração dos componentes infero-superior, medio-lateral, ântero-posterior) e de uma célula de carga, respectivamente. Foi analisado o movimento passivo de flexão-extensão de joelho através da simulação do exercício de agachamento. A força de contato e do quadríceps foram avaliadas, inicialmente, na situação em que a articulação patelofemoral apresentava a cartilagem articular normal. Em seguida, as forças foram avaliadas estando a articulação submetida à artroplastia total do joelho, com e sem substituição da patela. Na análise da articulação íntegra, os autores encontraram um comportamento decrescente da força do quadríceps e da força de contato patelofemoral, à medida que ocorre a extensão do joelho.

Cohen et al.(2001), realizaram simulações computadorizadas de exercícios de extensão de joelho sem carga e com cargas externas de 25 e 100N, utilizando modelos tridimensionais desenvolvidos a partir de peças ósseas de cadáveres. Os autores identificaram um comportamento crescente dos valores de força do quadríceps durante a realização do exercício de extensão do joelho sem carga externa, alcançando um pico de 190N. Analisando a força de contato patelofemoral, encontraram um comportamento crescente entre 90 e 60 graus de flexão do joelho, apresentando seu máximo valor de 150N, e decrescente entre 60 e 0 graus de flexão.

Mesfar et al. (2005), a partir de um modelo tridimensional incorporando as articulações tibiofemoral e patelofemoral do joelho, investigaram a mecânica articular do

movimento de flexão do joelho (0 à 90 graus), sobre diferentes forças do quadríceps (3N, 137N e 411N) obtidas por meio da contribuição das porções de vasto medial oblíquo, vasto lateral e da razão entre o reto femoral e vasto intermédio. A partir dos resultados obtidos para a força do ligamento patelar, analisando o movimento partindo da flexão de 90 graus até a extensão completa, como no presente estudo, observa-se um comportamento crescente desta variável, para forças de quadríceps de 411N e 137N. Quando a força do quadríceps é de 3N, observa-se um comportamento constante da força do ligamento patelar. Analisando os resultados obtidos para a força de contato patelofemoral, observou-se um comportamento decrescente desta variável, à medida que ocorre a extensão do joelho, para forças de quadríceps de 137N e 411N.

Para facilitar a comparação entre os estudos descritos anteriormente, as Tabelas 18, 19 e 20 apresentam, de forma resumida, o comportamento e magnitude da força do ligamento patelar, do músculo quadríceps e de contato patelofemoral, respectivamente.

**Tabela 18 – Determinação da força do ligamento patelar a partir dos dados reportados na literatura, apresentando metodologia, comportamento e magnitude dessa variável.**

Autores	Metodologia	Comportamento	Magnitude
Buff et al. (1988)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 20N (90 graus) Máximo: 160N (0 grau)
Mesfar et al. (2005)	Modelo 3D	Crescente (entre 90 e 10 graus); decrescente (entre 10 e 0 grau).	Mínimo: 48N (90 graus) Máximo: 130N (10 graus)
<i>Bernardes</i> (2007)	<i>In vivo</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 20N (90 graus) Máximo: 180N (0 grau)

**Tabela 19 – Determinação da força do músculo quadríceps a partir dos dados reportados na literatura, apresentado metodologia, comportamento e magnitude dessa variável.**

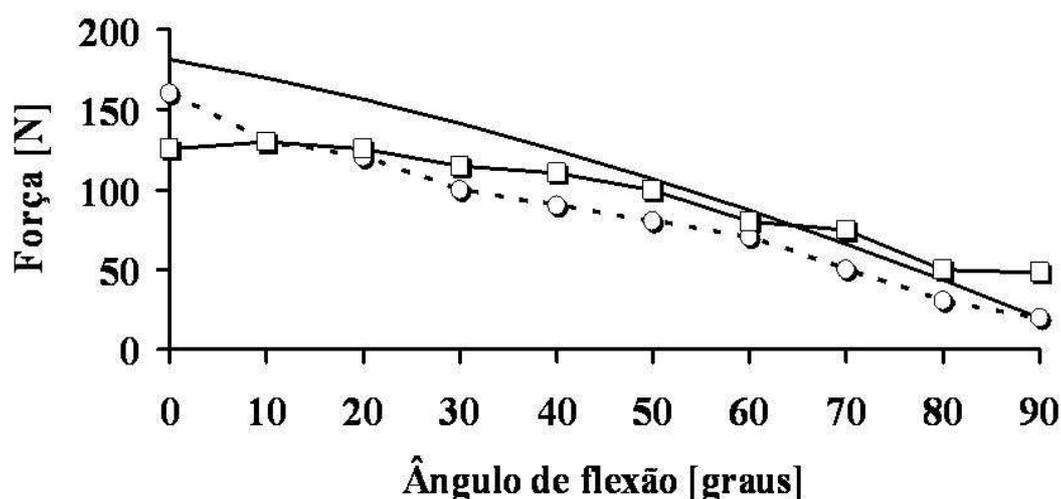
Autores	Metodologia	Comportamento	Magnitude
Reilly & Martens (1972)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Máximo: 1000N (0 grau)
Buff et al. (1988)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 19N (90 graus) Máximo: 160N (0 grau)
Cohen et al.	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 60N (90 graus)

(2001)		grau)	Máximo: 190N (0 grau)
<i>Bernardes</i> (2007)	<i>In vivo</i>	Crescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 19N (90 graus) Máximo: 195N (0 grau)

**Tabela 20 – Determinação da força de contato patelofemoral a partir dos dados reportados na literatura, apresentado metodologia, comportamento e magnitude dessa variável.**

Autores	Metodologia	Comportamento	Magnitude
Reilly & Martens (1972)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 30 graus); decrescente (entre 30 e 0 grau).	Mínimo: 0N (90 graus) Máximo: 1400N (30 grau)
Buff et al. (1988)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 60 graus); decrescente (entre 60 e 0 grau).	Mínimo: 0N (90 graus) Máximo: 65N (60 graus)
Hefzy & Yang (1993)	Modelo 3D	Decrescente (entre 90 e 0 grau)	---- X----
Hsu et al. (1996)	<i>In vitro</i>	Decrescente (entre 90 e 0 grau).	Mínimo: 0N (0 grau) Máximo: 44N (90 graus)
Cohen et al. (2001)	<i>In vitro</i>	Crescente (entre 90 e 60 graus); decrescente (entre 60 e 20 graus)	Mínimo: 100N (90 e 20 graus) Máximo: 150N (60 graus)
Mesfar et al. (2005)	Modelo 3D	Decrescente (entre 90 e 0 grau)	Mínimo: 60N (0 grau) Máximo: 150 N (90 graus)
<i>Bernardes</i> (2007)	<i>In vivo</i>	Crescente (entre 90 e 45 grau); decrescente (entre 45 e 0 grau)	Mínimo: 30N (90 graus) Máximo: 123N (45 graus)

O Gráfico 28 apresenta o comportamento gráfico da força do ligamento patelar obtido a partir dos estudos reportados por Buff et al. (1988) e Mesfar et al. (2005) e pelo presente estudo.



- ○ - Buff et al (1988)    - □ - Mesfar et al. (2005) - 137N    — Bernardes et al. (2007)

Gráfico 28 – Comportamento da força do ligamento patelar a partir de estudos descritos na literatura (Buff et al., 1988; Mesfar et al., 2005) e do presente estudo (Bernardes, 2007).

Analisando, comparativamente, o comportamento da força do ligamento patelar a partir dos estudos de Buff et al., 1988 e Mesfar et al., 2005, observa-se concordância entre os resultados para a variável analisada. No que diz respeito à magnitude das forças, observam-se diferenças entre os estudos. Estas diferenças podem estar relacionadas às cargas externas aplicadas pelos estudos (neste estudo, o peso do segmento perna+pé, no estudo de Buff et al.[13], uma peça óssea de cadáver composta pelo terço proximal da tíbia e no estudo de Mesfar et al., 2005, variações nas cargas impostas ao tendão quadriciptal, especificamente no resultados apresentado acima, de 137N), pelo tipo de contração solicitado para a realização do exercício (contração ativa e contínua do quadríceps, neste estudo, ou simulações de movimento e movimentação passiva, nos estudos de Buff et al., 1988 e Mesfar et al., 2005) ou os dois fatores associados.

O Gráfico 29 apresenta o comportamento gráfico da força do músculo quadríceps obtido a partir dos estudos reportados por Buff et al. (1988), Cohen et al. (2001) e pelo presente estudo.

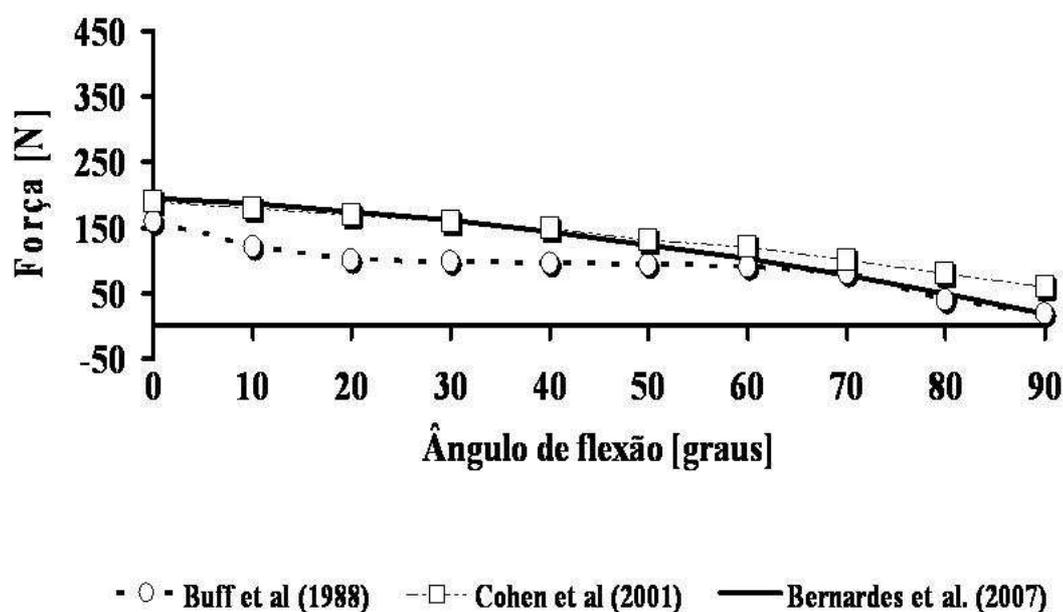


Gráfico 29 – Comportamento da força do músculo quadríceps a partir de estudos descritos na literatura (Buff et al., 1988; Cohen et al., 2001) e do presente estudo (Bernardes, 2007).

A partir da comparação dos resultados obtidos a partir dos estudos, observa-se que o presente estudo corrobora com o estudo de Cohen et al. (2001), tanto no comportamento, quanto na magnitude da força do quadríceps, e com o estudo de Buff et al. (1998), em relação ao comportamento da força. Buff et al. (1988) relatam que a resistência aplicada à tibia durante a execução do experimento foi menor que o peso segmento perna-pé, o que poderia explicar os valores subestimados desse estudo.

O Gráfico 30 apresenta o comportamento gráfico da força de contato patelofemoral obtido a partir dos estudos reportados por Buff et al. (1988), Hsu et al. (1996), Cohen et al. (2005), Mesfar et al. (2005) e pelo presente estudo. O Gráfico 31 apresenta, separado dos demais, a força de contato patelofemoral a partir do estudo de Reilly & Martens (1972), devido às altas magnitudes obtidas para a variável analisada.

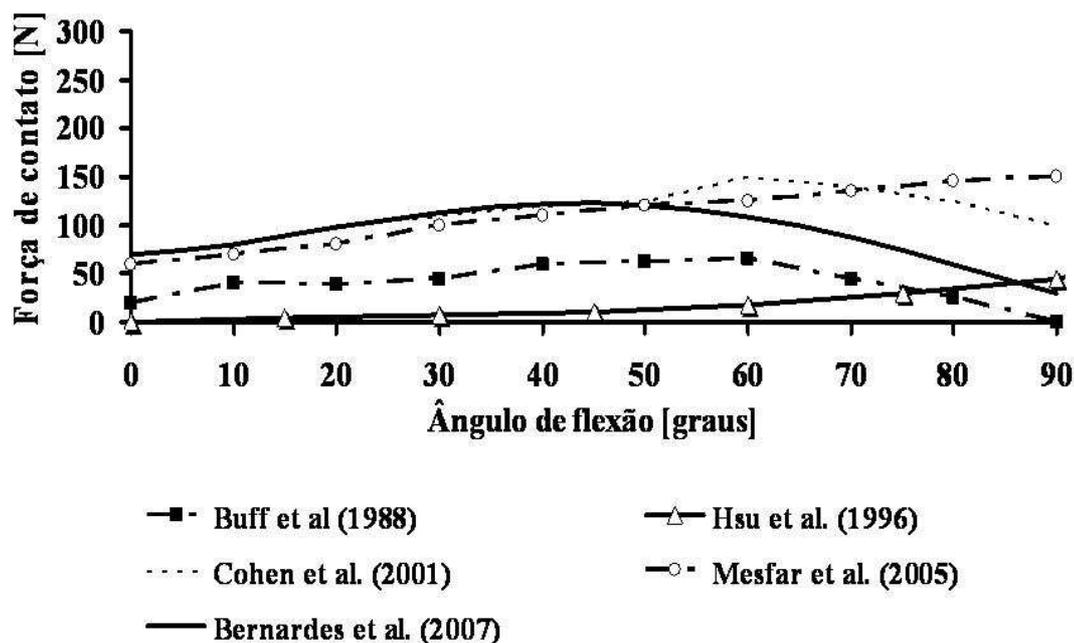


Gráfico 30 – Comportamento da força de contato patelofemoral a partir de estudos descritos na literatura (Buff et al., 1988; Hsu et al., 1996; Cohen et al., 2001; Mesfar et al., 2005) e do presente estudo (Bernardes, 2007).

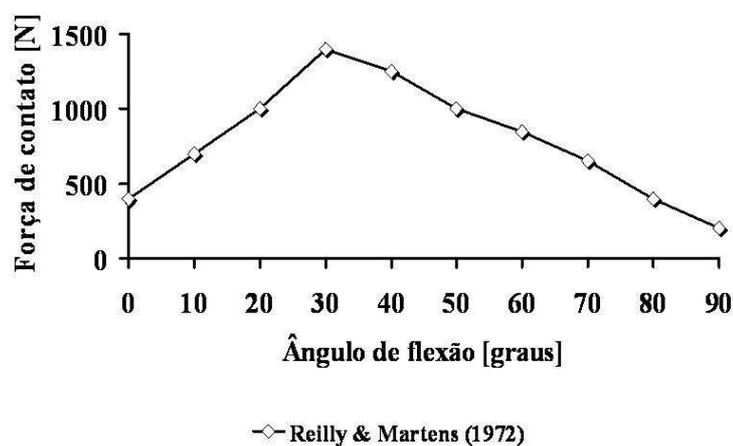


Gráfico 31 – Comportamento da força de contato patelofemoral a partir do estudo de Reilly & Martens (1972).

Apesar da divergência metodológica, comparando os resultados obtidos pelos estudos reportados na literatura com o presente estudo, observa-se um comportamento similar da força de contato patelofemoral entre o estudo proposto por Buff et al. (1988), por Cohen et al. (2001) e por Reilly & Martens (1972) com o presente estudo, caracterizando-se por uma curva

ascendente nos primeiros graus de extensão do joelho (partindo da flexão de 90 graus) e descendente do meio para o final do exercício.

Analisando a força de contato patelofemoral para os estudos de Hsu et al. (1996) e Mesfar et al. (2005), observa-se um comportamento descendente desta variável ao longo do exercício de extensão do joelho, corroborando com o presente estudo apenas nos últimos 45 graus de extensão do joelho. Estas diferenças provavelmente devem-se à forma de determinação do centro de rotação patelofemoral entre os estudos comparados. Este parâmetro influencia diretamente a obtenção da distância perpendicular efetiva e subseqüentemente a força do músculo quadríceps, resultando em diferenças no comportamento da força de contato patelofemoral.

### **5.6 Razão entre Força do Ligamento Patelar e Força do Músculo Quadríceps**

Partindo do pressuposto de que a força do quadríceps é diferente da força do ligamento patelar, o que já se tornou explícito a partir das diferenças entre as distâncias perpendiculares do ligamento patelar e efetiva, a análise da razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps é uma forma de avaliar como se comporta esta diferença.

Analisar a razão entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps, ao longo da flexão do joelho, permite compreender a interação entre as forças e avaliar o percentual da força do quadríceps que é transmitida ao ligamento patelar durante a realização do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

Apesar de obtermos valores absolutos médios representando a magnitude das forças para o grupo analisado, parece difícil analisá-las como valores genéricos, devido à individualidade da amostra no que diz respeito à variação do torque de resistência do segmento perna-pé entre os indivíduos. Dessa forma, estudar a razão entre as forças neutraliza esta variação e permite identificar em que proporção varia a magnitude da força do ligamento patelar em relação à força do quadríceps, fornecendo informações mais específicas com relação à magnitude das forças.

Os Gráficos 32 e 33 apresentam o comportamento da razão entre a força do ligamento patelar e a força do quadríceps a partir de estudos reportados na literatura e pelo presente estudo, a fim de facilitar a comparação entre os estudos que se propõem a esta análise.

Analisando os resultados obtidos pelo presente estudo, observa-se que nos ângulos compreendidos entre 90 e 84 graus, a força gerada pelo ligamento patelar é maior do que a

força do quadríceps. Dessa forma, para um mesmo torque de resistência do segmento perna-pé, diferentes forças são geradas pelas estruturas de ligamento patelar e quadríceps para iniciar o exercício de extensão de joelho, devido às diferenças das distâncias perpendiculares entre a linha de ação dessas forças e o centro de rotação tibiofemoral (distância perpendicular do ligamento patelar é menor do que a distância perpendicular do quadríceps). Aos 83 graus, a força produzida pelo quadríceps é igual à força do ligamento patelar, devido à igualdade da distância perpendicular do ligamento patelar e efetiva. A partir de 83 graus de flexão do joelho até a extensão máxima, a força do quadríceps é maior do que a força do ligamento patelar, devido ao desfavorecimento da distância perpendicular efetiva em relação à distância perpendicular do ligamento patelar. Cabe salientar, que a distância perpendicular efetiva é obtida a partir da relação entre as linhas de ação das forças do quadríceps e ligamento patelar em relação à dois centros de rotação, tibiofemoral e patelofemoral, tornando difícil a representação esquemática desta variação ao longo do movimento. Estes resultados permitem reforçar a concepção de que a patela atua com uma roldana assimétrica, capaz de modificar tanto direção quanto magnitude da força aplicada sobre uma determinada articulação.

Assim como o presente estudo, uma série de estudos, ao analisar a relação entre as forças do ligamento patelar e do quadríceps durante a extensão do joelho, conforme apresentado nos Gráficos 32 e 33, concordam que a força exercida pelo quadríceps difere daquela exercida pelo ligamento patelar (HUBERTI et al., 1984; VAN EIJDEN et al, 1986; AHMED et al, 1987; BUFF et al, 1988; YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989; HIROKAWA, 1991; HEFZY & YANG; 1993; GILL & O'CONNOR,1996; MILLER et al. 1997).

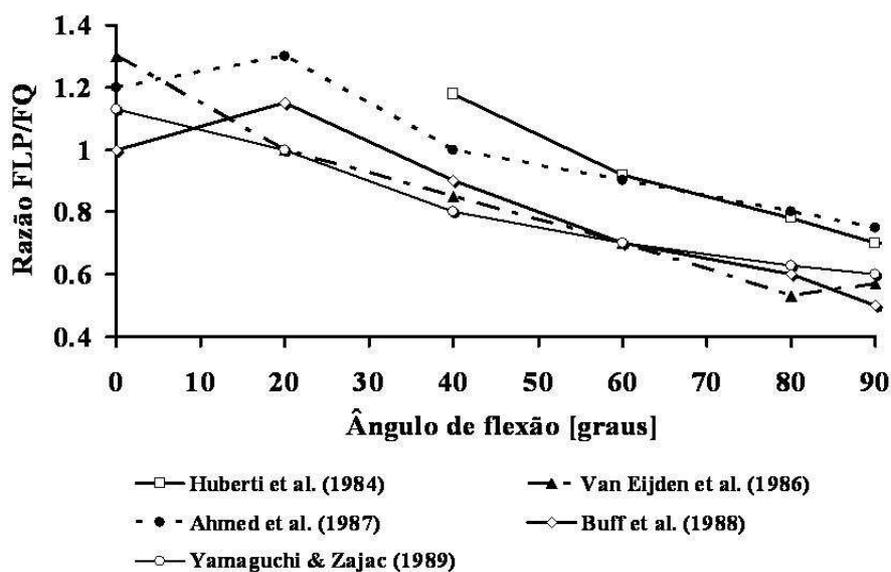


Gráfico 32 – Razão entre FLP e FQ, obtida a partir dos dados reportados na literatura nos estudos de Huberti et al. (1984), Van Eijden et al. (1986), Ahmed et al. (1987), Buff et al. (1988), Yamaguchi & Zajac (1989).

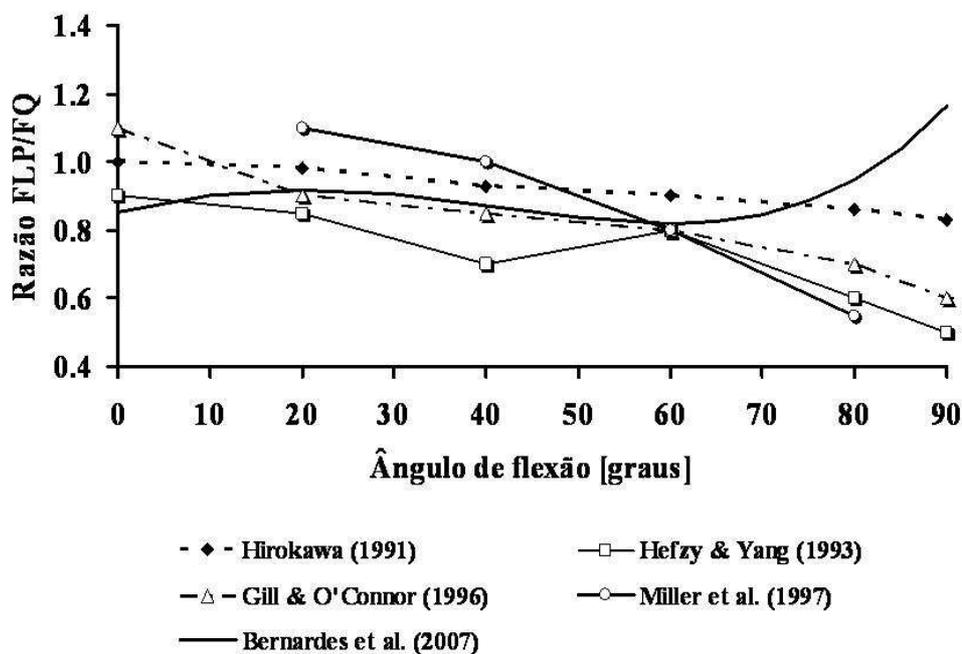


Gráfico 33 – Razão entre FLP e FQ, obtida a partir dos dados reportados na literatura nos estudos de Hirokawa (1984), Hefzy & Yang (1993), Gill & O'Connor (1996), Miller et al. (1997) e pelo presente estudo (Bernardes, 2007).

Comparando o resultado do presente estudo com aqueles reportados da literatura, não observa-se concordância entre o presente estudo com nenhum apresentado nos ângulos compreendidos entre 90 e 65 graus (em que observa-se um comportamento decrescente da razão no presente estudo e crescente nos demais estudos). Nos ângulos compreendidos entre 65 e 20 graus, observa-se similaridade entre os resultados do presente estudo e os demais estudos apresentados (observando-se um comportamento crescente da razão entre as forças), com exceção do estudo proposto por Hefzy & Yang (1993) (que apresenta um comportamento decrescente da razão). Analisando os ângulos compreendidos entre 20 graus de flexão de joelho até a extensão completa, observa-se concordância entre o presente estudo e os estudos de Ahmed et al. (1987), Buff et al. (1988) e Hirokawa (1991), em que a razão entre a força do ligamento patelar e a força do quadríceps apresenta um comportamento decrescente.

### **5.7 Razão entre Força de Contato Patelofemoral e Força do Músculo Quadríceps**

A mecânica articular do joelho também têm sido estudada a partir da análise da relação entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps. Dessa forma, alguns autores investigam a razão entre força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps, a fim de compreender a contribuição de cada componente para a manutenção do equilíbrio do sistema de forças que envolve a articulação patelofemoral (VAN EIJDEN et al., 1986; AHMED et al., 1987; BUFF et al., 1988; YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989; HIROKAWA, 1991; HEFZY & YANG, 1993; GILL & O'CONNOR, 1996; MILLER et al. 1997)

Com a finalidade de estabelecer uma análise comparativa, o Gráfico 34 apresenta a razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps obtida pelo presente estudo e nos estudos citados anteriormente.

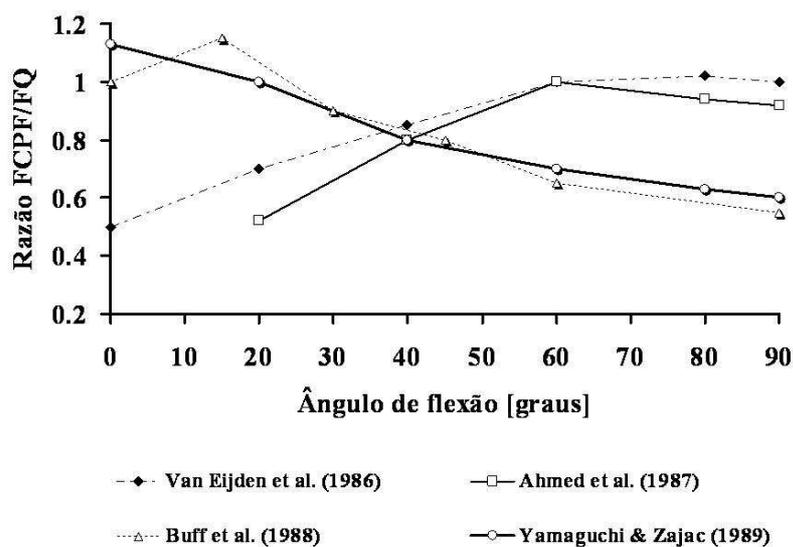


Gráfico 34 – Razão entre força de contato patelofemoral e força do quadríceps ( $F_C/F_Q$ ) durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados reportados da literatura: Van Eijden et al. (1986), Ahmed (1987), Buff et al. (1988), Yamaguchi & Zajac (1989).

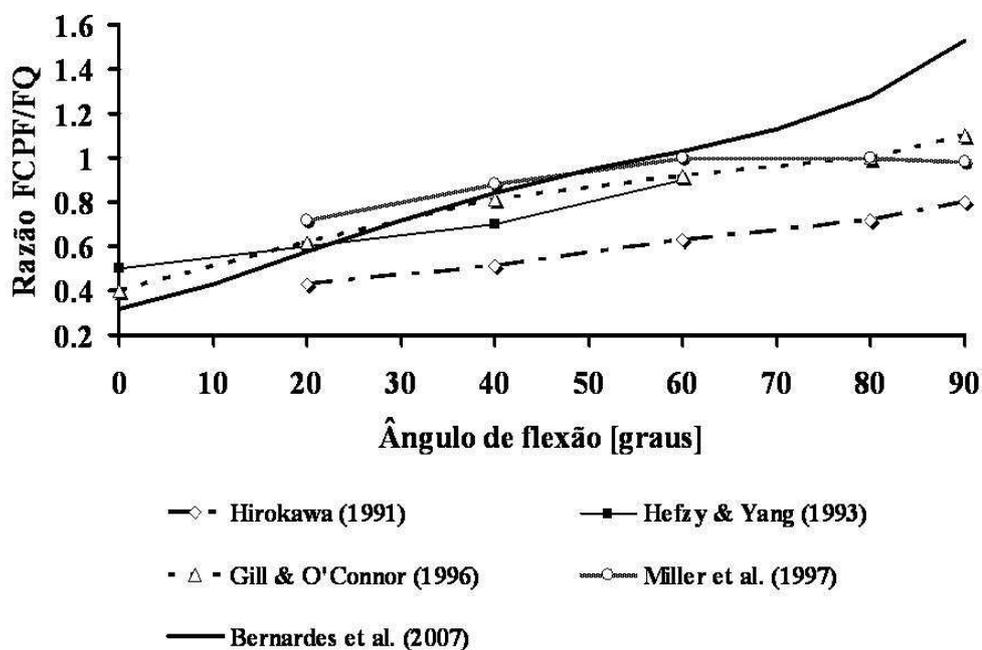
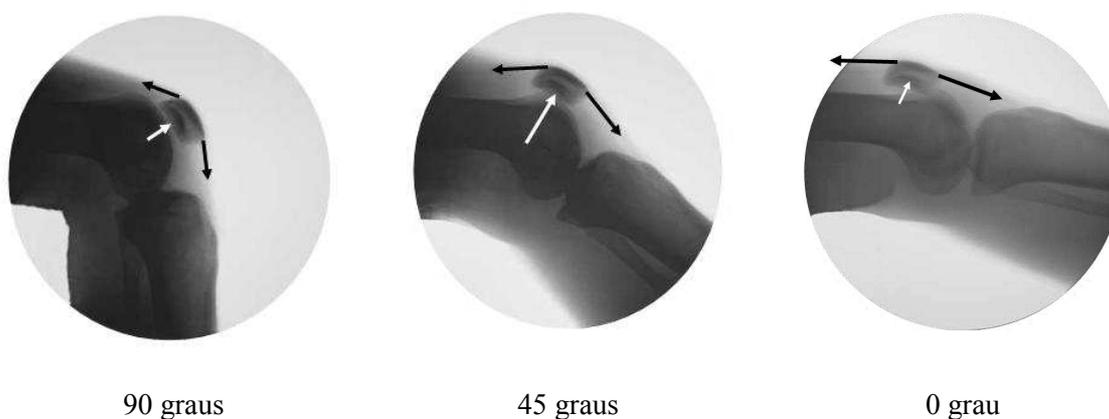


Gráfico 35 – Razão entre força de contato patelofemoral e força do quadríceps ( $F_C/F_Q$ ) durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados do presente estudo (Bernardes, 2007) e dados da literatura: Hirokawa (1991), Hefzy & Yang (1993), Gill & O'Connor (1996), Miller et al. (1997).

Dessa forma, analisando os resultados obtidos no presente estudo, observa-se que nos ângulos compreendidos entre 90 e 58 graus, a força de contato patelofemoral é maior do que a força do quadríceps. Aproximadamente aos 57 graus, a força de contato patelofemoral é igual à força do quadríceps. A partir de 56 graus de flexão do joelho até a extensão máxima, a força do quadríceps é maior do que a força de contato patelofemoral. Este comportamento indica que, conforme ocorre a extensão do joelho, a taxa de aumento da força do quadríceps supera a taxa de aumento da força de contato patelofemoral, acarretando uma decréscimo na magnitude da razão entre força de contato patelofemoral e a força do quadríceps.

Comparando o comportamento da razão entre a força de contato patelofemoral e a força do quadríceps apresentados no presente estudo, com os estudos reportados na literatura (graficamente apresentados nos Gráficos 34 e 35), observa-se que estes resultados corroboram com aqueles apresentados por Van Eijden et al. (1986), Hirokawa (1991), Hefzy & Yang (1993) e Gill & O'Connor (1996).

A análise do comportamento da relação entre a força do ligamento patelar, a força do músculo quadríceps e a força de contato patelofemoral pode ser realizada a partir da representação esquemática dessas forças atuando sobre a patela, por meio da resolução geométrica. Para que seja possível a compreensão da participação de cada uma das componentes nesse sistema, as forças que atuam sobre a patela, são representadas por vetores que indicam direção, sentido e magnitude. O comportamento desses vetores serão apresentados em três momentos do exercício de extensão do joelho: início (90 graus de flexão do joelho), meio (45 graus de flexão do joelho) e fim (0 grau de flexão do joelho) (Figura 37).



**Figura 37 – Desenho esquemático da posição e direção da força do ligamento patelar, da força do músculo quadríceps e da força de contato patelofemoral.**

A partir da representação esquemática, pode-se observar que no início do movimento (90 graus de flexão do joelho), o ângulo formado entre as forças FLP e FQ é próximo de 90 graus e a magnitude dessas forças é pequena. Por sua vez, a força de contato patelofemoral apresenta também pequena magnitude. Conforme o joelho é estendido, a patela passa a contornar os côndilos femorais, aumentando o ângulo entre FLP e FQ. Neste momento, ocorre um aumento das respectivas forças para manter o equilíbrio do sistema. Em, aproximadamente, 45 graus de flexão, 85 % da força gerada pelo músculo quadríceps é transmitida ao ligamento patelar, onde encontramos magnitudes de 115N para a força do ligamento patelar e 134 N para a força do quadríceps. Para manter o equilíbrio do sistema, neste momento, também ocorre um aumento da força de contato patelofemoral. Aproximando-se da extensão total do joelho, observa-se um aumento ainda maior do ângulo formado entre a força do ligamento patelar e a força do músculo quadríceps, e, conseqüentemente, um maior aumento da magnitude das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps, sendo que 93% da força do quadríceps é transmitida para o ligamento patelar, ou seja, quase toda a força do quadríceps é transmitida ao ligamento patelar. O alinhamento destas forças nesta amplitude articular associada ao posicionamento dos segmentos fêmur e tíbia são os principais responsáveis pela similaridade desta forças. Nesta perspectiva, as componentes perpendiculares as estruturas ósseas são minimizadas, resultando em baixos valores da força de contato patelofemoral.

## **5.8 Pressão**

À medida que o joelho flexiona ou estende, a pressão resultante da variação da força de contato patelofemoral juntamente com a variação da área de contato patelofemoral, é muito complexa e não necessariamente previsível (GRELSAMER et al., 2001). Devido às diferentes metodologias utilizadas para mensuração deste parâmetro, ainda não se tem um consenso quanto ao comportamento da pressão de contato patelofemoral.

A variação na área de contato entre a patela e o fêmur ao longo de determinado movimento está diretamente relacionado à força de contato patelofemoral. Dessa forma, a combinação entre uma força de contato patelofemoral cada vez maior e uma área de contato entre patela e fêmur cada vez menor gera grande magnitude da pressão patelofemoral. Estudos referentes à pressão patelofemoral versus o ângulo de flexão do joelho para atividades em cadeia cinética aberta e fechada apontam que, indivíduos com problemas no

mecanismo extensor estariam mais seguros ao realizar exercícios nos ângulos de 90° a 50° e de 10° a zero grau, para cadeia cinética aberta, e exercícios de 50° a zero grau, para cadeia cinética fechada (ANDREWS et al., 2000).

Reconhecendo a limitação do presente estudo quanto à determinação da área de contato patelofemoral, mas objetivando obter o comportamento da pressão patelofemoral ao longo do exercício de extensão do joelho, foram utilizados os dados de força de contato patelofemoral obtidos pelo presente estudo e dados reportados da literatura para área de contato patelofemoral.

Dessa forma, visando obter dados que se aproximassem do presente estudo, foi utilizada a área de contato patelofemoral do estudo de Salsich et al. (2003). Nesse estudo, a área de contato patelofemoral foi mensurada a partir de uma seqüência de imagens obtidas no plano axial a partir de ressonância nuclear magnética. A análise foi realizada *in vivo*, para 10 indivíduos sem dor na articulação do joelho, nos ângulos de 0, 20, 40 e 60 graus de flexão do joelho, sem carga externa, em duas situações: quadríceps relaxado e quadríceps contraído. O contato, nesse estudo, foi definido como a área de aproximação entre patela e fêmur, em que não é possível distinguir separação entre as bordas da cartilagem das duas superfícies articulares. Os dados utilizados no presente estudo foram referentes à área de contato obtida a partir da contração do quadríceps.

Os dados de área de contato reportados por Salsich et al. (2003) corroboram com achados de estudos *in vitro*, que realizam suas mensurações a partir de filmes sensíveis à pressão (Huberti, 1984; Hsu et al., 1996; Cohen et al., 2001) e de demais estudos *in vivo*, que restringem a avaliação da área de contato a poucos ângulos de flexão (Besier et al., 2005).

A partir dos resultados obtidos para pressão patelofemoral, pelo presente estudo, observa-se um comportamento crescente dos 60 graus de flexão do joelho até, aproximadamente, 15 graus de flexão do joelho, alcançando um pico de 0,53 MPa, e decrescente dos 15 graus à extensão completa, onde observa-se valores de pressão de 0,50 MPa. É importante ressaltar que os dados são apresentados em uma amplitude compreendida entre 0 e 60 graus de flexão do joelho. Isso se deve a uma limitação associada à utilização da área de contato a partir do estudo de Salsich et al. (2003).

Huberti et al. (1984) em estudo avaliando a distribuição de pressão em cadáveres, simulando um exercício de extensão do joelho em cadeia cinética aberta, obtiveram valores de pressão muito superiores aos do presente estudo, alcançando um pico de 4.0 MPa, e um comportamento também distinto, sendo decrescente ao longo da extensão do joelho. Esta diferença se deve ao fato de, apesar dos valores e do comportamento da área de contato serem

semelhantes, a força de contato obtida foi 10 vezes maior, comparado à força de contato determinada no presente estudo.

Em outro experimento, com cadáveres, simulando exercícios de extensão do joelho com diferentes cargas e, em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada, Cohen et al. (2001), obtiveram valores semelhantes aos do presente estudo, na situação de cadeia cinética aberta, sem carga. Os autores observaram um comportamento crescente da pressão patelofemoral ao longo do exercício de extensão do joelho, alcançando um pico em aproximadamente 30 graus de flexão, de cerca de 0,7 MPa, e um valor mínimo de 0,4 MPa próximo aos 90 graus de flexão do joelho.

Kdolsky et al. (2004) mensuraram o comportamento da pressão patelofemoral na superfície articular medial e lateral da patela, de joelhos não lesados. Para isso, avaliaram 5 cadáveres, por meio de filmes sensíveis à pressão. Seus resultados encontraram valores absolutos de pressão de 65000Pa e áreas de contato mensuradas entre 0.65 e 0.90 cm<sup>2</sup>. A pressão apresentou um comportamento decrescente para a superfície articular medial da patela e crescente para superfície articular lateral da patela, ao longo da extensão do joelho.

O comportamento gráfico da pressão patelofemoral obtida a partir do estudo de Cohen et al. (2001) é comparado ao obtido pelo presente estudo no Gráfico 36.

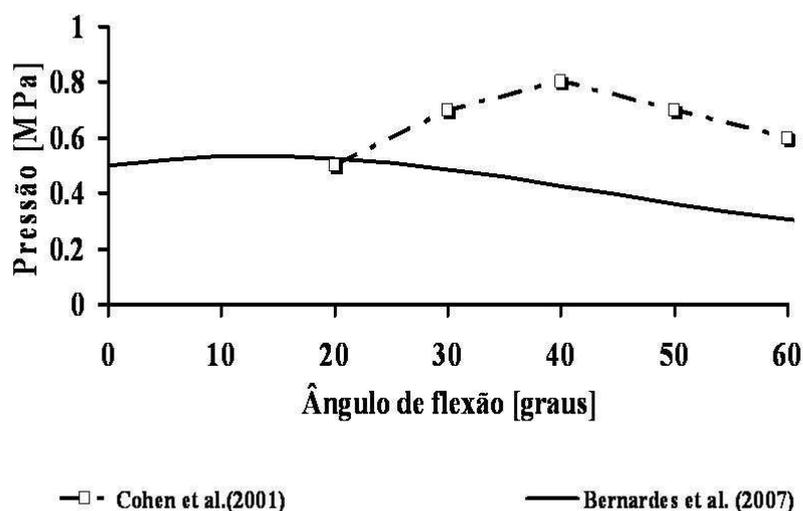


Gráfico 36 – Pressão patelofemoral a partir do estudo de Cohen et al., 2001 e do presente estudo (Bernardes, 2007).

Outros estudos avaliaram a pressão patelofemoral em diferentes atividades. Brechter et al. (2002), em estudo avaliando a pressão de contato *in vivo* durante a subida e descida de

degraus, obteve valores de pressão mais elevados, alcançando aproximadamente 7 MPa. Powers et al. (2004), em outro estudo *in vivo*, analisou a pressão de contato durante a marcha livre e rápida, e obteve também valores mais elevados que aos do presente estudo, alcançando 2,4 MPa na marcha livre e 3.7 MPa na marcha rápida. Esta magnitude superior dos valores destes estudos em relação ao presente trabalho se deve ao fato de que em cadeia cinética fechada a magnitude da força de contato é superior quando comparada à mesma em cadeia cinética aberta. Além disso, ambos os estudos utilizaram valores de distância perpendicular da literatura (VAN EIJDEN et al., 1986), para calcular a força de contato patelofemoral, diferentemente do presente estudo, onde os valores de distância perpendicular são próprios da amostra coletada.

O conhecimento da pressão patelofemoral permite a obtenção de informações referentes às condições da articulação, no que diz respeito a como as forças estão sendo distribuídas na articulação em questão. Além disso, a magnitude da pressão patelofemoral permite identificar se a articulação está sendo submetida a sobrecargas, e a análise em função do ângulo de flexão, em que amplitude de movimento a articulação é submetida à maior ou menor pressão patelofemoral. Segundo Torzilli et al. (1999), magnitudes de pressão acima de 15 MPa podem causar morte celular e ruptura da matriz de fibras de colágeno. Dessa forma, os valores de pressão obtidos no presente estudo são considerados fisiológicos para indivíduos saudáveis.

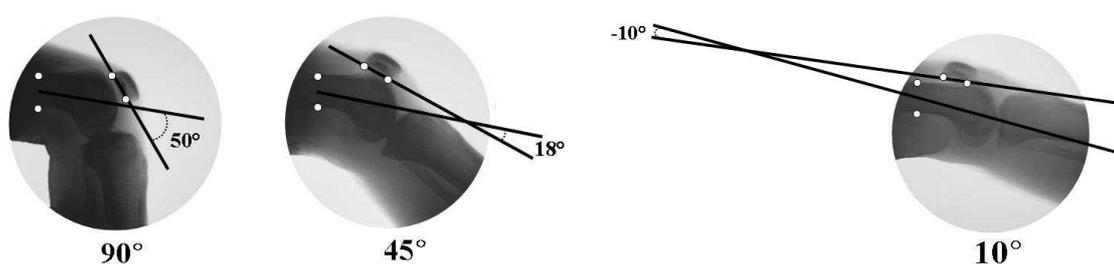
### **5.9 Tilt Patelar Ântero-posterior**

A articulação patelofemoral pode ser examinada facilmente do ponto de vista de imagem (radiologia, tomografia, ecografia, cintilografia, ou ressonância magnética). A disponibilidade destes métodos diagnósticos facilita o diagnóstico de alterações de alinhamento, displasias e tipos de degeneração, não apenas da cartilagem, mas também do osso subcondral (MARCZYK et al., 2000).

Com relação à radiografia, apesar das diversas possibilidades de incidências radiográficas, grande parte dos estudos que avaliam a articulação patelofemoral, os faz com referência à incidência axial (KATCHBURIAN et al., 2003; GALI et al., 1994). As descrições de diferentes técnicas radiográficas, variando a posição do paciente, do joelho a ser radiografado e do tubo de raio X, torna difícil a interpretação dos diferentes valores numéricos dos estudos publicados (GALI et al., 1994).

O presente estudo se propôs a estimar o *tilt* patelar ântero-posterior, no plano sagital, a partir de imagens radiográficas dinâmicas. As avaliações do *tilt* patelar ântero-posterior, na prática clínica, normalmente são realizadas por meio da palpação (MCCONNELL, 1994). Por sua vez, são escassos os estudos que apresentam técnicas de medida para avaliar o *tilt* patelar ântero-posterior quantitativamente no plano sagital (TYLER et al., 2002).

A partir dos resultados obtidos no presente estudo (Gráfico 17, p. 92), observou-se um aumento do *tilt* ântero-posterior com o aumento da flexão do joelho, conforme pode ser observado, esquematicamente, na Figura 38.



**Figura 38 – Representação esquemática do *tilt* patelar ântero-posterior, nos ângulos de 10, 45 e 90 graus de flexão de joelho.**

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, se faz necessária a análise detalhada do comportamento do *tilt* patelar ao longo do exercício de extensão de joelho.

Aos 90 graus de flexão de joelho, obteve-se um *tilt* patelar ântero-posterior de 50 graus. Pode-se observar, nesta fase do exercício, que o eixo longitudinal do fêmur apresenta-se localizado anteriormente ao eixo longitudinal da patela. Essa relação entre os eixos longitudinais de fêmur e patela, configura a extensão da patela em relação ao seu eixo axial. Conforme ocorre a extensão de joelho, até aproximadamente os 23 graus de flexão do joelho, mantém-se a extensão patelar, no entanto, o ângulo entre eixos longitudinais de fêmur e patela diminui. Aos 22 graus de flexão de joelho observa-se que um *tilt* patelar igual a 0 grau, ou seja, a patela encontra-se na posição neutra e os eixos longitudinais de fêmur e patela se sobrepõem. Aos 21 graus de flexão de joelho, há uma inversão no comportamento dos eixos longitudinais de fêmur e patela, onde observa-se um *tilt* patelar de -1 grau. Estando o eixo longitudinal do fêmur posteriorizado em relação ao eixo longitudinal da patela, configura-se que a patela encontra-se flexionada em relação ao seu eixo axial. A flexão patelar mantém-se até a extensão total do joelho, e observa-se um aumento do *tilt* patelar até esta amplitude de movimento.

Alterações mecânicas no *tilt* patelar ântero-posterior, podem resultar em disfunção patelofemoral como irritação do coxim adiposo infra-patelar e tendinite patelar (GALI et al., 1994; ELLENBECKER, 2002). Um achado mais comum de disfunção patelofemoral seria a posteriorização do pólo inferior da patela (flexão patelar). Essa alteração se manifesta, freqüentemente, com dor na parte inferior da patela, que é exacerbada por manobras de extensão do joelho (ELLENBECKER, 2002). A partir do presente estudo, pode-se observar que, mecanicamente, a patela flexiona-se em relação ao seu eixo axial, apenas nos últimos 20 graus do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

Tyler et al. (2002), propuseram uma técnica de mensuração do *tilt* patelar ântero-posterior utilizando imagens radiográficas estáticas do joelho, no plano sagital, de 58 indivíduos sem lesão articular, em três ângulos de flexão do joelho (30, 45 e 60 graus). O *tilt* ântero-posterior, a partir deste estudo, foi obtido pela representação de fêmur e patela por meio de quatro pontos: dois localizados no córtex anterior da diáfise distal do fêmur e dois localizados na face posterior da patela. A intersecção das linhas que passam por estes pontos origina o ângulo correspondente ao *tilt* patelar ântero-posterior. A partir deste estudo, observou-se uma diminuição do *tilt* patelar ântero-posterior com a diminuição do ângulo de flexão do joelho, sendo obtido ângulos de aproximadamente 45, 41 e 34 graus, para os ângulos de 60, 45 e 30 graus de flexão do joelho, respectivamente. No presente estudo, também houve uma diminuição do *tilt* ântero-posterior com o aumento da flexão do joelho.

Comparativamente ao estudo de Tyler et al. (2002), nos ângulos de flexão de 30, 45 e 60 graus, foram obtidos, respectivamente, 5, 18 e 30 graus de *tilt* patelar ântero-posterior. As diferenças nos ângulos encontrados, provavelmente estão relacionadas às diferenças nas metodologias empregadas para determinação do *tilt* patelar ântero-posterior pelos dois estudos.

Komistek et al. (2000) propuseram estimar o *tilt* patelar ântero-posterior, a partir de imagens estáticas, no plano sagital, nos ângulos de 0, 30, 60 e 90 graus de flexão do joelho. Foram investigados indivíduos sem lesão articular no joelho, indivíduos que apresentavam lesão ligamentar e indivíduos que apresentavam prótese de joelho, totalizando 65 indivíduos avaliados. O *tilt* ântero-posterior, a partir deste estudo, foi obtido pela representação de tíbia e patela por meio de seis pontos: dois localizados no eixo longitudinal anterior da tíbia e quatro localizados na patela, dois na face anterior e dois na face posterior. A intersecção da reta que passa no centro da patela, entre os pontos pré-definidos, e da reta que passa nos pontos definidos na tíbia origina o ângulo correspondente ao *tilt* patelar ântero-posterior. Seus resultados, analisando o grupo de indivíduos saudáveis, também apresentam uma diminuição

do *tilt* patelar ântero-posterior conforme ocorre a extensão do joelho, sendo obtido ângulos de aproximadamente 9, 5, 0 e -3 graus, para os ângulos de 90, 60, 30 e 0 graus de flexão do joelho, respectivamente. No que diz respeito aos grupos de indivíduos com lesão ou tratados cirurgicamente, observa-se diferenças no comportamento do *tilt* patela ântero-posterior entre os grupos testados.

É importante ressaltar que o *tilt* patelar ântero-posterior proposto por Komistek et al. (2000) foi obtido a partir da relação angular entre patela e tibia, diferentemente do presente estudo, em que foi obtido a partir da relação angular entre patela e fêmur. Apesar disso, no que diz respeito ao comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior, os resultados de Komistek et al. (2000) corroboram com aqueles obtidos no presente estudo. No entanto, a inversão observada no comportamento dos eixos longitudinais do fêmur e patela no estudo de Komistek et al. (2000) ocorreu aos 30 graus de flexão, enquanto que neste estudo ocorreu aos 20 graus de flexão do joelho.

As comparações entre os estudos permanecem restritas a três ângulos de flexão devido à adoção, pelo estudo de Tyler et al (2002) e de Komistek et al. (2000), de imagens radiográficas estáticas para análise do *tilt* patelar ântero-posterior. No entanto, o posicionamento adequado da patela em relação ao fêmur é muito mais uma função dinâmica, sendo que as imagens estáticas não podem refletir todas as características das variadas situações que a articulação patelofemoral está sujeita (GALI, 1994).

A influência do *tilt* patelar ântero-posterior no alinhamento mecânico da patela apresenta grande relevância no âmbito clínico e fisioterapêutico. A observação do comportamento desta variável torna-se relevante na análise da posição da patela em relação ao fêmur e tibia em diferentes grupos de lesão ou tratamentos cirúrgicos e, também no seu comportamento diante de variados tratamentos fisioterapêuticos. São apresentadas na literatura científica, diferentes técnicas que objetivam corrigir os desvios patelares durante a adaptação em programas de reeducação muscular. No entanto, muitas destas técnicas não apresentam comprovação científica do realinhamento sugerido na sua aplicação. Dessa forma, a partir de análises do padrão de normalidade do comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior, como realizado no presente estudo, torna-se possível a adoção desta metodologia para análise dos efeitos de técnicas fisioterapêuticas no comportamento do *tilt* patelar.

Dessa forma, a partir da metodologia proposta neste estudo, foram investigados os efeitos do *taping* patelar no comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior, a partir da análise de um indivíduo, com diagnóstico clínico de síndrome de dor patelofemoral, no joelho

esquerdo, com resposta positiva para teste de hiper mobilidade patelar. Os resultados deste estudo foram descritos, de forma detalhada, no Apêndice F deste documento.

## 6 CONCLUSÕES

A partir dos objetivos propostos, e com base nos resultados apresentados, é possível afirmar que foi possível mapear a normalidade dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, a partir da análise de indivíduos saudáveis, durante a execução do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

- A análise do centro de rotação tibiofemoral, no sistema local tíbia, permitiu avaliar a variação anterior-posterior em relação ao platô tibial, evidenciando os efeitos de translação e rolamento característicos desta articulação.

- A análise do centro de rotação tibiofemoral, no sistema local fêmur, permitiu avaliar a variação anterior-posterior e proximal-distal em relação ao côndilo femoral, eliminando possíveis efeitos relativos ao movimento do fêmur. Dessa forma, observou-se um comportamento curvilíneo deste parâmetro, acompanhando a relação das faces articulares do fêmur e da tíbia ao longo de uma extensão de joelho.

A utilização do ponto central posterior da patela apresentou-se apropriado para a determinação do centro de rotação patelofemoral. Apesar de analisado no sistema global, o centro de rotação patelofemoral apresentou um comportamento curvilíneo, movendo-se no sentido cranial ao longo do exercício de extensão do joelho, coincidindo com a geometria do côndilo femoral.

A distância perpendicular do ligamento patelar apresentou um comportamento decrescente ao longo da extensão do joelho, de 0,04m em 90 graus, até 0,03m em 0 grau de flexão do joelho.

A distância perpendicular efetiva apresentou um comportamento decrescente (entre 90 e 58 graus de flexão), crescente (entre 59 e 26 graus) e decrescente (entre 26 e 0 grau de flexão), ao longo do exercício de extensão do joelho.

O torque de resistência do segmento perna-pé apresentou um comportamento crescente à medida que ocorre a extensão do joelho, devido à redução da distância perpendicular da força peso do segmento perna-pé, em relação ao centro de rotação tibiofemoral.

A força do ligamento patelar apresentou um comportamento crescente conforme ocorre a extensão do joelho, atingindo um pico máximo, de 170N, em 0 grau de flexão do joelho.

A força do quadríceps apresentou um comportamento crescente, à medida que ocorre a extensão do joelho, atingindo o pico máximo de, aproximadamente, 190N, a 0 grau de flexão do joelho.

A força de contato patelofemoral apresentou um comportamento crescente (entre 90 e 40 graus de flexão), atingindo o seu pico máximo de 122N, e decrescente (entre 10 e 0 grau de flexão).

A razão entre a força do ligamento patelar e a força do quadríceps diminui (entre 90 e 60 graus de flexão), aumenta (entre 60 e 20 graus de flexão) e diminui (entre 20 e 0 grau de flexão). Observou-se que nos ângulos entre 90 e 84 graus, a força gerada pelo ligamento patelar é maior do que a força do quadríceps; aos 83 graus, a força produzida pelo quadríceps é igual à força do ligamento patelar; e a partir de 83 graus de flexão do joelho até a extensão máxima, a força do quadríceps é maior do que a força do ligamento patelar.

A razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps diminui conforme ocorre a extensão do joelho. Conforme ocorre a extensão do joelho, a taxa de aumento da força do quadríceps supera a taxa de aumento da força de contato patelofemoral, acarretando um decréscimo na magnitude da razão entre força de contato patelofemoral e a força do quadríceps.

A pressão patelofemoral apresentou um comportamento crescente (entre 60 e 15 graus de flexão), atingindo um pico máximo de 0,53 MPa; e decrescente (entre 15 e 0 grau de flexão).

O *tilt* patelar ântero-posterior apresentou uma variação linear de, aproximadamente, 60 graus, ao longo do exercício de extensão de joelho. Analisando o posicionamento da patela ao longo do movimento, entre 90 e 23 graus de flexão de joelho, configurou-se a extensão patelar; entre 21 e 0 grau de flexão de joelho, configurou-se a flexão patelar.

A partir da obtenção de um padrão de normalidade para o comportamento dos parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, por meio de uma amostra de indivíduos saudáveis, é possível, a partir da aplicação desta mesma metodologia, comparar a mecânica articular do joelho em diferentes populações: acometidos por lesões ligamentares, acometidos por lesões articulares, submetidos a procedimentos cirúrgicos ou submetidos a intervenções clínicas e fisioterapêuticas. Além disso, a partir do presente estudo, é possível entender a mecânica articular do joelho, compreender as interações entre os parâmetros biomecânicos e utilizar os conhecimentos adquiridos a partir do estudo da cinemática articular na prática em academias ou clínicas de reabilitação, por fisioterapeutas e educadores físicos. Sudere-se que outros estudos sejam realizados a fim de aperfeiçoar a metodologia utilizada.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMED, A .M.; BURKE, D.L. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part II. Retropatellar surface. **J. Biomech Eng**, n.105, p.226-236, 1983.

AHMED, A .M.; BURKE, D.L.; HYDER, A . Force analysis of the patellar mechanism. **J. Orthop Res**, v.5, p.69-85, 1987.

ANDREWS, J.G. Biomechanical analysis of human motion. **Kinesiology**, v.IV, p.32-42, 1974.

ANDREWS, J.R.; HARRELSON G.L. E WILK K.E. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas**. 2ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

BALTZOPOULOS, V. A Videofluoroscopy Method for Optical Distortion Correction and Measurement of Knee-Joint Kinematics. **Clinical Biomechanics**, v.10, n.2, p. 85-92, 1995.

BASSO, O; AMIS, A. A.; RACE, A.; JOHNSON, D. P. Patellar Tendon Fiber Strains: Their Differential Responses to Quadriceps Tension. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.400, p.246-253, 2002.

BELLEMANS, J.; BANKS, S.; VICTOR, J.; VANENNEUCKER, H.; MOEMANS, A. Fluoroscopic Analysis of the Kinematics of Deep Flexion in Total Knee Arthroplasty – Influence of Posterior Condylar Offset. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.84-B, n.1, p.50-53, 2002.

BERNARDES, C.; CAÑEIRO, J.P.; SILVEIRA, L.F.; ALDABE, D.; ARAÚJO, M.A.; LOSS, J.F. Comparação de métodos para determinação da trajetória do centro de rotação articular tibiofemoral. **XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**, João Pessoa, 2005. Textos completos em CD Room.

BESIER, T.; CRAPER, C.; GOLD, G.; BEAUPRÉ, G.; DELP, S. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. **J. Orthop. Res.**, v. 23, n. 2, p. 345-350, 2005.

BOBBERT, M.F.; SCHMHARDT, H.C.; NIGG, B.M. Calculation of ground reaction force estimates during running from positional data. **J Biomech.**, v. 24, n. 12, p. 1095-1105, 1991.

BRECHTER, H.J.; POWERS, C.M. Patellofemoral joint stresses during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture**, n.16, p.115-123, 2002.

BRECHTER, J.; POWERS, C.; TERK, M.; WARD, S.; LEE, T. Quantification of patellofemoral joint contact area using magnetic resonance imaging. **Magn. Reson. Imaging**, v. 21, n. 9, p. 955-959, 2003.

BRESSEL, E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 431-437, 2001.

BUFF, H.U.; JONES, L.C.; HUNGERFORD, D.S. Experimental determination of forces transmitted through the patellofemoral joint. **J Biomech.**, n.21, p.17-23, 1988.

BUFORD, W.L.; IVEY F.M.; MALONE J.D. Muscle balance at the knee-moment arms for the normal and the ACL-deficient knee. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, v. 5, p. 367-379, 1997.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o Movimento**. São Paulo: Manole, v. 1., 1992.

CALLEGARI-JACQUES S. **Bioestatística – Princípios e Aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

CAÑEIRO, J.P.T.; LOSS, J.F. **Proposta Metodológica para o Cálculo da Força de Contato Patelofemoral**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2004. Dissertação de mestrado.

CAPOZZO, A.; CATANI, F.; LEARDNINI, A.; BENEDETTI, M.G.; DELLA CROCE, U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. **Clinical Biomechanics**, v.11, n.2, p. 90-100, 1996.

CHAFFIN, D.B.; ANDERSSON, G. B.J.; MARTIN, B. J. **Biomecânica Ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, p.179-180, 2001.

CHALLIS, J.H. Estimation of the finite center of rotation in planar movements. **Medical Engineering & Physics**, n.23, p. 227-233, 2001.

CHOW, J.W. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. **Clinical Biomechanics**, n. 14, p. 329-338, 1999.

CHOW, J.W.; PARK, S.A.; WIGHT, J.T.; TILLMAN, M.D. Reliability of a technique for determining sagittal knee geometry from lateral knee radiographs. **The Knee**, v.13, n. 4, p. 318-23, 2006.

CLAUSER, C.E.; MCCONVILLE, J.T.; YOUNG J.W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. **AMRL Technical Report**. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, 1969.

COHEN, Z.A.; ROGLIC, H.; GRELSAMER, R.P.; HENRY, J.H.; LEVINE, W.N.; MOW, V.C.; ATESHIAN, G.A. Patellofemoral stress during open and closed kinetic chain exercises **American Journal of Sports Medicine**, v. 29, p. 480-87, 2001.

COLLINS, J.J. The redundant nature of locomotor optimization laws. **J Biomech.**, v. 28, n.3, p. 251-267, 1995.

CRISCO, J.J.; HENTEL, K.; WOLFE, S.W.; DUNCAN, J.S. Two-dimensional rigid-body kinematics using image contour registration. **Journal of Biomechanics**, v.28, n.1, p. 119-124, 1995.

DEFRATE, L.E.; NHA, K.W.; PAPANNAGARI, R.; MOSES, J.M.; GILL, T.J.; LI, G. The biomechanical function of the patellar tendon during weight-bearing flexion. **Journal of Biomechanics**, *in press*. (Avaliação online 27 outubro 2006)

DEMPSTER, W.T. Space Requirements of the seated operator. **WADC Technical Report**. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, p. 55-159, 1955.

ELIAS, J.; WILSON, D.; ADAMSON, R.; COSGAREA, A. Evaluation of a computational model used to predict the patellofemoral contact pressure distribution. **J. Biomech.**, v. 37, n. 3, p. 295-302, 2004.

ELLENBECKER, T.S. **Reabilitação dos ligamentos do joelho**. São Paulo: Manole, 2002.

ELLIS, M.I.; SEEDHOM, B.B.; WRIGHT, V.; DOWSON, D. An evaluation of the ratio between tensions along the quadriceps tendon and the patellar ligament. **Engineering Medical**, v.9, p.189-194, 1980.

ENG, J.J.; WINTER, D.A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? **J Biomech.**, v.28, n. 6, p. 753-758, 1995.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W; WILK, K.E. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med. Sci. in Spor. Exec.**, p. 556-569, 1998.

FELLOWS, R.A.; HILL, N.A.; GILL, H.S.; MACINTYRE, N.J.; HARRISON, M.M.; ELLIS, R.E.; WILSON, D.R. Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking. **Journal of Biomechanics**, n.38, p. 1643-1652, 2005.

FERGUSON, A. B.; BROWN, T. D.; FU, F. H.; RUTKOWSKI, R. Relief of patellofemoral contact stress by anterior displacement of the tibia] tubercle. **J Bone Joint Surg.**, v. 61A, p. 159- 166, 1979.

FRANKEL, V.H.; BURSTEIN, A.H.; BROOKS, D.B. Biomechanics of Internal Derangement of the Knee. **J. Bone Joint Surg.**, v. 53-A, p. 945-62, 1971.

GALI, J.C.; CAMANHO, G.L. Correlação entre os achados clínicos e radiográficos da subluxação femoropatelar em extensão. **Acta Ortop Bras**, n. 2, p. 55-61, 1994.

GAMAGE, S.S.H.U.; LASENBY, J. New Least Square Solutions for Estimating the Average Center of Rotation. **Journal of Biomechanics** n.35, p. 87-93, 2002.

GERBER, C.; MATTER, P. Biomechanical Analysis of the Knee After Rupture of the Anterior Cruciate Ligament and its Primary Repair. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 65-B, n. 4, p. 391-99, 1983.

GILL, H.S.; O'CONNOR, J.J. Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. **Clin. Biomech.**, v. 11, p. 81-89, 1996.

GLITSCH, U.; BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. **J Biomech.**, v.30, n.11, p. 1123-1131, 1997

GOODFELLOW, J.; HUNGERFORD, D.S.; ZINDEL, M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. I: Functional anatomy of the patello-femoral joint. **J Bone Joint Surg**, v. 58B, p. 287-290, 1976.

GRELSAMER, R.P.; KLEIN, J.R. The biomechanics of the patellofemoral joint. **J. Orthopedic and Sport Physical Therapy**, v.28, n.5, 1998.

GRELSAMER, R.; WEINSTEIN, C. Applied Biomechanics of the patella. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, v. 389, p. 9-14, 2001.

GRIEVE, D. W.; PHEASANT, S.; CAVANAGH, P.R. Prediction of Gastrocnemius Length from Knee and Angle Joint Posture. **Biomechanics**, v. 2A, n.VI- A, p.405 – 412, 1978.

GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J.; NOYES, F.R.; BUTLER, .L. Biomechanics of the knee-extension exercise. **J.Bone Joint Surg.**, v. 66A, p.725-734, 1984.

HALVORSEN, K.; LESSER, M.; LUNDBERG, A. A New Method for Estimating the Axis of Rotation and the Center of Rotation. **Journal of Biomechanics**, n.32, p. 1221-1227, 1999.

HALVORSEN, K. Bias Compensated Least Squares Estimates of the Center of Rotation. **Journal of Biomechanics**, n.36, p. 999-1008, 2003.

HASLER, E.M.; HERZOG, W.; RONSKY, J. Experimental evaluation of theoretical contact forces in the cat patelofemoral joint. **Journal of Biomechanics**, v.29, n.9, p. 1201-1205, 1996.

HEFZY, M.S.; YANG, H. A three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics. **J Biomed Eng.**, v. 15, n. 4, p. 289-302, 1993

HEHNE, H.J. Biomechanics of the patellfemoral joint and its clinical relevance. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.258, p. 73-85, 1990.

HERSCOVICI, D.; DANDERS, R.W. The effects, risks, and guidelines for radiation use in orthopaedic surgery. **Clinical Orthopaedics & Related Research**, n.375, p. 126-132, 2000.

HERZOG, W.; READ, L.J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **J Anat.**, v. 182 ( Pt 2), p. 213-230, 1993.

HIROKAWA, S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. **J.Biomech**, n. 24, p. 659-671, 1991.

HSU, H. C. ; Luo, Z.; RAND, J.A.; AN, K. Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 11, n. 1, p. 69-80, 1996.

HUBERTI, H.H.; HAYES, W.C.; STONE, J.L.; SHYBUT, G.T. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. **Journal of Orthopedic research**, v.2, p.49-54, 1984.

HUNGERFORD, D.S.; BARRY, M. Biomechanics of the patellofemoral joint. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n. 115, p. 9-15, 1979.

IMRAN, A.; HUSS, R.A.; HOLSTEIN, H.; O'CONNOR, J.J. The variation in the orientations and moment arms of the knee extensor and flexor muscle tendons with increasing muscle force: a mathematical analysis. **Proc. Inst. Mech. Eng.**, V. 214, N. 3, p. 277-286, 2000.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular**. São Paulo: Panamericana: 2000.

KATCHBURIAN, M.V.; BULL, A.M.J.; SHIH, Y.F.; HEATLEY, F.W.; AMIS, A.A. Measurement of Patellar Tracking: Assessment and Analysis of the Literature. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 412, p. 241-259, 2003.

KAUFER, H. Mechanical function of the patella. **J. Bone Joint Surg.**, v. 53A, p. 1551-1560, 1971.

KDOLSKY, R.; ARABID, B.; FUCHS, M.; SCHABUS, R.; VÉCSEI, V. Measuring the pressure pattern of the joint surface in the uninjured knee. **Wien. Klin. Wochenschr**, v. 116, n. (5-6), 196-200, 2004.

KELLIS, E.; BALZOPOULOS, V. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. **Clin. Biomec.**, v.14: 118-124.1999;

KOH, T.J.; GRABINER, M.D; DE STWART, R.J. In vivo tracking of the human patella. **Journal of Biomechanics**, v.25, n.6, p. 637-643, 1992.

KOMISTEK, R.D.; DENNIS, D.A., MABE, J.A., WALKER, S.A. An in vivo Determination of Patelofemoral Contact Positions. **Clinical Biomechanics**, n.15, p.29-36, 2000.

KREVOLIN, J.L.; PANDY, M.G.; PEARCE, J.C. Moment arm of the patellar tendon in the human knee. **J. Biomec.**, v. 37, p. 785-788, 2004.

LENGSFELD, M.; AHLERS, J.; RITTER, G. Kinematics of the patellofemoral joint. **Arch Orthop Trauma Surg**, v. 109, p. 280-283, 1990.

LIN, F.; MAKHSOUS, M.; CHANG, A.H.; HENDRIX, R.W.; ZHANG, L.Q. In vivo and noninvasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary knee movement. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 401-409, 2003.

LINDAHL, O.; MOVIN, A. The mechanics of extension of the knee joint. **Acta. Orthop. Scand.**, v. 38, p. 226-234, 1967.

LO, S.S. Doctors' knowledge of exposure to ionising radiation: doctors need to be aware of possible radiation injury from fluoroscopy. **BMJ**, v.372, n.7424, p. 1167, 2003.

LOSS, J.F. **Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2001. Tese de Doutorado.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.; VAN DEN BOGERT, A. J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**, v.23, n.3, p.93-104, 2002.

LU, T.W.; O'CONNOR, J.J. Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment. **J. Anat.**, v. 189, p. 575-585, 1996.

MAGEE, D.J. **Avaliação musculoesquelética**. São Paulo: Manole, 2002.

MANAEL, M.; PEARLMAN, H. S.; BELAKHLEF, A.; BROWN, T. D. A miniature piezoelectric polymer transducer for in vitro measurement of the dynamic contact stress distribution. **J Biomech**, v. 27, p. 627-635, 1992.

MAQUET, P. **Biomechanics of the knee**. New York: Springer-Verlang, 1976.

MARCZYK, L.R.S.; GOMES, J.L.E. Instabilidade Femoropatelar: Conceitos Atuais. **Rev Bras Ortop.**, v. 35, n. 8, p. 275-281, 2000.

MCCONNELL, J. **The McConnell Patellofemoral Treatment Plan**. McConnell Institute, 1994.

MCGINTY, G.; IRRGANG, J.J.; PEZZULLO, D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. **Clinical Biomechanics**, v.15, p.160-166, 2000.

MERCHANT, A.C. Patellofemoral Imaging. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 389, p. 15-21, 2001.

MESFAR, W.; SHIRAZI-ADL, A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. **The Knee**, v.12, p. 424-434, 2005.

MILLER, R.K.; MURRAY, D.W.; GILL, H.S.; O'CONNOR, J.J.; GOODFELLOW, J.W. In vitro patellofemoral joint force determined by a non-invasive technique. **Clinical Biomechanics**, vol.12, n.1, p. 1-7, 1997.

MONTGOMERY, S.C.; MOOREHEAD, J.D.; DAVIDSON, J.S.; LOWE, D.; DANGERFIELD, P.H. A new technique for measuring the rotational axis pathway of a moving knee. **The Knee**, n.5, p.289-295, 1998.

MOSCA, L. G.; MOSCA, L. E. **Tecnica Radiologica: Teoria y Practica**. Buenos Aires: López Libreros Editores, 1971.

MUHLE, C.; BRINKMANN, G.; SKAF, A.; HELLER, M.; RESNICK, D. Effect of a patellar realignment brace on patients with patellar subluxation and dislocation. Evaluation with kinematic magnetic resonance imaging. **Am J Sports Med.**, v. 27, n. 3, p. 350-3, 1999.

MURRAY, T.F.; DUPONT, J.Y.; FULKERSON, J.P. Axial and Lateral Radiographs in Evaluation Patellofemoral Malalignment. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 5, p. 580-584, 1999.

NAKAGAWA, S.; KADOYA, Y.; KOBAYASHI, A.; TATSUMI, I.; NISHIDA, N.; YAMANO, Y. Kinematics of the patella in deep flexion. **J. Bone and Joint Surgery**, v.85, n.7, p. 1238-1242, 2003.

NISSEL, R.; NEMETH, G.; OHLSEN, H. Joint forces in extension of the knee. **Acta Orthop Scand**, n.57, p. 41-46, 1986.

NORDIN, F.; FRANKEL, V.H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.

O'CONNOR, J. J.; SHERCLIFF, T.; FITZPATRICK, D. Geometry of the knee. In: DANIEL, D., AKESON, W. AND O'CONNOR, J., eds. **Knee Ligaments: Structure, Function, Injury and Repair**. New York: Raven Press, p. 163-200, 1990.

PATEL, V.V.; HALL, K.; RIES, M.; LINDSEY, C.; OZHINSKY, E.; LU, Y.; MAJUMDAR, S. Magnetic Resonance Imaging of Patellofemoral Kinematics with Weight-Bearing. **J Bone and Joint Surg.**, v.85-A, n.12, 2003.

POWERS, C.M.; WARD, S.; CHEN, Y.; CHAN, L.; TERK, M. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. **Am. J. Sports Med.**, v. 32, n. 1, p. 224-231, 2004.

POWERS, C.M.; CHEN Y.; SCHER, I.; LEE, T.Q. The influence of patellofemoral joint contact geometry on the modeling of three dimensional patellofemoral joint forces. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 2783-2791, 2006.

REES, J.L.; PRICE, A.J.; BEARD, D.J.; ROBINSON, B.J.; MURRAY, D.W. Defining the femoral axis on lateral knee fluoroscopy. **The Knee**, n.9, p. 65-68, 2002.

REILLY, D.T.; MARTENS, M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. **Acta Orthop Scand.**, v. 43, n. 2, p. 126-37, 1972.

REULEAUX, F. **The kinematics of machinery: outlines of a theory of machines.** Translated and edited Kennedy ABW London: MacMillan, 1875.

RUGG, S. G., GREGOR, R. J., MANDELBAUM, B. R., CHIU, L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). **J. Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 495-501, 1990.

SALSICH, G.; WARD, S.; TERK, M.; POWERS, C. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, v. 417, p. 277-284, 2003.

SCOTT, S.H.; WINTER, D.A. Internal Forces at chronic running injury sites. **Medicine and Science in sports and exercise**, v.22, n.3, p. 357-369, 1990.

SHEEHAN, F.T. The 3D patellar tendon moment arm: Quantified in vivo during volitional activity. **Journal of Biomechanics**, *in press*. (Avaliação online 11 dezembro 2006).

SHELLOCK, F.G.; MINK, J.H.; DEUTSCH, A.L.; FOO, T.K.; SULLENBERGER, P. Patellofemoral joint: identification of abnormalities with active-movement, "unloaded" versus "loaded" kinematic MR imaging techniques. **Radiology**, v. 188, n. 2, p. 575-8, 1993.

SILVEIRA, L.F.; CAÑEIRO, J.P.; BERNARDES, C.; ALDABE, D.; ARAÚJO, M.A.; LOSS, J.F. Método para a Correção da Distorção de Imagens obtidas por Videofluoroscopia. **Revista Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 6, p. 427-430, 2005.

SINGERMAN, R.; DAVY, D.T.; GOLDBERG, V.M. Effects of patella alta and patella infera on patellofemoral contact forces. **J.Biomech**, v.27, n.8, p.1059-1065, 1994.

SINGERMAN, R.; GABRIEL, S.M.; MAHESHWER, C.B.; KENNEDY, J.W. Patellar contact forces with and without patellar resurfacing in total knee arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 14, n. 5, 1999.

SMIDT, G.L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. **Journal of Biomechanics**, v.6, p. 79-92, 1973.

SMITH, L.K.; WEIN, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia Clinica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997.

SMITH, P.N.; REFSHAUGE, K.M.; SCARVELL, J.M. Development of the Concepts of Knee Kinematics. **Arch Phys Med Rehabil**, vol.84, 2003.

SOIMU, D.; BADEA, C.; PALLIKARAKIS, N. A novel approach for distortion correction for X-ray image intensifiers. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, n.27, p.79-85, 2003.

SQUIRE, L.F.; NOVELLINE, R.A. **Fundamentos de Radiologia**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1992.

STEINKAMP, L. A.; DILLINGHAM, M.F.; MARKEL, M.D.; HILL, J. A. and KAUFMAN, K.R. Biomechanical consideration in patellofemoral joint rehabilitation. **American Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 3, p. 438-444, 1993.

TAMEA, C.D.; HENNING, C.E. Pathomechanics of the pivot shift maneuver an instant center analysis. **Am. J Sports Med**, n. 9, p. 31-7, 1981.

TSAOPOULOS, D.E.; MAGANARIS, C.N.; BALTZOPOULOS, V. Can the patellar tendon moment arm be predicted from anthropometric measurements? **J. Biomec**, *in press*. Accepted 25 January 2006.

TORZILLI, P.; GRIGIENE, R.; BORRE, L.L.I.J.; HELFET, D.L. Effect of impact load on articular cartilage: Cell metabolism and viability and matrix water content. **J. Biomech. Eng.**, v. 121, p. 433-441, 1999.

TYLER, T.F.; HERSHMAN, E.B.; NICHOLAS, S.J.; BERG, J.H.; MCHUGH, M.P. Evidence of Abnormal Anteroposterior Patellar Tilt in Patients with Patellar Tendinitis with Use of a New Radiographic Measurement. **The American Journal of Sports Medicine**, v.30, n. 3, p. 396-401, 2002.

VAN EIJDEN, T.M.G.J.; DE BOER, W.; WEIJS, W.A. The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. **Journal of Biomechanics**, v.18, n.10, p.803-809, 1985.

VAN EIJDEN, T.M.; KOUWENHOVEN, E.; VERBURG, J.; WEISS, W.A. A mathematical model of the patellofemoral joint. **J. Biomechanics**, n.19, p.219-229, 1986.

VAUGHAN, C.L. **An optimization approach to closed loop problems in biomechanics**. Iowa: University of Iowa, 1980. Tese de Doutorado.

VISSER, J.J.; HOOGMAKER, J.E.; BOBBERT, M.F.; HUIJING, P. A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. **European journal of applied physiology**, v. 61, p. 453-460 1990.

WETZ, H.H.; JACOB, H.A. Functional anatomy and kinematics of the femorotibial joint. **Orthopade**, v. 30, n. 3, p. 135-44, 2001.

WILLIAMS, P.L.; WARWICK, R.; DYSON, M. E BANNISTER, L. **Gray – Anatomia**. 37. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, v. 1 e 2, 1995.

WHITE, S.C.; YACK, H.J.; WINTER, D.A. A three dimensional musculoskeletal model for gait analysis: anatomical variability estimates. **J.Biomech**, n.22, p.885-893, 1989.

WRETENBERG, P.; NÉMETH, G.; LAMONTAGNE, M.; LUNDIN, B. Passive Knee Muscle Moment Arms Measured in vivo with MRI. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 8, p. 439-46, 1996.

YAMAGUCHI, G.T.; ZAJAC, F.E. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. **Journal of Biomechanics**, v. 22, p.1-10, 1989.

ZHANG, G.; HE, J.; YANG, X. Calibrating camera radial distortion with cross-ratio invariability. **Optics & Laser Technology**, n.35, p.457-461, 2003.

ZHENG, N.; FLEISIG, G.S.; ESCAMILLA, R.F.; BARRENTINE, S.W. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. **Journal of Biomechanics**, n. 31, p. 963-967, 1998.

## **APÊNDICES**

## **APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Este documento é parte integrante de um Projeto de Pesquisa que vem sendo desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O presente estudo tem como objetivo mapear a normalidade de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, obtidos no plano sagital, durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta sem carga, utilizando videofluoroscopia.

Para a realização do trabalho será necessário que os indivíduos, posicionem-se sentados com exposição lateral da articulação do joelho ao aparelho que realizará a captação da imagem. O indivíduo será submetido a exercícios de extensão de joelho, em baixa velocidade, sem carga, realizando 5 repetições do exercício.

Os movimentos do joelho, ao longo dos exercícios propostos, serão captados por um intensificador de imagens, aparelho que permite a observação contínua de tecidos penetrados por raios x, produzindo informação radiográfica dinâmica (série de radiografias, acompanhando o movimento). O tempo de exposição do participante do estudo à radiação oferecida pelo intensificador de imagens será de 2 minutos. A radiação oferecida pelo intensificador de imagens neste período é de aproximadamente 0,04 Gy a 0,10 Gy. Estas doses de radiação apresentam valores bastante baixos, não havendo, dessa forma, risco de danos teciduais ou quaisquer outros prejuízos à saúde dos participantes (doses a partir de 3 Gy, aproximadamente, que podem gerar algum tipo de prejuízo à saúde).

Em todos procedimentos os pesquisadores responsáveis, o responsável pelo setor de Radiologia e o Radiologista estarão presentes ao lado do avaliado a fim de evitar qualquer intercorrência, oferecer qualquer assistência que seja necessária, bem como esclarecer qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa.

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação voluntária nesta pesquisa, pois fui informado, de forma clara e detalhada, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos riscos, desconfortos e benefícios e dos procedimentos aos quais serei submetido.

Fui, igualmente, informado:

- da garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento ou qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa;

- da liberdade de retirar meu consentimento, a qualquer momento, e deixar de participar do estudo, sem nenhum tipo de penalidade;
- da garantia de que não serei identificado quando da divulgação dos resultados e que as informações obtidas serão vinculadas à presente pesquisa;
- do compromisso de proporcionar informação atualizada, obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade em continuar participando do projeto;
- da disponibilidade de tratamento médico e indenização, conforme esclarecido a legislação, caso existam danos a minha saúde, diretamente causado por esta pesquisa;
- de que se existirem gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa;
- de que não receberei dinheiro algum pela minha participação neste estudo.

O Pesquisador Responsável por esta pesquisa é o professor Dr. Jefferson Fagundes Loss (fone: (51) 3315-5817). Dúvidas também podem ser esclarecidas com Caroline Bernardes, mestranda pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (contatos: (51)84445322, (51)3316.5822).

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de 2006.

---

Nome e assinatura do Voluntário

---

Nome e assinatura do Responsável pela obtenção do presente consentimento

## **APÊNDICE B - DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA E CONCORDÂNCIA DAS INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS**

Este documento é parte integrante de um Projeto de Pesquisa que vem sendo desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O presente estudo tem como objetivo mapear a normalidade de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho, obtidos no plano sagital, durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta sem carga, utilizando videofluoroscopia.

Para a realização do trabalho será necessário que os indivíduos da amostra posicionem-se sentados, com exposição lateral da articulação do joelho ao aparelho que realizará a captação da imagem. O indivíduo será submetido a exercícios de extensão de joelho, em baixa velocidade, sem carga, realizando 5 repetições do exercício para cada situação proposta.

Os movimentos do joelho, ao longo dos exercícios propostos, serão captados por um intensificador de imagens, aparelho que permite a observação contínua de tecidos penetrados por raios x, produzindo informação radiográfica dinâmica (série de radiografias, acompanhando o movimento). O tempo de exposição do participante do estudo à radiação oferecida pelo intensificador de imagens será de 2 minutos. A radiação oferecida pelo intensificador de imagens neste período é de aproximadamente 0,04 Gy a 0,10 Gy. Estas doses de radiação apresentam valores bastante baixos, não havendo, dessa forma, risco de danos teciduais ou quaisquer outros prejuízos à saúde dos participantes (doses a partir de 3 Gy, aproximadamente, que podem gerar algum tipo de prejuízo à saúde).

Para viabilizar a realização desta pesquisa, será necessária a realização de coletas de dados, utilizando-se o videofluoroscópio e dependências do Hospital Mãe de Deus, localizado na Rua José de Alencar, 286.

Com o objetivo de atender às exigências para a obtenção de parecer da Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, os representantes legais das instituições envolvidas no projeto de pesquisa intitulado “Influência da espessura da patela na força de contato patelofemoral e na força do músculo quadríceps” declaram estar cientes e de acordo com o seu desenvolvimento nos termos propostos, lembrando aos pesquisadores que no desenvolvimento do referido projeto de pesquisa, serão cumpridos os termos de resolução 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

O Pesquisador Responsável por esta pesquisa é o professor Dr. Jefferson Fagundes Loss (fone: (51) 3315-5817). Dúvidas também podem ser esclarecidas com Caroline Bernardes, mestranda pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (contatos: (51)84445322, (51)3316.5822).

Porto Alegre, maio de 2006.

---

Ass. Pesquisador Responsável (UFRGS)

---

Ass. do responsável pela Escola de Educação Física (UFRGS)

---

Ass. do responsável pelo Hospital Mãe de Deus

## APÊNDICE C - PODE A VIDEOFLUOROSCOPIA SER UTILIZADA PARA ANÁLISE DA CINEMÁTICA HUMANA?

Caroline Bernardes<sup>1</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>, Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga<sup>1</sup>, Luis Felipe Silveira<sup>1</sup>, João Paulo Cañeiro<sup>1</sup>, Manoel Ângelo de Araújo<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Pesquisa do Exercício (Lapex) / Escola de Educação Física / Universidade Federal do Rio Grande do Sul; <sup>2</sup> Hospital Mãe de Deus Center/ Rio Grande do Sul - Brasil.

Resumo: Na análise da cinemática humana é fundamental o conhecimento das diversas fontes de variabilidade nos instrumentos de pesquisa, devido a necessidade de garantir a padronização do procedimento de avaliação. O objetivo deste estudo foi avaliar a fidedignidade e objetividade do processo de digitalização manual de imagens obtidas por videofluoroscopia, em uma seqüência de imagens da articulação do joelho. A digitalização das imagens foi realizada por 8 indivíduos, para três ângulos de movimento do joelho, repetida em três dias diferentes. O procedimento estatístico consistiu na realização da ANOVA de três caminhos para a análise dos efeitos e interações entre sujeitos, dias e posições para cinco variáveis definidas: ângulo de flexão do joelho, inclinação da linha de ação do ligamento patelar, inclinação da linha de ação do tendão do músculo quadríceps, centro de rotação tibiofemoral e centro de rotação patelofemoral. A variação intra-sujeitos e a variação inter-sujeitos foram determinadas a partir do cálculo do desvio-padrão para as cinco variáveis avaliadas. A digitalização manual de imagens obtidas por videofluoroscopia apresentou-se como um processo objetivo e fidedigno. São necessários critérios mais seguros para a determinação da variável inclinação da linha de ação do tendão do músculo quadríceps.

Palavras-Chave: Fidedignidade, Objetividade, Digitalização Manual, Videofluoroscopia, Cinemática.

### INTRODUÇÃO

A videofluoroscopia tem apresentado diversas aplicações na área do exame clínico e de diagnóstico por imagem. Esta técnica consiste na observação contínua de tecidos penetrados por raios X, produzindo informação radiográfica dinâmica (SQUIRE & NOVELINE, 1992). Em virtude da capacidade de obtenção de imagens dinâmicas e da baixa exposição à radiação (KÄRRHOLM, 1989), a videofluoroscopia vem sendo utilizada como uma ferramenta para a análise da cinemática

articular humana. Dessa forma, permite a determinação de parâmetros anatômicos sobre as estruturas músculo-esqueléticas de forma não invasiva e *in vivo* (KELLIS E BALZOPoulos, 1999).

Os erros advindos do equipamento e dos componentes que formam o sistema para obtenção de imagens de videofluoroscopia são considerados erros sistemáticos, que podem ser corrigidos por meio de procedimentos de calibração específicos. No entanto, os erros

oriundos da digitalização de imagens consistem em erros aleatórios, que devem ser monitorados e controlados, de maneira que não permitam a alteração dos resultados provenientes da utilização deste procedimento (HOPKINS, 2000).

Ao utilizar-se a videofluoroscopia na captura de imagens de um evento cinemático, se faz necessária a realização da digitalização manual, visto que os marcadores sobre as estruturas de interesse não podem ser posicionados diretamente sobre as estruturas ósseas, não permitindo, por sua vez, seu mapeamento pelo sistema computacional de análise. Esse processo, inevitavelmente, sofre a influência de critérios subjetivos, que podem alterar a interpretação dos dados cinemáticos e cinéticos obtidos. Por essa razão, previamente à determinação e quantificação dos parâmetros articulares e análise do movimento humano, os erros provenientes da aquisição dos dados devem ser estimados e corrigidos. (CHIARI et al., 2005).

De acordo com Yeadon & Challis (1994), o conhecimento das diferentes fontes de erro na pesquisa esportiva experimental é fundamental na análise técnica, especialmente comparando as diferenças intra-avaliadores (fidedignidade) e inter-avaliadores (objetividade).

Estudos de validação do sistema de vídeo são relatados na literatura (ANGULO & DAPENA, 1992; KERWIN & TWIGG, 1998). Entretanto, na análise do movimento humano por meio da videofluoroscopia, existe escassa investigação em relação à fidedignidade e objetividade do processo de digitalização manual das imagens obtidas.

Dessa forma, visto a necessidade de garantir a padronização do procedimento de digitalização manual na obtenção de dados cinemáticos, o presente estudo se propõe a avaliar a fidedignidade e objetividade dos dados cinemáticos obtidos por meio da digitalização manual de imagens de videofluoroscopia.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Amostra

Participaram do estudo 8 sujeitos, bolsistas de iniciação científica do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Dentre estes, 6 apresentavam pouca experiência em digitalização de imagens obtidas por cinematria (sujeitos 1 à 6), 1 apresentava média experiência (sujeito 7) e 1 apresentava grande experiência (sujeito 8).

### Procedimentos

Foi solicitada a cada indivíduo a digitalização manual de 11 pontos identificáveis nas estruturas ósseas de fêmur, patela e tíbia, obtidos por meio da videofluoroscopia. As imagens obtidas permitiam a visualização da articulação do joelho, no plano sagital, de um indivíduo do sexo masculino realizando um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta, sem implementação de carga externa, em três ângulos de movimento: 0 grau, 45 graus e 90 graus de flexão de joelho. Cada um dos pontos de interesse deveria ser digitalizado para os ângulos relacionados anteriormente e repetidos 5 vezes para cada angulação. O mesmo processo foi repetido em

três dias diferentes, com intervalo de no mínimo 1 dia e no máximo 7 dias entre as digitalizações. A sequência de imagens foi a mesma para todos os indivíduos que participaram do estudo. Os participantes do estudo assinaram termo autorizando a sua participação no estudo.

#### Instrumentação

As imagens foram obtidas utilizando-se um videofluoroscópio (intensificador de imagens) de marca Axiom Siemens Iconos R100 com uma televisão Siemens e videocassete Philips acoplados à unidade. As imagens obtidas foram reproduzidas e digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca Silicon Graphics 320 com entrada de super vídeo e vídeo composto integrado a sua workstation. A resolução do ajuste gráfico do sistema é de 1024 x 768 pixels.

As imagens radiográficas foram gravadas e exibidas no monitor do computador e, em seguida, digitalizadas manualmente usando o cursor gráfico do computador.

#### Determinação dos parâmetros anatômicos e biomecânicos

Os pontos digitalizados nas imagens radiográficas constituintes deste estudo fazem parte de um modelo espacial especialmente elaborado para a obtenção de parâmetros anatômicos e biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral (Figura 1). A partir da determinação destes parâmetros faz-se possível o cálculo das forças atuantes na articulação do joelho (força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de

contato patelofemoral), permitindo a determinação de distâncias perpendiculares entre linhas de ação do quadríceps e ligamento patelar aos centros de rotação articulares tibiofemoral e patelofemoral.

O modelo espacial foi composto por 11 pontos, digitalizados na seguinte ordem: ponto 1 - face posterior do côndilo medial da tíbia, ponto 2 - face anterior do côndilo medial da tíbia, ponto 3 - tuberosidade anterior da tíbia, ponto 4 - pólo inferior da patela, ponto 5 - pólo superior da patela, ponto 6 - ponto de menor distância entre a porção anterior do côndilo femoral e porção posterior da superfície articular da patela, ponto 7 - face distal anterior do côndilo femoral medial, ponto 8 - face distal média do côndilo femoral medial, ponto 9 - face distal posterior do côndilo femoral medial, ponto 10 - região supracondiliana anterior do fêmur, ponto 11 - limite visual do tecido mole correspondente à coxa.

A partir dos pontos de interesse digitalizados sobre estruturas ósseas, tecidos moles e interfaces articulares, foram obtidas 5 parâmetros que definem superfícies e alinhamentos ósseos, localizam pontos de inserção tendíneo e ligamentar, definem linhas de ação de tendões e ligamentos, e são descritas a seguir:

#### Parâmetro 1: Centro de rotação patelofemoral

Esta variável foi determinada de acordo com o método proposto por Komistek et al. (2000) e obtida a partir da digitalização de um ponto na interface articular entre a patela e

fêmur, representativo da menor distância entre estas estruturas (ponto 6).

#### Parâmetro 2: Inclinação do platô tibial

Para obtenção desta variável foi necessário definir o platô tibial, a partir de dois pontos representativos da sua posição na imagem radiográfica. Foram utilizados, com esta finalidade, dois pontos, um sobre a face posterior do côndilo medial da tibia (ponto 1) e outro sobre a face anterior do côndilo medial da tibia (ponto 2). A inclinação da reta que utiliza os dois pontos da tibia define a inclinação do platô tibial.

#### Parâmetro 3: Inclinação da linha de ação do ligamento patelar

A linha de ação do ligamento patelar foi obtida a partir da inserção do ligamento nas estruturas ósseas da tibia e patela. Foram utilizados dois pontos, um sobre a tuberosidade anterior da tibia (ponto 3) e outro no pólo inferior da patela (ponto 4). A linha calculada a partir destes pontos, determinou a inclinação da linha de ação do ligamento patelar, em relação à horizontal.

#### Parâmetro 4: Inclinação da linha de ação do tendão do músculo quadríceps

Foi obtida a partir da digitalização de três pontos na imagem radiográfica: dois pontos sobre as estruturas ósseas da patela e fêmur, e um ponto sobre o tecido mole visível. Estes pontos correspondem ao pólo superior da patela (ponto 5), região supracondiliana anterior do fêmur (ponto 10) e tecido mole (ponto 11). A

partir de cálculos matemáticos definiu-se a distância formada entre os pontos 10 e 11 e, em seguida foi definido o ponto médio desta distância. A linha de ação do tendão do músculo quadríceps é formada a partir do ponto 5 e do ponto médio obtido a partir dos pontos 10 e 11. A partir da localização da linha formada a partir destes pontos, foi calculada a inclinação da linha de ação do tendão do músculo quadríceps.

#### Parâmetro 5: Centro de rotação tibiofemoral

Parâmetro biomecânico obtido a partir da menor distância entre as superfícies articulares da tibia e do fêmur, baseado no método do ponto de contato proposto por Baltzopoulos (1995). Para obtenção deste ponto foi necessária a digitalização de 5 pontos sobre as estruturas ósseas, sendo duas delas na superfície da tibia e três na superfície do fêmur. Para mapear o platô tibial foi digitalizado um ponto sobre a face posterior do côndilo medial da tibia (ponto 1) e um ponto sobre a face anterior do côndilo medial da tibia (ponto 2). Com o objetivo de mapear o côndilo medial, foram digitalizados três pontos sobre o côndilo medial do fêmur, equidistantes entre si, localizado na região mais distal desta estrutura. A partir de um processo computacional, foram interpolados mais trinta pontos entre aqueles já digitalizados na tibia e trinta entre aqueles digitalizados no fêmur e calculado o ponto de menor distância entre estas superfícies ósseas. Este ponto determinou o centro de rotação tibiofemoral.

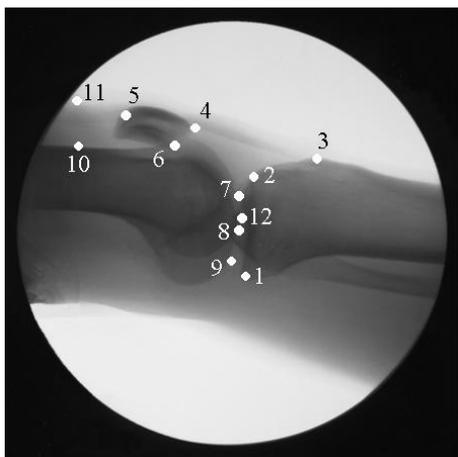


Figura 1: Representação dos pontos digitalizados na imagem radiográfica.

#### Análise dos dados

A variabilidade intra-sujeitos ou fidedignidade, segundo Hopkins (2000) refere-se a repetibilidade de uma medida ou variável, ou o grau de concordância dos resultados de um teste em diferentes testagens, utilizando-se para isso o mesmo examinador, os mesmos avaliadores e as mesmas condições de aplicabilidade.

A variabilidade inter-sujeitos ou objetividade, segundo Tritschler (2000), se refere à exatidão do sistema de obtenção de resultados de um instrumento de avaliação. A partir de um instrumento de avaliação objetivo e consistente, pode-se obter resultados semelhantes, independente do examinador.

ANOVA de três caminhos testando os efeitos gerais e as interações entre as variáveis analisadas (sujeitos, dias e posições) foi utilizada para verificar a fidedignidade do processo de digitalização manual de imagens. Dessa forma, a fidedignidade da digitalização de imagens foi observada para cada sujeito, a partir das 5 parâmetros analisadas (inclinação do platô tibial, inclinação da linha de ação do

ligamento patelar, inclinação da linha de ação do quadríceps, centro de rotação tibiofemoral e centro de rotação patelofemoral), nos três dias de trabalho e nos três ângulos do movimento (90 graus, 45 graus e 0 grau). Foi obtido o índice de significância (p) e potência observada para cada uma das variáveis.

A variabilidade intra-sujeitos em diferentes dias, comparando as aquisições realizadas em sessões de dias alternados, foi obtida para as cinco variáveis a partir da determinação das médias e desvio-padrão, avaliando-se os três dias de trabalho, para cada um dos três ângulos de movimento.

Para estimar a variabilidade inter-sujeitos foi utilizado o desvio-padrão. O desvio-padrão foi determinado para as cinco variáveis testadas, a partir dos dados obtidos de todos os sujeitos do estudo, no segundo dia de trabalho, para as três angulações testadas.

Para verificar a normalidade da amostra foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk que apontou uma distribuição paramétrica do grupo analisado.

O índice de significância adotado em todos os testes foi de 5% ( $p < 0,05$ ).

Os dados obtidos foram tabulados em Planilha Excel (Microsoft Excel versão 2000). Para análise estatística dos dados foi utilizado o pacote estatístico SPSS versão 10.0.

## RESULTADOS

As Figuras 2 e 3 apresentam os resultados obtidos na avaliação da variabilidade intra-sujeitos para os três dias de análise. A Figura 1 apresenta as médias e desvios-padrão

obtidos para os parâmetros de posição linear, CRPF (coordenada X) e CRTF (coordenada X), quando o joelho localizava-se a 45 graus de flexão, e a Figura 3 apresenta as médias e desvios-padrão obtidos para os parâmetros inclinação do platô tibial, inclinação do ligamento patelar e inclinação do músculo quadríceps, quando o joelho encontrava-se a 45 graus de flexão. A variabilidade intra-sujeito para os cinco parâmetros nos ângulos de flexão de 0 e 90 graus, apresentaram comportamentos bastante semelhantes aos aqui representados.

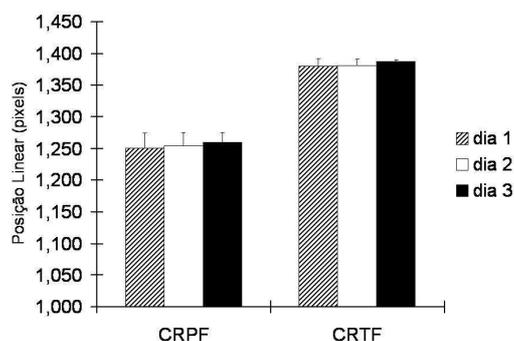


Figura 2 – Variação intra-sujeitos obtida para os parâmetros CRPF (coordenada X) e CRTF (coordenada X), no ângulo de 45°, nos três dias de análise.

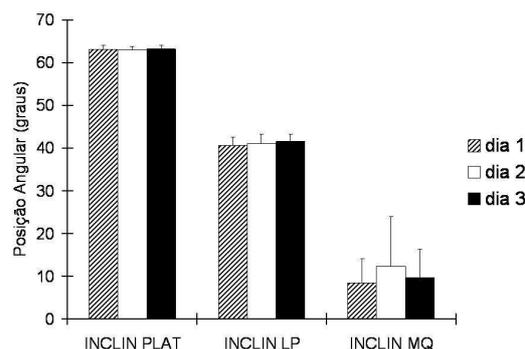


Figura 3 – Variação intra-sujeitos obtida para os parâmetros inclinação do platô tibial, inclinação da linha de ação do ligamento patelar e inclinação da linha de ação do músculo quadríceps, respectivamente, no ângulo de 45°, nos três dias de análise.

As Figuras 4, 5 e 6 apresentam os resultados obtidos na avaliação da variabilidade inter-sujeitos para o segundo dia de trabalho. Sabendo que o presente estudo avaliou 5 parâmetros, em três ângulos de flexão de joelho (0, 45 e 90 graus), em três dias diferentes, apenas serão apresentados os resultados de um parâmetro de posição linear, um parâmetro de posição angular e um parâmetro que obteve maior variabilidade na análise inter-sujeito, em apenas um dos dias e ângulos avaliados. A figura 4 apresenta as médias e desvios-padrão obtidos para cada um dos 8 sujeitos, para o parâmetro CRTF (coordenada Y), quando o joelho localizava-se a 90 graus de flexão. A figura 5 apresenta as médias e desvios-padrão obtidos para todos os sujeitos para o parâmetro inclinação do platô tibial, quando o joelho localizava-se a 45 graus de flexão. A Figura 6 apresenta os resultados obtidos para os 8 sujeitos na análise do parâmetro inclinação do

músculo quadríceps, quando o joelho localizava-se a 0 grau de flexão.

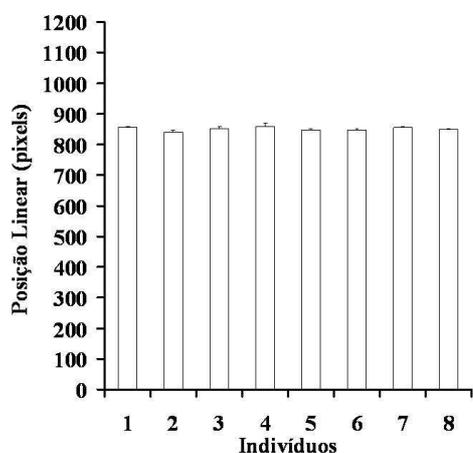


Figura 4 – Variação inter-sujeitos para o parâmetro centro de rotação tibiofemoral (coordenada y), no segundo dia de trabalho, no ângulo de 90 graus de flexão.

Os resultados obtidos para o parâmetro CRTF (coordenada Y), apontam não haver variação na localização deste parâmetro na análise da variabilidade inter-sujeito, visto que as médias obtidas para cada indivíduo, no segundo dia de trabalho, foram bastante semelhantes, bem como apresentaram baixos valores de desvios-padrão. O mesmo ocorreu para o parâmetro inclinação do platô tibial, apresentando baixa variabilidade inter-sujeitos, analisando-se as médias e desvios-padrão obtidas para os 8 sujeitos. Analisando o parâmetro inclinação do músculo quadríceps, observa-se grande variabilidade na localização desta variável, comparando-se as médias obtidas para os 8 sujeitos, no segundo dia de trabalho. Além disso, observa-se altos desvios-padrão, o que compromete a objetividade na determinação deste parâmetro.

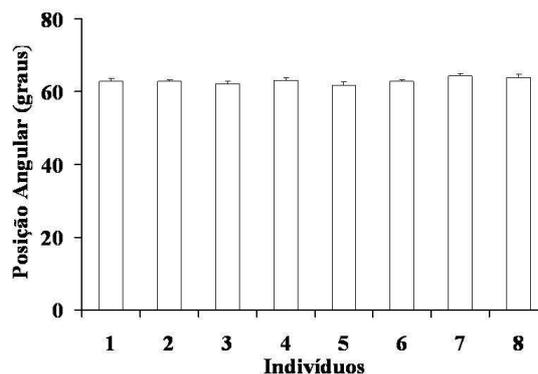


Figura 5 – Variação inter-sujeitos para o parâmetro inclinação do platô tibial, no segundo dia de trabalho, no ângulo de 45 graus de flexão.

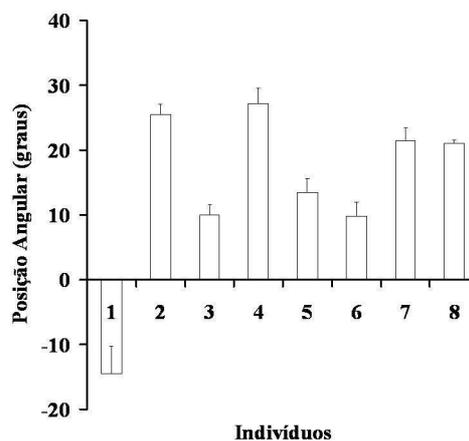


Figura 6 – Variação inter-sujeito do parâmetro ângulo do quadríceps, para o segundo dia de trabalho, no ângulo de 0 graus de flexão.

Analisando os efeitos gerais e interações obtidos a partir da ANOVA de três caminhos, o centro de rotação patelofemoral, na coordenada X, apresentou um comportamento diferente entre as posições e entre sujeitos ( $P < 0.001$ ). No entanto, o CRPFx não apresentou diferenças entre os dias ( $P = 0.083$ ). A potência observada foi alta, maior do que 0,98, com exceção dos dias que apresentou-se igual a 0,62. As interações entre posições e sujeitos; e posições

e sujeitos e dias, também foram significativas ( $P < 0.05$ ; potência observada  $> 0.99$ ).

Diferenças significativas foram observadas nas posições, nos sujeitos, bem como nas interações entre sujeitos e dias; posições e sujeitos; e posições, sujeitos e dias, para a variável CRPFy ( $P < 0,01$ ; potência observada  $> 0.98$ ). Por outro lado, o CRPFy não apresentou diferenças entre dias, nem mesmo na interação entre posições e dias ( $P > 0.05$ , potência observada  $\cong 0.4$ ).

Não houve diferença significativa para dias, efeito entre os sujeitos, e todas as interações ( $P > 0.05$ ; potência observada  $> 0.6$ ), com exceção do efeito para posição ( $P < 0.05$ ; potência observada  $> 0.6$ ) para ângulo de flexão.

Houve diferenças para todos os efeitos gerais (dias, posições e sujeitos) e interação entre posições e sujeitos para a inclinação da linha de ação do ligamento patelar ( $P < 0.05$ ; potência observada  $> 0.7$ ). As seguintes interações não apresentaram significância ( $P > 0.05$ ): posições e dias; sujeitos e dias; posições, sujeitos e dias.

Diferenças significativas foram observadas em posições, sujeitos, dias, interações entre posições e sujeitos e interações entre posição, dias e sujeitos para a variável inclinação da linha de ação do quadríceps ( $P < 0.05$ ; potência observada  $> 0.90$ ). Mas, para a mesma variável, não houve diferenças na interação entre posições e dias ( $P > 0.05$ , potência observada = 0.66).

O efeito de dias, sujeitos, posições, interações entre posições e sujeitos, posições e dias; sujeitos e dias; e posições, sujeitos e dias

foram significativas ( $P < 0.05$ , potência observada  $> 0.80$ ) para o centro de rotação tibiofemoral X. Todos os efeitos também foram significativos, com exceção da interação entre posições e dias; e posição, sujeitos e dias ( $P > 0.05$ ) for para o centro de rotação tibiofemoral Y.

## DISCUSSÃO

A proposta deste estudo foi analisar a fidedignidade e objetividade de variáveis cinemáticas através da videofluoroscopia. As cinco variáveis analisadas fazem parte de um estudo que objetiva calcular as forças impostas à articulação do joelho e foram obtidas a partir da digitalização manual de 12 pontos nas imagens radiográficas. Os resultados desta investigação demonstra que todas as variáveis foram modificadas em relação aos efeitos intra e inter-avaliadores. No entanto, a média de erro foi pequena para a maioria das variáveis.

O processo de digitalização das imagens pode ser influenciado pela experiência do operador, pela qualidade da imagem a ser processada e pela determinação das variáveis de interesse. No presente estudo, as imagens radiográficas utilizadas para a digitalização dos pontos de interesse apresentavam as mesmas características e advinham do mesmo equipamento, não sofrendo a influência de diferenças na qualidade de sua obtenção. No entanto, diferenças existem na experiência dos operadores e variáveis analisadas em relação a sua localização, logo, diferenças nos erros provenientes da digitalização manual são esperados.

A inclinação da linha de ação do quadríceps parece apresentar-se como o parâmetro de localização mais crítico, por apresentar grande variabilidade tanto na análise intra quanto inter-sujeitos. A determinação desta variável requer a digitalização de três pontos na imagem radiográfica, dois deles em estruturas ósseas, e um deles na região de tecidos moles. O problema encontrado na determinação desta variável pode estar associado a dificuldade na visualização dos tecidos moles (músculos) na imagem radiográfica e a dificuldade na escolha do critério para a localização de um dos pontos na estrutura óssea.

Apesar da avaliação radiográfica se destinar a visualização dos segmentos corporais ósseos, é possível visualizar o limite da massa muscular da coxa do indivíduo avaliado, representada na imagem através de uma linha espessa e escura. A espessura desta linha, no entanto, parece influenciar negativamente no processo de digitalização da imagem.

Além disso, a massa muscular da coxa é mostrada na imagem digitalizada em uma região que vai da porção superior da patela até o limite da imagem obtida pelo exame radiográfico. A pouca especificidade na localização do ponto 11 pode dificultar a escolha dos critérios para a digitalização do mesmo, refletindo-se no achado de altos desvios-padrão por este estudo. Estes valores também podem ter sido influenciados na digitalização do ponto 5 (pólo superior da patela). Este ponto representa a localização da inserção do músculo quadríceps no pólo superior da patela. A instrução dada aos sujeitos

foi digitalizar um ponto representativo desta localização, contudo a inserção deste músculo na referida região óssea não é precisa. Provavelmente a falta de uma informação mais específica, acerca da localização deste ponto possa ter gerado uma fonte de erro e conseqüentemente altos índices de variabilidade, que se refletem nos altos desvios-padrão.

Dessa forma, seria necessário que os sujeitos da amostra utilizassem critérios bem estabelecidos para repetir a digitalização sobre o ponto de interesse, de maneira correta, e em dias diferentes. Podemos inferir que se fazem necessários critérios mais objetivos para a localização deste ponto na imagem radiográfica.

O parâmetro representativo da inclinação do platô tibial, apesar de ser determinado a partir da digitalização de dois pontos subjetivos nas imagens radiográficas, apresentou-se como um dos parâmetros de posição angular bastante objetivo e fidedigno, independente do dia de digitalização, principalmente nos ângulos de 0 e 45 graus de flexão do joelho.

Analisando os resultados obtidos para o parâmetro CRPF, nas coordenadas X e Y, observou-se valores de médias semelhantes na análise intra e inter-sujeitos e desvios-padrão baixos. A identificação desta variável nas imagens radiográficas necessitava da localização da região de menor distância entre fêmur e patela, para que fosse digitalizado, posteriormente, um único ponto representativo dessa distância. Apesar de tratar-se de uma variável determinada em uma zona de interface articular, diretamente influenciada pela subjetividade do sujeito que realiza a

digitalização das imagens, a sua identificação apresentou-se fidedigna e objetiva.

Resultados semelhantes foram obtidos para os parâmetros centro de rotação tibiofemoral (determinado a partir de 5 pontos, todos eles subjetivos) e inclinação da linha de ação do ligamento patelar (determinado a partir de dois pontos objetivos na imagem, sendo possível visualizar seus contornos na imagem radiográfica). Desta forma, pode-se inferir que as variáveis CRPF, CRTF e inclinação da linha de ação do ligamento patelar foram as que melhor resultados apresentaram na análise da fidedignidade e objetividade do processo de digitalização manual. Por serem parâmetros determinadas de maneiras tão diferentes, desde estruturas ósseas bem definidas até interfaces articulares, parece que a subjetividade da localização dos pontos não interfere na acurácia do processo de digitalização manual.

Considerando-se a utilização do processo de digitalização manual de imagens para a determinação de variáveis cinemáticas, que viabilizarão a posterior obtenção de dados cinéticos, deve-se enfatizar os resultados obtidos para duas variáveis deste estudo. Têm sido reportado que alterações na cinemática podem resultar em mudanças significativas, por exemplo, na força e torque muscular. (KIROLAINEN et al., 2001). A variável inclinação da linha de ação do quadríceps foi a que apresentou as maiores variações na obtenção das médias intra e inter-avaliadores e os maiores desvios-padrão para a localização do parâmetro na imagem. Este parâmetro é fundamental na determinação das forças que atuam na articulação do joelho para a realização

do movimento de extensão de joelho. Havendo dificuldades na reprodução dos pontos que compõem o mesmo nas imagens de videofluoroscopia, inter ou intra- indivíduos e inter ou intra-dias, como foi observado nas análises, inviabiliza a sua utilização em estudos que objetivam a obtenção de dados cinéticos a partir de variáveis cinemáticas.

A determinação do parâmetro inclinação do platô tibial em estudos que se propõem a avaliar a cinemática articular humana é fundamental e erros advindos desta medida poderiam prejudicar a obtenção de informações objetivas da posição articular ao longo do movimento. Apesar de apresentar resultados objetivos e fidedignos no ângulo de 0 e 45 graus, apresentou maior variação em seus resultados para o ângulo de 90 graus. Esta variabilidade, para este ângulo especificamente, deve ser investigada, a fim de não interferir nos resultados finais do estudo ao qual este está vinculado.

A experiência do operador é um fator importante para a objetividade do processo de digitalização manual. Além disso, parece importante o conhecimento do sistema de digitalização e um bom treinamento do avaliador (JANURA E VAVERKA, 1994). A partir de uma avaliação qualitativa dos resultados apresentados, não parece haver influência da experiência do operador na digitalização das imagens de videofluoroscopia utilizadas neste estudo.

## CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, pode-se concluir que:

- A digitalização manual da variável inclinação da linha de ação do tendão do músculo quadríceps apresentou resultados insatisfatórios na análise da fidedignidade e objetividade. Se faz necessário estabelecer critérios bem definidos para a localização desta variável na imagem radiográfica.

- Parece não haver relação entre a localização dos pontos de interesse na imagem radiográfica (estruturas ósseas, tecidos moles ou interfaces articulares) e índices de variabilidade, ou seja, a determinação da variável parece não ser influenciada unicamente pela objetividade ou subjetividade da determinação do parâmetro.

- O nível de experiência do operador parece não ter influenciado o processo de digitalização de imagens de videofluoroscopia proposto neste estudo.

## REFERÊNCIAS

- [1] ANGULO, R. M.; DAPENA, J. Comparison of film and video techniques for estimating three-dimensional coordinates within a large field”, *International Journal of Sport Biomechanics*, (8):145-151, 1992.
- [2] BALTZOPOULOS, V. “A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics”, *Clinical Biomechanics* 10(2):85-92, 1995.
- [3] CHIARI, L.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture*, 21: 197-211, 2005.
- [4] GARLING, E.H.; KAPTEIN, B.L.; GELEIJNS, K., NELISSEN, R.G.H.H.; VALSTAR, E.R. Marker Configuration Model – Based Roentgen Fluoroscopy Analysis. *Journal of Biomechanics*, 38:893-901, 2005.
- [5] KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V.B. Repeatability of kinematics, kinetics, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, v.7, p.849-60, 1989.
- [6] HOPKINS, W.G. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine* 30:1-15, 2000.
- [7] JANURA, M.; VAVERKA, F. On the objectivity of kinematic data obtained from kinematic analysis of the movement. *Biomechanics in Sports XII*, Budapest, 1994, pp. 292-95, 1994.
- [8] KARRHOLM, J. Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications. *Acta Orthop. Scand.* 60 (4): 491-503, 1989.
- [9] KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. *In vivo* determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clinical Biomechanics* (14):118-124, 1999.
- [10] KERWIN, D.G.; TWIGG, D.R. Precision and accuracy of video and cinefilm digitising systems. *Anais do NACOB*, 1998, pp.98-100, 1998.
- [11] KIROLAINEN, H.; BELLI, A.; KOMI, P.V. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc.* 33(8): 1330-7, 2001.
- [12] KOMISTEK, R.D.; DENNIS, D.A., MABE, J.A., WALKER, S.A. An *in vivo* determination of patelofemoral contact positions. *Clinical Biomechanics*, n.15, p.29-36, 2000.
- [13] SQUIRE, L.F.; NOVELLINE, R.A. *Fundamentos de Radiologia*, Artes Médicas: Porto Alegre, 1992.
- [14] TRITSCHLER, K.; BARROW, H.M. *Barrow & McGee's Practical Measurement and Assessment*.

Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

[15] WILSON, D.J.; SMITH, B.K.; GIBSON, J.K.; CHOE, B.K.; GABA, B.C.; VOELZ, J.T. "Accuracy of digitization using

automated and manual methods" *Physical Therapy* 79(6): 558-66, 1999.

[16] YEADON, M.R.; CHALLIS, J.H. "The future of performance-related sports biomechanics research", *Journal of Sports Sciences* 12:3-32, 1994.

## APÊNDICE D - COMPARAÇÃO DA CALIBRAÇÃO LINEAR E NÃO-LINEAR NA ANÁLISE DE IMAGENS OBTIDAS POR VIDEOFLUOROSCOPIA

Caroline Bernardes<sup>1</sup>, Luis Felipe Silveira<sup>1</sup>, Francisco Xavier de Araújo<sup>1,2</sup>, Gustavo Portella<sup>2</sup>, João Paulo Cañeiro<sup>1</sup>, Manoel Ângelo de Araújo<sup>3</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Pesquisa do Exercício – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS – Porto Alegre - RS.

<sup>2</sup>Centro Universitário Metodista IPA – Porto Alegre – RS.

<sup>3</sup>Hospital Mãe de Deus– Porto Alegre – RS.

**Resumo:** A videofluoroscopia apresenta como fator limitante para análise da cinemática articular, a distorção ótica da imagem de raio X. Um fator ainda questionado seria de que forma a correção linear das imagens radiográficas poderia interferir na obtenção de parâmetros biomecânicos para análise da cinemática articular. O presente estudo teve como objetivo comparar a calibração de imagens linear e não-linear, obtidas por videofluoroscopia, a partir da análise de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho. Para isso, foi realizado um estudo de caso, analisando um exercício de extensão de joelho, em cadeia cinética aberta, sem carga. Os parâmetros avaliados foram: localização da tuberosidade anterior da tibia, centro de rotação tibiofemoral, momento do peso do segmento perna-pé e distância perpendicular e força do ligamento patelar. Foram desenvolvidas rotinas no software Matlab® para digitalização e análise dos dados. Houveram diferenças significativas na análise dos cinco parâmetros biomecânicos quando utilizadas a calibração linear e não-linear.

**Palavras chave:** videofluoroscopia, calibração de imagens não-linear, calibração de imagens linear, parâmetros biomecânicos, joelho.

**Abstract:** The videofluoroscopy has as limited factor for the analysis of the joint kinematics, the optical distortion of the X-ray. A factor that is still questioned would be the way that the linear correction of the radiographic images could intervene upon the obtaining of the of biomechanics parameters for analysis of the joint kinematics. The aim of the present study was to compare the calibration of linear and nonlinear images, gotten by means of videofluoroscopy, from the analysis of biomechanics parameters of the knee joint. For that, a case study was carried through, it had been analyzed an exercise of knee extension, in opened kinetic chain, without load. The evaluated parameters had been: localization of the anterior tibial tuberosity, rotation center of the tibiofemoral joint, moment of the weight leg-foot segments, perpendicular distance, and patellar ligament force. Routines in Matlab software for digitizing and analysis all the data had been also developed. It had been found significant differences in all five biomechanics parameters analyzed when used the linear and nonlinear calibration.

**Keywords:** videofluoroscopy, nonlinear calibration, linear calibration, biomechanics parameters, knee.

### INTRODUÇÃO

A cinemetria trata-se de uma técnica com base em registro de eventos cinemáticos. A utilizada para avaliar o movimento humano videofluoroscopia apresenta-se como um

método bastante apropriado para a análise da cinemática articular *in vivo* e de forma não invasiva, entretanto possui como principal fator limitante a distorção ótica da imagem de raios X [1,2,3].

A distorção da imagem de raios X por videofluoroscopia ocorre por diferentes aspectos durante sua captação [4]. A distância entre o plano do objeto e a tela do intensificador, o efeito pin-cushion (alteração máxima na periferia e mínima na região central da imagem) e o sistema de televisão utilizado na análise dos dados, estão entre alguns dos fatores que podem interferir na homogeneidade da imagem [1,3].

Os estudos que utilizam a videofluoroscopia para análise do movimento humano realizam a correção da distorção não-linear das imagens radiográficas, por meio da utilização de cálculos matemáticos, como forma de minimizar os efeitos da distorção sobre os resultados obtidos. Por sua vez, implementam métodos de correção e utilizam padrões de calibração no processo de captura, processamento e análise das imagens radiográficas. Dessa forma, a realização de análises utilizando a videofluoroscopia fica restrita ao âmbito da pesquisa, visto que se torna difícil a implementação de métodos de calibração por operadores não familiarizados com os seus princípios matemáticos.

Um fator a ser questionado, no entanto, seria de que maneira a calibração não-linear das imagens radiográficas afeta os resultados na análise da cinemática articular, especificamente, na obtenção dos parâmetros biomecânicos. A distorção não-linear das imagens radiográficas

realmente altera os dados cinemáticos e cinéticos dos modelos biomecânicos que utilizam a videofluoroscopia? Dessa maneira, o presente estudo tem como objetivo comparar a calibração de imagens linear e não-linear, obtidas por videofluoroscopia, a partir da análise de parâmetros biomecânicos da articulação do joelho.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Instrumentação:

Imagens radiográficas foram captadas utilizando-se um videofluoroscópio da marca Axiom Siemens Iconos R100 com um televisor Siemens e videocassete Philips acoplados à unidade (frequência de amostragem de 30 Hz). As imagens foram digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca silicon graphics 320 com entrada de super vídeo e vídeo composto integrado a sua workstation. Foram desenvolvidas rotinas computacionais utilizando o software Matlab® para a digitalização das imagens e análise dos dados.

### Procedimentos de Coleta:

Um indivíduo, do sexo feminino, sem história de lesão no joelho, posicionado sobre uma cadeira, com segmento coxa fixo ao assento, e exposição sagital da articulação do joelho ao videofluoroscópio, foi orientado a realizar três repetições de um exercício de extensão-flexão do joelho, em cadeia cinética aberta, sem carga externa, a uma velocidade de 45°/s, monitorada por um feedback sonoro contínuo.

Procedimentos de Calibração das Imagens:

Para a calibração não linear, foi utilizado um padrão de calibração (phantom), constituído de uma chapa de acrílico de 900 cm<sup>2</sup> (30x30cm), 10 mm de espessura com 242 esferas de chumbo, com 1 mm de diâmetro, com espaçamento vertical e horizontal de 10 mm entre linhas e colunas (Figura 1). Para a determinação da posição de cada esfera foi utilizado um paquímetro da marca Mytutoio, com resolução de 0.05 mm. Foram escolhidos, aleatoriamente, 26 pontos no phantom, de maneira a contemplar toda a área radiografada. Estes pontos foram manualmente digitalizados no sistema de vídeo. A Figura 2 mostra o phantom visualizado a partir do videofluoroscópio.

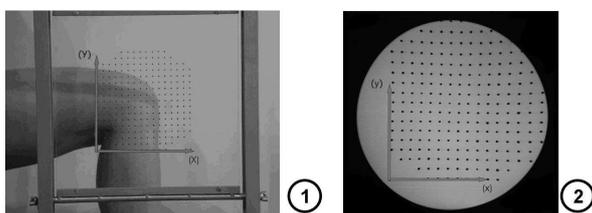


Figura 1 – Padrão de calibração não-linear (joelho apenas ilustrativo na imagem).

Figura 2 – Padrão de calibração.

O modelo matemático utilizado para calibração não linear das imagens radiográficas, descrito por Silveira et al. [5], consiste em estabelecer uma correlação entre as coordenadas de pontos reais e as coordenadas do sistema de pontos obtidas a partir das imagens radiográficas, utilizando funções polinomiais (Equações 1 e 2):

$$X_p = a_1 + a_2 x_p + a_3 y_p + a_4 x_p^2 + a_5 x_p y_p + a_6 y_p^2 \quad (1)$$

$$Y_p = b_1 + b_2 x_p + b_3 y_p + b_4 x_p^2 + b_5 x_p y_p + b_6 y_p^2 \quad (2)$$

Para a calibração linear, foram digitalizados dois únicos pontos no phantom. Conhecendo-se previamente a distância real entre estes pontos, foi possível ajustar proporcionalmente os demais pontos no phantom, baseando-se na mesma medida.

Parâmetros biomecânicos avaliados:

Foram utilizados cinco parâmetros biomecânicos da articulação do joelho.

A tuberosidade tibial anterior (TTA) foi representada por um ponto digitalizado diretamente sobre a estrutura óssea.

O centro de rotação tibiofemoral (CRTF) foi obtido a partir da digitalização de cinco pontos na imagem radiográfica: três pontos no fêmur e dois pontos na tíbia. Por meio de uma rotina computacional, são reconstruídos, a partir destes pontos, o côndilo medial do fêmur e o platô tibial. O CRTF é determinado por um novo ponto, representado como o de menor distância entre os segmentos fêmur e tíbia.

A distância perpendicular do ligamento patelar (DPLP) foi obtida a partir da menor distância entre a linha de ação do tendão patelar (obtida por meio da digitalização de um ponto na TTA e outro no pólo inferior da patela) e o centro de rotação tibiofemoral (descrito anteriormente).

O torque externo do segmento perna-pé (TE) foi obtido a partir da seguinte equação (3):

$$\vec{M} = I\alpha - \vec{M}_P \quad (3)$$

onde,

M; torque externo do segmento perna+pé

I; momento de inércia do segmento

$\alpha$  □ aceleração angular do segmento

$M_p$ ; momento peso do segmento perna+pé

Os parâmetros antropométricos dos segmentos perna e pé utilizados neste estudo foram obtidos por meio de tabelas propostas por Clauser [6] para os parâmetros de massa e centro de massa, e Dempster [7] para o momento de inércia. A aceleração angular ( $\alpha$ ) foi obtida a partir da dupla derivação da cinemetria (videofluoroscopia).

A força do ligamento patelar (FLP) foi obtida pela razão entre o TE e a DPLP, apresentada na equação 2.

$$\vec{F}_{LP} = \frac{\vec{M}}{D_{LP}^\perp} \quad (4)$$

onde,

$F_{LP}$ ; força do ligamento patelar

M; momento do segmento perna+pé

$D_{LP}^\perp$ ; distância perpendicular do ligamento patelar

#### Análise Estatística:

Os dados obtidos para a calibração linear e não-linear, para os cinco parâmetros biomecânicos analisados, foram tabulados em planilha Excel®. Foram calculadas as médias das três execuções do exercício de extensão-flexão, por ângulo, para cada um dos parâmetros avaliados. Em seguida, foram calculadas as diferenças para cada um dos parâmetros, entre os dois métodos de calibração. Os resultados foram tabulados em uma planilha SPSS® versão 13.0. Foi aplicado o Test T Student para verificar se as diferenças entre a calibração linear e não-linear para cada

um dos parâmetros analisados eram iguais a zero. O índice de significância adotado foi de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS

A Figura 3 apresenta os deslocamentos horizontal e vertical da TTA ao longo do tempo. Ao comparar os dois métodos de calibração, observam-se variações de até 6mm no deslocamento horizontal e 14mm, no deslocamento vertical da TTA.

A Figura 4 apresenta o deslocamento horizontal e vertical do CRTF ao longo do tempo. O centro de rotação, a partir dos dois métodos de calibração, apresentou diferenças nos deslocamentos horizontal de, aproximadamente, 4mm, e vertical de, aproximadamente, 8mm.

A Figura 5 apresenta o comportamento da DPLP em função do ângulo de flexão do joelho. Pode-se observar que as diferenças entre os métodos se mantêm ao longo do exercício analisado, para a DPLP, mantendo-se na ordem de 4mm.

A Figura 6 apresenta o TE em função do ângulo de flexão do joelho. Pode-se observar uma pequena variação gráfica deste parâmetro, entre os métodos de calibração avaliados.

A Figura 7 apresenta a FLP ao longo do ângulo de flexão do joelho. A partir dos resultados, observa-se diferença entre os métodos de calibração para a determinação deste parâmetro, principalmente nos últimos graus de extensão do joelho, onde há uma variação da força de, aproximadamente, 20N.

Todas as diferenças verificadas nos gráficos são confirmadas estatisticamente, como podem ser visualizadas na Tabela 1, que apresenta a média, desvio-padrão e índice de significância, na análise das diferenças para os cinco parâmetros avaliados.

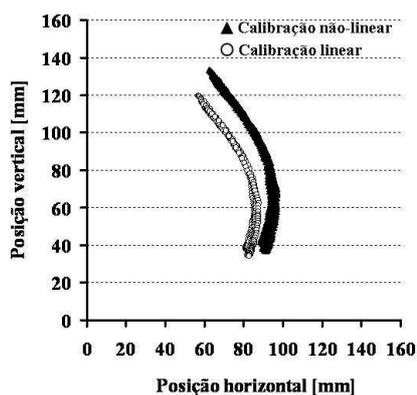


Figura 3 – Localização da TTA.

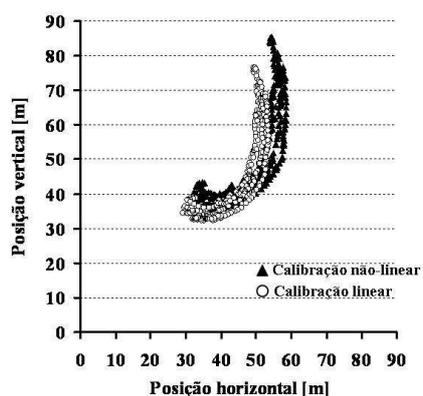


Figura 4 – Localização do CRTF.

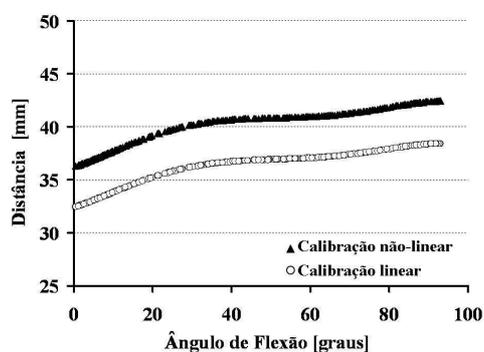


Figura 5 – Distância perpendicular do ligamento patelar.

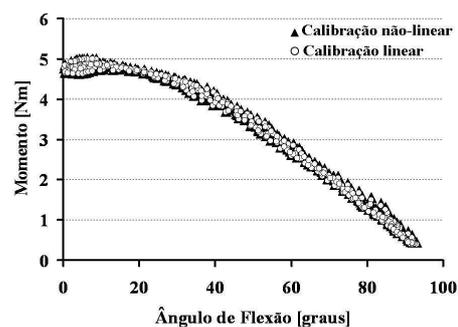


Figura 6 – Torque externo do segmento perna-pé.

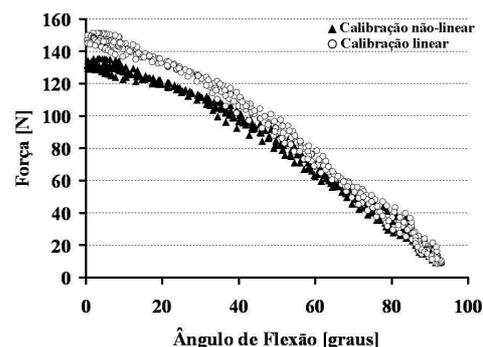


Figura 7 – Força do ligamento patelar.

Tabela 1: Calibração linear e não-linear.

Parâmetros	Diferença Média	Desv. padrão	Sig.
TTA [m]	0,012	0,002	0,000
CRTF [m]	0,007	0,002	0,000
$D_{LP}^{\perp}$ [m]	0,004	0,000	0,000
M [Nm]	0,031	0,018	0,000
$F_{LP}$ [N]	8,188	5,468	0,000

## DISCUSSÃO

Os parâmetros comparados neste estudo são obtidos de diferentes maneiras. A localização da tuberosidade anterior da tíbia é obtida a partir da localização de um ponto diretamente digitalizado sobre esta estrutura óssea. Para este parâmetro, pode-se observar uma variação média de 1 cm entre os dois métodos de calibração avaliados. Como esta variação não apresentava-se linear, a máxima diferença foi encontrada na extremidade da

curva obtida, alcançando 1,4 cm. Esta variação representa uma diferença de 14% entre os métodos avaliados. Reconhecendo que este parâmetro trata-se da representação de um ponto isolado, que pouco influencia no cálculo das forças e momentos atuantes na articulação do joelho, considera-se, apesar da diferença significativa, uma baixa propagação do erro associado às diferentes calibrações.

Já o CRTF é obtido indiretamente, a partir da reconstrução do platô tibial e côndilo femoral, e depende da localização de cinco pontos nas estruturas ósseas de fêmur e tibia. A diferença média obtida na localização deste parâmetro foi de 7 mm, valor este, bastante inferior comparado ao obtido para a TTA. Isto pode ser explicado pela forma com que a distorção ocorre nas imagens de videofluoroscopia. Como as imagens sofrem o efeito pin-cushion (maior distorção na periferia e menor distorção no centro da imagem), quando comparamos os dois parâmetros na imagem radiográfica, observamos que a TTA encontra-se mais afastada do centro da imagem, enquanto o centro de rotação encontra-se mais central na imagem. Dessa forma, apesar deste parâmetro depender da identificação de cinco pontos nas imagens radiográficas, observa-se uma menor propagação de erro, comparando os métodos de calibração.

A DPLP, o TE e a FLP foram obtidos a partir de cálculos matemáticos. As diferenças na calibração parecem não afetar o comportamento da DPLP, no entanto, observa-se uma diferença média na sua magnitude de, aproximadamente, 4 mm.

O TE, por outro lado, manteve, praticamente, o mesmo comportamento e magnitude pelos dois métodos de calibração avaliados, com uma diferença média de 0,03 Nm. Sabendo que este parâmetro apresenta-se de fundamental importância para o cálculo das forças atuantes na articulação do joelho, e atingir valor máximo de 5 Nm e mínimo de 0,4 Nm, esta diferença entre os métodos de calibração são praticamente irrelevantes. Dessa forma, independente do método de calibração utilizado, obter-se-ia os mesmos resultados.

Ao analisar a FLP, parâmetro cinético avaliado pelo estudo e amplamente utilizado na literatura na tentativa de estimar o efeito das forças externas nas estruturas internas do corpo humano, observa-se uma diferença média de 8,19 N entre os métodos de calibração, alcançando uma diferença de até 20 N, ao final da extensão do joelho, devida a diferença não apresentar-se linear. Desta maneira, se utilizada a calibração linear em imagens obtidas por videofluoroscopia, na análise da FLP, nesta fase do movimento, estar-se-ia superestimando os resultados em até 13%, em determinadas amplitudes de movimento.

Foi possível observar que existem diferenças estatisticamente significativas para todos os parâmetros biomecânicos obtidos comparando a calibração linear e não-linear. No entanto, essas diferenças não são lineares, e apresentam-se maiores ou menores, conforme o parâmetro avaliado, dependendo da amplitude de movimento ou comportamento gráfico.

## CONCLUSÃO

Foram encontradas diferenças entre os métodos de calibração na faixa de 10% à 15%. Reconhecendo que a calibração não-linear trata-se de um procedimento que requer conhecimentos mais aprofundados dos princípios matemáticos do método, possuindo aplicabilidade mais restrita no âmbito clínico por operadores não familiarizados, poder-se-ia utilizar a calibração linear pela facilidade do processamento dos dados, desde que o fator de interesse seja, por exemplo, o comportamento dos parâmetros envolvidos, e não a magnitude das variáveis.

## AGRADECIMENTOS

Ao Hospital Mãe de Deus de Porto Alegre e aos funcionários do setor de Radiologia, pela disponibilidade e auxílio operacional.

## REFERÊNCIAS

- [1] Baltzopoulos V. A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clinical Biomechanics* 1995; 0(2):85-92.
- [2] Kellis E, Baltzopoulos V. *In vivo* determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clin. Biomec.* 1999; 14: 118-124.
- [3] Soimu D, Badea C, Pallikarakis N. A novel approach for distortion correction for X-ray image intensifiers. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2003; (27):79-85.
- [4] Squire LF, Novelline RA. *Fundamentos de Radiologia*. Porto Alegre: Artes Médicas, 1992.
- [5] Silveira LF, Cañeiro JP, Bernardes C, Aldabe D, Araújo MA, Loss JF. Método para a Correção da Distorção de Imagens obtidas por Videofluoroscopia. *Revista Radiologia Brasileira* 38 2005; (6):427-430.
- [6] Clauser CE, McConville JT, Young JW, Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base: Ohio, 1969.
- [7] Dempster WT. Space Requirements of the seated operator. WADC Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base: Ohio, 55-159, 1955.
- [8] Mosca LG, Mosca LE. *Técnica Radiológica: Teoria y Practica*. López Libreros Editores: Buenos Aires, 1971.
- [9] Zhang G, He J, Yang X. Calibrating camera radial distortion with cross-ratio invariability. *Optics & Laser Technology* 2003; 35:457-61.

## **APÊNDICE E – ANÁLISE DO CENTRO DE ROTAÇÃO TIBIOFEMORAL EM UM INDIVÍDUO COM RUPTURA DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR**

Francisco Xavier de Araujo<sup>1,2</sup>, Caroline Bernardes<sup>1</sup>, Gustavo Portella<sup>1</sup>, Luis Felipe Silveira<sup>1</sup>, Manoel Angelo de Araujo<sup>3</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre.

<sup>2</sup>Centro Universitário Metodista IPA – Porto Alegre – RS.

<sup>3</sup>Hospital Mãe de Deus – Porto Alegre – RS.

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi analisar a trajetória do centro de rotação (CR) da articulação tibiofemoral em um indivíduo com ruptura de ligamento cruzado posterior (LCP). Participaram do estudo, como grupo controle, doze indivíduos saudáveis, e um indivíduo com ruptura completa do LCP. O CR foi determinado com base no modelo sugerido por Baltzopoulos (1995). Foi analisado o exercício de extensão do joelho, em cadeia cinética aberta, por meio da videofluoroscopia. O comportamento do CR no grupo controle apresentou um deslocamento anterior no platô tibial ao longo da extensão do joelho, enquanto que no indivíduo com ruptura do LCP o CR permaneceu aproximadamente no mesmo local durante todo o gesto. Além disso, entre 90 e 61 graus de flexão a posição do CR no indivíduo lesionado se encontrou anteriormente à posição dos indivíduos saudáveis e fora do intervalo de confiança de 95% obtido a partir dos valores dos indivíduos saudáveis.

**Palavras Chave:** Centro de Rotação tibiofemoral, Ligamento Cruzado Posterior, Videofluoroscopia.

**Abstract:** The goal of this study was to analyze the tracking of the center of rotation (CR) of the tibiofemoral joint in an individual with rupture of posterior cruciate ligament (PCL). There been participated on this study, twelve healthy individuals, and one individual with rupture of the PCL. The CR was determined considering the model suggested by Baltzopoulos (1995). The exercise of knee extension was analyzed, in opened kinetic chain, by means of the videofluoroscopy. The behavior of the CR in the control group showed a forward displacement on the tibial plateau throughout the knee extension, whereas in the individual with rupture of the PCL the CR remained approximately in the same place during all over the task. Moreover, between 90 and 61 degrees of knee flexion the position of the CR in the injured individual has been found out of the confidence interval of 95% obtained from the control group.

**Keywords:** Center of Rotation, Posterior Cruciate Ligament, Videofluoroscopy.

### **INTRODUÇÃO**

O ligamento cruzado posterior (LCP) consiste no ligamento intra-articular mais espesso e mais rígido da articulação do joelho, atuando como restritor primário da translação posterior da tibia sobre o fêmur [1,2]. Dessa forma, a ruptura do LCP causa uma instabilidade articular, permitindo movimentos

translatórios excessivos, tornando a articulação mais suscetível ao desenvolvimento de alterações em outras estruturas como meniscos e cartilagem articular [3].

Uma das maneiras de avaliar a cinemática articular, bem como mensurar as excessivas translações em uma articulação

lesada, é o estudo do centro de rotação (CR), que é descrito como ponto instantâneo sobre o qual uma articulação tende a rodar [4,5,6].

Alguns estudos correlacionaram a trajetória do CR em indivíduos com degenerações meniscais e com ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), e encontraram trajetórias anormais quando comparados a indivíduos saudáveis [7,8]. Entretanto estes estudos apresentam resultados qualitativos, com gráficos representativos do comportamento do CR, o que dificulta comparações entre as diferentes metodologias empregadas [4].

O conhecimento do comportamento do CR em indivíduos com ruptura de LCP fornece importantes informações a respeito da cinemática da articulação lesada, assim como para o planejamento de um programa de reabilitação. Entretanto, não são encontrados na literatura científica estudos que avaliem a trajetória do CR em indivíduos acometidos por lesão no LCP. Além disso, em relação a estudos envolvendo o LCA, existem poucos trabalhos avaliando a cinemática do joelho com deficiência de LCP [9,3].

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi comparar a trajetória do CR da articulação tibiofemoral entre indivíduos saudáveis e um indivíduo com ruptura de LCP.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Caracterização da Amostra:

Participaram do estudo, como grupo-controle, doze indivíduos sem história prévia de lesão na articulação do joelho, e sem

instabilidade ântero-posterior, verificada pelo teste de Lachman, considerados indivíduos saudáveis, e um indivíduo com ruptura total do LCP.

### Instrumentação:

As imagens radiográficas foram obtidas a partir de um videofluoroscópio da marca Axiom Siemens Iconos R100, conectado a um microcomputador da marca AMD Sempion e monitor LG. As imagens adquiridas foram digitalizadas por meio de rotinas computacionais desenvolvidas utilizando o software Matlab®.

### Procedimento de Coleta:

Primeiramente os indivíduos foram familiarizados com o procedimento de coleta, que consistiu em um ensaio do exercício a ser realizado, da amplitude de movimento, da velocidade e do número de repetições adequados. Os indivíduos foram então posicionados sentados em uma cadeira, com exposição sagital do joelho ao videofluoroscópio. Preso a cadeira havia um dispositivo que fixava a coxa ao segmento, visando evitar as rotações da articulação coxofemoral e os movimentos deste segmento.

Os indivíduos foram solicitados a executar o gesto de extensão do joelho, em cadeia cinética aberta, sem carga externa, repetindo este gesto por 3 vezes, numa amplitude de 90° (90° a 0°), numa velocidade monitorada por um feedback sonoro contínuo em 45°/s. Os indivíduos foram devidamente protegidos contra a radiação com colete de chumbo e protetor de tireóide.

O joelho analisado nos indivíduos saudáveis foi sempre o esquerdo, enquanto que o joelho do indivíduo lesado foi o direito.

Após a execução, a cadeira foi retirada do campo de visão do videofluoroscópio, e substituída pelo padrão de calibração. Este permite a correção não-linear da distorção das imagens, a partir de um procedimento de calibração [10].

#### Determinação do CR tibiofemoral:

O CR foi determinado a partir do método do ponto de contato sugerido por Baltzopoulos [11] e adaptado por Bernardes [4]. Este método consiste em assumir que o CR tibiofemoral se encontra no ponto de menor distância entre as superfícies do platô tibial (PT) e os côndilos femorais. Para isso foi necessária a identificação, em uma imagem radiográfica, de 2 pontos na tíbia (localizados nas extremidades mais anterior e mais posterior do PT), e 3 pontos no côndilo femoral (localizados na margem mais distal do côndilo medial, a distâncias equidistantes entre eles) (Figura 1). Por meio de uma rotina computacional, foram interpolados 30 pontos entre os identificados tanto no fêmur como na tíbia, tornando possível a reconstrução da curvatura do côndilo medial do fêmur, e do PT. Reconhecendo-se as coordenadas dos pontos que compõem o côndilo femoral e dos pontos que compõem o PT foi possível determinar as coordenadas que representam a menor distância entre as superfícies ósseas. O ponto médio entre essas coordenadas representa o centro de rotação tibiofemoral pelo método de contato, naquele instante de tempo. O mesmo processo ocorreu

para as demais imagens radiográficas ao longo do movimento. Assim, foi possível a reconstrução da trajetória do CR, durante toda a excursão do movimento. Os dados obtidos da variação da posição do CR foram normalizados pelo tamanho do PT de cada indivíduo.

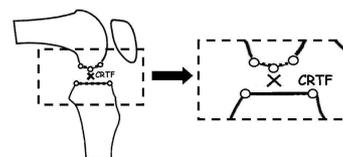


Figura 1 – Determinação do CR tibiofemoral sugerido por Baltzopoulos [11] e adaptado por Bernardes [4].

#### Análise dos Dados:

Para análise dos dados foi utilizado um sistema de coordenadas local que tem como origem a extremidade posterior do PT (Figura 2).

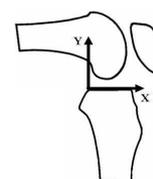


Figura 2 – Sistema de coordenadas local na tíbia.

Este sistema acompanha o movimento da tíbia ao longo da extensão do joelho. Foi analisada a variação ântero-posterior do CR ao longo do tempo, para mensurar a translação da tíbia sobre o fêmur.

#### Tratamento Estatístico:

A posição do CR foi obtida para cada ângulo de flexão (de 0 à 90 graus, em intervalos

de 1 grau), individualmente para os 12 sujeitos saudáveis e para o indivíduo com ruptura do LCP, durante a execução de três repetições do movimento de extensão-flexão. Tendo em vista a característica funcional do LCP, os dados obtidos foram divididos em três faixas de amplitude: 90° a 61°, 60° a 31° e 30° a 0°, representando o início, o meio e o fim do exercício. Os dados obtidos foram tabulados e analisados estatisticamente utilizando-se o pacote estatístico SPSS versão 13.0.

Foram sorteados nove indivíduos cujos valores foram obtidos para a posição do CR em função do ângulo de flexão do joelho e realizado um teste de regressão linear para obtenção de uma reta representativa da posição do CR. Foi determinado o intervalo de confiança para cada faixa de amplitude. Os dados de CR obtidos para os outros três indivíduos saudáveis que participaram da coleta, mas não participaram do grupo controle sofreram o mesmo processo de análise para verificar se os mesmos mantinham-se ou não no intervalo de confiança obtido para indivíduos saudáveis. O índice de significância adotado foi de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS

A Figura 3 apresenta o comportamento do CR, ao longo da extensão do joelho, dos indivíduos saudáveis e do indivíduo com ruptura do LCP.

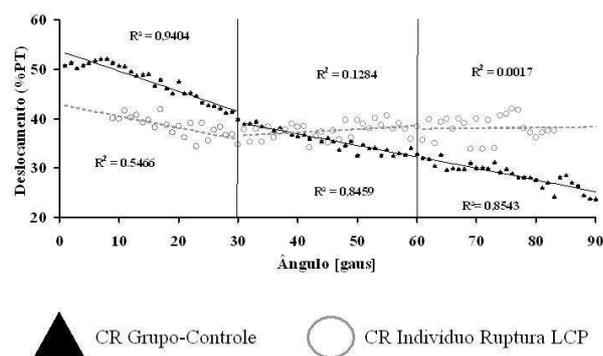


Figura 3 – Trajetória do CR representado em três faixas de amplitude.

O CR, nos indivíduos saudáveis, apresentou um comportamento similar ao longo da extensão do joelho, ou seja, o CR se afastou do ponto mais posterior do PT, na medida em que o joelho foi estendido. Sua variação ao longo da excursão do movimento foi de, aproximadamente, 30,5%, sendo o maior deslocamento observado na extensão máxima.

O CR no indivíduo com ruptura de LCP apresentou um comportamento diverso, se mantendo aproximadamente no mesmo local no PT, ao longo de toda a amplitude, com uma variação de aproximadamente 8%, menor quando comparada à variação do CR nos indivíduos saudáveis. Na faixa de 61-90°, o CR apresentou-se mais anteriormente do que nos indivíduos saudáveis. Na faixa de 0-30°, o CR apresentou-se mais posterior do que nos indivíduos saudáveis.

O intervalo de confiança (95%) obtido a partir dos valores dos indivíduos do grupo controle para o coeficiente angular, na faixa de amplitude entre 61 e 90 graus de flexão do joelho (Faixa 3), tendo em vista que, sobretudo nesta amplitude, o LCP encontra-se tencionado, foi de - 0,004 até -0,002. Na Tabela 1 estão

apresentados os valores dos coeficientes angulares, da Faixa 3 de amplitude, do indivíduo com ruptura de LCP e de três indivíduos saudáveis que não fizeram parte do grupo controle, para verificar se os mesmos se encontravam ou não neste intervalo. Pode-se observar que todos os indivíduos saudáveis encontram-se dentro do intervalo de confiança, o que não ocorre com o indivíduo com ruptura de LCP.

Tabela 1. Coeficientes angulares do Indivíduo com ruptura de LCP, e de três indivíduos saudáveis.

Indivíduos	Coeficiente Angular – Faixa 3
Ind. LCP	0.001
Ind. Saudável I	-0.002
Ind. Saudável II	-0.003
Ind. Saudável III	-0.003

## DISCUSSÃO

O CR apresenta-se como uma variável cinemática fundamental na avaliação da função articular [5]. Entretanto poucos estudos foram realizados neste sentido.

Alguns estudos correlacionaram a trajetória do CR com certas disfunções, e observaram que, quando comparada a articulações saudáveis, o CR apresentava uma trajetória anormal [7,8]. Todavia estes estudos apresentam apenas resultados esquemáticos o que dificulta a comparação com os resultados do presente estudo. Além disso, até o nosso conhecimento, nenhum estudo analisou o comportamento do CR em indivíduos com ruptura de LCP.

No presente estudo, pode-se observar que a posição do CR nos indivíduos saudáveis variou, deslocando-se anteriormente em relação ao PT, ao longo da extensão do joelho. Weber (*apud*, [14]), relata que durante a extensão do joelho o ponto de contato entre a tíbia e o fêmur avança no PT. Kapandji [14], refere que a cinemática normal do joelho prevê que o côndilo femural role e translade sobre o PT concomitantemente.

Nos primeiros e nos últimos 10° da extensão, a posição do CR no grupo controle variou menos, em função de uma predominância do componente de rolamento, enquanto que ao longo da amplitude se observa uma variação mais constante, representada pelos componentes de rolamento e translação. O CR do indivíduo com ruptura do LCP permaneceu aproximadamente no mesmo local no PT ao longo de toda amplitude, o que pode ser causado por uma ausência do componente de translação. Ellenbecker [15] relata que uma articulação saudável deve apresentar tanto componentes de rolamento como de translação, e que a ruptura de um ligamento pode exacerbar ou omitir algum destes componentes, o que não permite um funcionamento normal do joelho.

Além disso, a posição do CR do indivíduo lesionado se apresentou mais anterior quando comparado aos indivíduos saudáveis, sobretudo na faixa de amplitude de 61 a 90 graus, mas permanecendo anteriormente até aproximadamente os 30 graus de flexão do joelho. Tendo em vista que em ângulos de flexão acima dos 30 graus o LCP é o restritor primário da translação posterior da tíbia sobre o fêmur, a ruptura deste ligamento pode ocasionar

esta translação posterior, levando a posição do CR mais anteriormente, principalmente nesta amplitude em que o LCP estaria tensionado[3]. Esta diferença ficou evidenciada com o valor do coeficiente angular da linha de tendência do indivíduo com ruptura de LCP, nesta faixa de amplitude, se encontrar fora do intervalo de confiança de 95%, obtido a partir dos valores do grupo controle, e que outros três indivíduos saudáveis encontram-se dentro do intervalo, parecendo existir um comportamento semelhante entre todos os indivíduos saudáveis.

Dessa forma, a manutenção da cinemática irregular, sem o tratamento adequado, pode ser um fator importante ao aumento da instabilidade, e à longo prazo, de alterações degenerativas nos meniscos e na cartilagem articular[3,9].

Uma limitação do presente estudo é o fato da determinação do CR ser realizada apenas no plano sagital, não considerando as rotações axiais do joelho [12]. Entretanto, o movimento predominante desta articulação é a flexo-extensão no plano sagital, assim, mesmo não sendo realizado perfeitamente perpendicular a este plano, modelos biomecânicos em duas dimensões, realizados sagitalmente, são adequados e amplamente utilizados para avaliação da função articular [11,13]. Deve-se ter cuidado ao generalizar estes resultados para uma população maior, pois apenas um indivíduo com ruptura do LCP participou do estudo. Porém, estes resultados fornecem informações interessantes no ponto de vista do conhecimento da cinemática articular do joelho com ruptura de LCP e consequentemente no estabelecimento de

estratégias de reabilitação mais adequadas, já que existem poucos estudos neste sentido, e por isso o tratamento deste tipo de lesão permanece um assunto controverso [9,13,16].

## CONCLUSÃO

A trajetória do CR da articulação tibiofemoral do indivíduo com ruptura de LCP foi diferente da apresentada pelos indivíduos saudáveis, exibindo uma menor variação ao longo de todo o gesto de extensão do joelho, e encontrando-se numa posição mais anterior no PT dos 90 até aproximadamente 30 graus de flexão do joelho. Além disso, o valor do coeficiente angular da linha de tendência do indivíduo com ruptura do LCP encontrou-se fora do intervalo de confiança de 95%.

Mais estudos devem ser realizados utilizando esta metodologia e uma amostra maior de indivíduos lesionados para verificar os resultados do presente trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao Hospital Mãe de Deus de Porto Alegre e aos funcionários do setor de Radiologia, pela disponibilidade e auxílio operacional.

## REFERÊNCIAS

- [1] Wind D, Bergfeld J, Parker R. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am. J. Sports Med.* 2004; 32(7): 1756-1775.
- [2] Amis A, Bull A, Gupte C, Hijazi I, Race A, Robinson J. Biomechanics of the PCL and

- related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2003; 11(5): 271-281.
- [3] Logan M, Williams A, Lavelle J, Gedroyc W, Freeman M. The effect of posterior cruciate ligament deficiency on knee kinematics. *Am. J. Sports Med.* 2004; 32(8): 1915-1922.
- [4] Bernardes C, Cañeiro J, Silveira L, Aldabe D, Araujo M, Loss J. Comparação de métodos para determinação da trajetória do centro de rotação articular tibiofemoral. *Proc of 11<sup>th</sup>CBB*; 2005.
- [5] Challis J. Estimation of the finite center of rotation in planar movements. *Med. Eng. Phys.* 2001; 23(3): 227-233.
- [6] McGinnis P. *Biomecânica do Esporte e do Exercício*. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- [7] Frankel V, Burstein A, Brooks D. Biomechanics of internal derangement of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1972; 53(a): 945-962.
- [8] Gerber C, Matter P. Biomechanical analysis of the knee after rupture of the anterior cruciate ligament and its primary repair. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1983; 65-B(4): 391-399.
- [9] Fontboté C, Sell T, Laudner K, Haemmerle M, Allen C, Margheritini F, Lephart S, Harner C. Neuromuscular and biomechanical adaptation of patients with isolated deficiency of the posterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med* 2005; 33(7): 982-989.
- [10] Silveira L, Cañeiro J, Bernardes C, Aldabe D, Araujo M, Loss J. Método para correção da distorção de imagens obtidas por videofluoroscopia. *Revista Radiologia Brasileira*. 2005; 38(6): 427-430.
- [11] Baltzopoulos V. A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clin. Biomech.* 1995; 10(2); 85-92.
- [12] Smith P, Refshauge K, Scarvell J. Development of the concepts of knee kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2003; 84(12): 1895-1902.
- [13] Chow J, Park S, Wight J, Tillman M. Reliability of a technique for determining sagittal knee geometry from lateral knee radiographs. *Knee* 2006; 13(4): 318-23
- [14] Kapandji A. *Fisiologia Articular - Volume II*. São Paulo: Panamericana, 2000.
- [15] Ellenbecker T. *Reabilitação dos Ligamentos do Joelho*. São Paulo: Manole, 2001.
- [16] Harner C, Vogrin T, Höher J, Ma B, Woo S. Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction. Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure. *Am. J. Sports Med.* 2000; 28(1): 32-39.

## APÊNDICE F - EFEITOS DO TAPING NO *TILT* PATELAR ÂNTERO-POSTERIOR DURANTE OS MOVIMENTOS DE EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO

Rafael Bopp Candeia<sup>1</sup>, Caroline Bernardes<sup>1</sup>, Gustavo Portela<sup>1</sup>, Luis Felipe Silveira<sup>1</sup>, Manoel Ângelo de Araújo<sup>2</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Pesquisa do Exercício (Lapex) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS.

<sup>2</sup>Hospital Mão de Deus Center – Posto Alegre – RS.

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos do taping no *tilt* patelar ântero-posterior durante a execução de movimentos de extensão e flexão do joelho. Um voluntário do sexo feminino, com diagnóstico de síndrome da dor patelofemoral, foi submetido ao exame de videofluoroscopia da articulação do joelho no plano sagital antes e após a aplicação de duas técnicas de taping patelar. Ocorreu um aumento estatisticamente significativo ( $P < 0.01$ ) do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior após a aplicação das duas técnicas de taping. O uso do taping pode mudar o posicionamento do *tilt* patelar ântero-posterior. No entanto, são necessárias mais pesquisas para avaliar a eficácia do taping patelar e seus mecanismos de ação, principalmente no controle da dor.

**Palavras Chave:** Síndrome da dor patelofemoral, taping patelar, *tilt* patelar ântero-posterior.

**Abstract:** The aim of this study was to verify the effects of the taping in the anteroposterior patellar *tilt* during the stretch movements of knee's extension and inflection. A female volunteer, with diagnosis of patellofemoral pain syndrome, was submitted to video fluoroscopy of the knee articulation in the sagital plan before and after application of two techniques of patellar taping. An increase statistically significant ( $P < 0.01$ ) of the angle of the anteroposterior patellar *tilt* after application of the two techniques of taping had occurred. The use of the taping can change the positioning of the anteroposterior patellar *tilt*. However, this study needs a major number of tests to evaluate the efficacy of the patellar taping and his mechanisms of action, mainly in the control of the pain.

**Keywords:** Patellofemoral pain syndrome, patellar taping, anteroposterior patellar *tilt*.

### INTRODUÇÃO

No conjunto da estrutura anatômica do joelho a patela tem como função principal favorecer mecanicamente a ação do quadríceps sobre a tibia [1, 2].

A síndrome da dor patelofemoral (SPF) é uma das desordens músculo-esqueléticas mais freqüentes no joelho, acometendo desde atletas até a população em geral [1]. Sua etiologia está diretamente relacionada com as alterações

mecânicas da patela em relação a tróclea femoral [1, 2]. Apesar dos dados existentes não serem totalmente conclusivos muitos estudos referem que as alterações biomecânicas dos membros inferiores contribuem de uma forma significativa para o desenvolvimento da SPF [1, 2, 3]. Acredita-se que esta condição patológica resulta do aumento do ângulo Q, da retração da banda ílio-tibial e do retináculo lateral da

patela, do encurtamento dos ísquios-tibiais e gastrocnêmios, da pronação excessiva do pé e do desequilíbrio muscular entre vasto medial oblíquo e vasto lateral [1, 2, 4, 5].

McConnell et al. [6] descreveram uma classificação para o alinhamento anormal da articulação patelofemoral, estando entre os quatro principais desvios o glide lateral, o *tilt* lateral, o *tilt* ântero-posterior e a rotação da patela.

São muitas as técnicas fisioterapêuticas utilizadas no tratamento da SPF. No protocolo de reabilitação McConnell utiliza-se fitas adesivas em locais específicos (taping patelar) com o objetivo de corrigir os desvios patelares e gerar o alívio da dor durante a adaptação ao programa de reeducação muscular [7]. Apesar de estudos anteriores mostrarem excelente proporção de sucesso na indicação desse método na atenuação da dor [8, 9, 10, 11], seus reais mecanismos de ação ainda não foram totalmente esclarecidos. A diminuição dos sintomas se dá pelo realinhamento mecânico da patela, por mecanismos fisiológicos ou por efeito placebo?

Desta forma, o objetivo deste estudo é avaliar os efeitos do taping patelar no comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior através da análise de imagens obtidas por videofluoroscopia durante um movimento ativo de extensão e flexão do joelho.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Caracterização da amostra

A amostra foi composta por um indivíduo do sexo feminino, com idade de 24

anos, peso corporal de 50Kg, altura de 1,59m, diagnóstico clínico de síndrome da dor patelofemoral no joelho esquerdo, com resposta positiva para teste de e hiper mobilidade patelar.

### Instrumentação

Para a determinação dos parâmetros do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior foram captadas imagens radiográficas utilizando-se um videofluoroscópio de marca Axion Siemens Iconos R 100. As imagens obtidas foram reproduzidas e digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca silicon graphics 320 com entrada de super vídeo e vídeo composto integrado a sua workstation. Foram desenvolvidas rotinas computacionais utilizando o software Matlab® para a análise dos dados. Foi utilizado um procedimento de calibração não linear para correção das imagens [12].

### Procedimentos de coleta

O indivíduo foi posicionado sentado sobre uma cadeira, tendo sua coxa fixada ao banco a fim de manter um ângulo de flexão de quadril de 90° e minimizar a movimentação deste segmento. A cadeira foi posicionada de forma a permitir uma exposição sagital da articulação do joelho esquerdo no videofluoroscópio. Foi solicitado ao indivíduo executar três repetições do exercício de extensão/flexão de joelho em cadeia cinética aberta sem carga externa em três condições: 1) exercício de extensão/flexão de joelho sem utilização de taping patelar. 2) exercício de extensão/flexão de joelho com utilização de taping patelar tipo 1. 3) exercício de

extensão/flexão de joelho com utilização de taping patelar tipo 2. Os exercícios foram realizados a uma velocidade de  $45^\circ/s$ , monitorada por um feedback sonoro contínuo, em uma amplitude de aproximadamente  $80^\circ$  ( $0^\circ$  a  $80^\circ$ ) de flexão de joelho. A Figura 1 ilustra os dois tipos diferentes de taping patelar utilizados neste estudo.

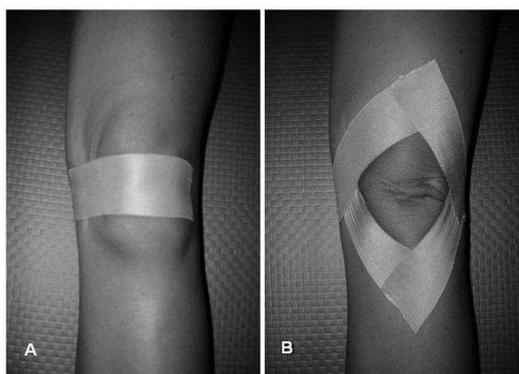


Figura 1 – Técnica de taping patelar tipo 1 (A), técnica de taping patelar tipo 2 (B).

Método para determinação do ângulo do *tilt*

O ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior foi definido a partir de quatro pontos demarcados nas imagens radiográficas: extremidade distal da face posterior da patela, extremidade proximal da face posterior da patela, margem inferior da diáfise distal do fêmur, margem superior da diáfise distal do fêmur, ilustrados na Figura 2 pelos pontos A1, A, B1 e B, respectivamente. A intersecção entre a reta que passa pelos pontos A1 e A com a reta perpendicular à linha que une os pontos B1 e B forma o ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior.

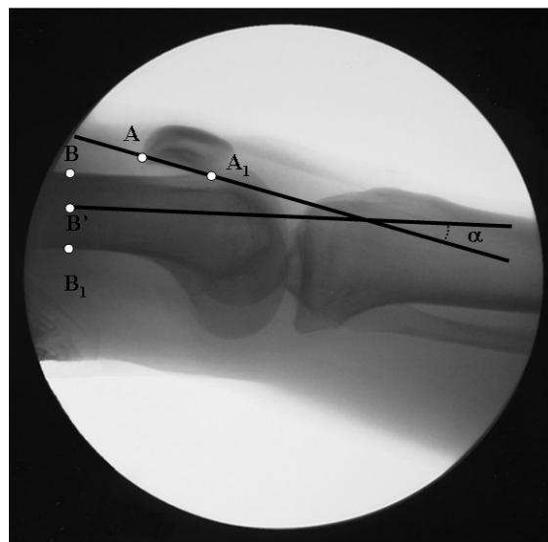


Figura 2 – Imagem radiográfica demonstrando a medida do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior.

#### Tratamento estatístico

Em cada uma das situações e para cada ângulo de flexão do joelho, foi calculada a média com 6 valores do ângulo de *tilt* patelar ântero-posterior, oriundos das três repetições de extensão e flexão de joelho realizadas. A diferença entre as médias dos ângulos obtidos foi realizada grau-a-grau, para cada uma das situações. O Test-T Student avaliou se cada uma das diferenças era estatisticamente diferente de zero. Foi utilizado o software SPSS® versão 13.0, com sinal de significância de  $P < 0,01$ .

## RESULTADOS

A Figura 3 apresenta o comportamento do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior, em cada uma das situações estudadas, durante os movimentos de extensão e flexão do joelho.

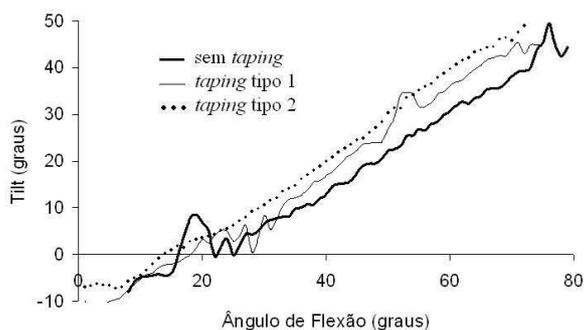


Figura 3 – Comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior durante o movimento de flexão/extensão do joelho.

Os dois tipos de taping apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $P < 0.01$ ) em relação à situação sem taping, aumentando o ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior. O taping tipo 1 aumentou em média o ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior em 1,1 grau, com desvio padrão de 3,7 graus. O taping patelar tipo 2 aumentou em média o ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior em 4,8 graus, com desvio padrão de 3,6 graus. Comparando os dois tipos de taping entre si, também se obteve significância estatística ( $P < 0.01$ ), com uma diferença média do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior entre as duas técnicas de 3,5 graus e desvio padrão de 1,7 grau.

## DISCUSSÃO

O propósito deste estudo foi verificar, através da videofluoroscopia, os efeitos do taping no comportamento do *tilt* patelar ântero-posterior durante os movimentos de extensão e flexão do joelho em cadeia cinética aberta sem carga externa. Os resultados demonstraram que as técnicas de taping utilizadas alteraram mecanicamente o posicionamento da patela,

aumentando significativamente o *tilt* ântero-posterior.

Não se encontraram estudos anteriores que analisassem o *tilt* patelar ântero-posterior no plano sagital após a aplicação do taping patelar, impossibilitando a comparação destes resultados com os de outras pesquisas.

As técnicas de taping patelar são utilizadas no meio clínico com o objetivo de diminuir o quadro álgico, possibilitando a adesão precoce dos pacientes aos exercícios de reeducação muscular necessários para a reabilitação da SPF [7]. No entanto, os mecanismos que geram o alívio da dor ainda não estão totalmente esclarecidos. Uma das hipóteses seria que a diminuição da dor decorre de um melhor posicionamento da patela na tróclea femoral gerado pelo taping patelar.

Pesquisas prévias avaliaram os efeitos do taping patelar na congruência da articulação patelofemoral em voluntários com SPF apresentando resultados controversos. Roberts [13] demonstrou radiograficamente mudança significativa do glide e do *tilt* lateral pela aplicação do taping patelar em 22 joelhos com SPF. A magnitude das mudanças foi pequena, mas o autor sugeriu que poderia ser suficiente para criar uma alteração súbita da pressão intra-articular.

Worrell et al [14], investigaram as diferenças dos efeitos do bracing e do taping na posição da patela. Doze sujeitos com diagnóstico de SPF submeteram o joelho a ressonância magnética no plano axial em oito ângulos diferentes de flexão ( $10^\circ$ ,  $16^\circ$ ,  $25^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $34^\circ$ ,  $39^\circ$ ,  $41^\circ$  e  $45^\circ$ ) e em três condições distintas: com taping patelar, com bracing

patelar e sem taping ou bracing (grupo controle). O taping e o bracing apresentaram diferença estatisticamente significativa no ângulo de congruência patelofemoral e no glide patelar em comparação ao grupo controle apenas nos 10° de flexão de joelho.

Os efeitos do taping patelar antes e após a execução de exercícios físicos foram observados no estudo realizado por Pfeiffer et al. [15]. Dezoito indivíduos saudáveis, sem histórico de desordens na articulação patelofemoral, realizaram tomografia computadorizada do joelho no plano axial em três momentos diferentes: 1) sem taping patelar. 2) com taping patelar antes do exercício físico. 3) com taping patelar após realizarem um protocolo de exercícios físicos moderados por 20 minutos. As imagens dos joelhos com taping antes dos exercícios apresentaram diferença estatisticamente significativa no glide patelar em relação às imagens dos joelhos sem a utilização de taping. Já as imagens dos joelhos com taping após a execução do protocolo de exercícios não apresentaram nenhuma diferença estatística. Os autores sugeriram que o taping patelar pode gerar uma alteração no posicionamento da patela, mas não seria capaz de mantê-la após a execução de exercícios físicos de moderada intensidade. Foi concluído que o taping patelar pode ser de grande eficiência sob condições controladas de reabilitação utilizando-se exercícios de baixa intensidade.

Os resultados destes estudos corroboram com nossa pesquisa, reforçando a tese de que as técnicas de taping patelar podem gerar uma alteração mecânica do posicionamento da patela. No entanto, outros autores não

obtiveram os mesmos resultados em pesquisas similares [8, 16].

Gigante et al. [16] avaliaram o efeito do taping patelar na incongruência da articulação patelofemoral. Foram capturadas imagens de tomografia computadorizada no plano axial da articulação do joelho de 16 mulheres com SPF antes e após a aplicação do taping patelar. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas correções do glide e *tilt* lateral da patela.

Bockrath et al [8] examinaram os efeitos do taping na posição da patela e na dor percebida. Embora o taping patelar tenha reduzido estatisticamente a dor percebida dos voluntários estudados, nenhuma diferença significativa foi encontrada nos ângulos de congruência patelofemoral e de rotação da patela antes e após a aplicação do taping. Os autores sugeriram que o taping não altera a incongruência da articulação patelofemoral e que a redução da dor seria alcançada por outros mecanismos, como por exemplo, o aumento de estímulos cutâneos (teoria das comportas da dor).

Os estímulos cutâneos provocados pelo taping também poderiam mudar a ordem e sincronização do recrutamento das unidades motoras do quadríceps. Isto poderia alterar a distribuição de força na articulação patelofemoral, reduzindo a pressão na cartilagem articular e conseqüentemente a dor [17, 18].

Tyler et al. [19] no estudo para estabelecer o ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior em sujeitos sadios e sujeitos com tendinite patelar demonstraram uma diminuição

estatisticamente significante do ângulo do *tilt* ântero-posterior no grupo patológico. Os autores sugeriram que um baixo ângulo do *tilt* ântero-posterior poderia gerar um aumento de tensão no ligamento patelar, sendo um fator de pré-disposição ao desenvolvimento da tendinopatias.

Em nosso estudo ocorreu o aumento do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior após a aplicação do taping. Seguindo o raciocínio da pesquisa de Tyler et al. [19], a técnica de taping patelar poderia ser uma alternativa benéfica no tratamento ou na prevenção de tendinopatias por diminuir a tensão no ligamento patelar. Os ângulos do *tilt* patelar ântero-posterior encontrados em nosso estudo não foram comparados com os ângulos achados na pesquisa de Tyler et al. [19], devido ao autor ter utilizado um método diferente na mensuração do ângulo do *tilt* patelar ântero-posterior.

## CONCLUSÃO

As aplicações das duas técnicas de taping patelar utilizadas no presente estudo podem alterar mecanicamente o posicionamento do *tilt* ântero-posterior da patela. No entanto, as evidências clínicas para o êxito desta intervenção ainda não foram totalmente esclarecidas. São necessárias mais pesquisas para avaliar a eficácia do taping patelar e seus mecanismos de ação, principalmente no controle da dor.

## REFERÊNCIAS

- [1] Devereaux M, Lachmann S. Patellofemoral arthralgia in athletes attending a sports injury clinic. *British Journal of Sports Medicine* 1984; 18: 18-21.
- [2] Grelsamer R P, Klein J R. The biomechanics of the patellofemoral joint. *Journal Orthopedic Sports* 1998; 28:86-98.
- [3] Grelsamer R P. Patellar malalignment. *J. Bone Joint Surg.. Am.* 2000; 11: 39-43.
- [4] McConnell J. The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. *Clinical in Sports Medicine* 2002; 21: 81-87.
- [5] Puniello M S. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. *J. Orthop. Sports Physical Therapy* 1993; 17: 144-148.
- [6] McConnell J. Management of patellofemoral problems. *Manual Therapy* 1996; 1: 60-66.
- [7] McConnell J. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Aust. J. Physiother* 1986; 32:215-223.
- [8] Bockrath K, Wooden C, Worrell T. Effects of patellar taping on patella position and perceived pain. *Medicine Science Sports Exercise* 1993; 25: 89-92.
- [9] Cushnaghan J, McCarthy C. Taping the patella medially: A new treatment for osteoarthritis of knee joint? *BMJ* 1994; 308:753-755.
- [10] Hilyard A. Recent developments in the management of patellofemoral pain: McConnell programme. *Physiotherapy* 1990; 76: 559-565
- [11] Hinman R S, Crossley K M, McConnell J, Bennell K L. Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *Oxford Journal of Rheumatology* 2003; 42: 865-869
- [12] Silveira L F, Cañeiro J P, Bernardes C, Aldabe D, Araújo M A, Loss J F. Método para a Correção da Distorção de Imagens obtidas por

Videofluoroscopia. Revista Radiologia Brasileira 2005;

[13] Roberts J M. The effects of taping on patellofemoral alignment: a radiological pilot study. Manipulative Therapists Association of Australia Conference 1989; 146-151.

[14] Worrell T, Ingersoll CD, Bockrath K. Effect of patellar taping and bracing on patellar position as determined by MRI in patients with patellofemoral pain. J. Athl. Train. 1998; 33:16-20.

[15] Pfeiffer R P, DeBeliso M, Shea K G, Kelley L, Irmischer B, Harris C. Kinematic MRI assessment of McConnell taping before and after exercise. Am. J. Sports Med. 2004; 32: 621-627.

[16] Gigante A, Pasquinelli FM, Paladini P, Ulisse S, Greco F. The effects of patellar taping on patellofemoral incongruence: a computed

tomography study. Am. J. Sports Med. 2001; 29:88-92.

[17] Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. Clin. J. Sport Med.. 2002; 12:339-347.

[18] MacGregor K, Gerlach S, Mellor R, Hodges PW. Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. J. Orthop. Res. 2005; 23:351-358.

[19] Tyler T, Hershman E B, Nicholas S J, Berg J H, McHugh M P. Evidence of abnormal anteroposterior patellar *tilt* in patients with patellar tendinitis with use of a new radiographic measurement. Am. J. Sports Med. 2002; 30:396-4

