

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA O
CÁLCULO DA FORÇA DE CONTATO
PATELOFEMORAL**

João Paulo Torres Cañeiro

Porto Alegre
2004

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA O
CÁLCULO DA FORÇA DE CONTATO
PATELOFEMORAL**

João Paulo Torres Cañeiro

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 para obtenção do título de mestre.

Orientador: **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**

Porto Alegre
2004

*A*gradecimentos

Ao meu amigo e orientador **Jefferson Loss**, por acreditar que eu fosse capaz de vencer este desafio, e por tornar-me capaz de vencer novos desafios, ainda maiores. Obrigado por me ajudar a subir o “degrau”!

Ao grupo do joelho, **Daniela Aldabe, Luís Felipe Silveira e Caroline Bernardes**, pelo companheirismo, amizade e pelo aprendizado que me oportunizaram. Em especial a minha bolsista **Caroline**, pelo auxílio incondicional em todas etapas da elaboração deste trabalho.

Ao grupo de pesquisa em biomecânica, Daniel Cury Ribeiro, Denise Soares, Letícia Gandolfi, Éverton Krueel da Rocha, Vicente Henneman, Roberto Costa Krug, Joelly Mahnic, Fábio Canto da Silva, verdadeiros amigos, companheiros e professores. Obrigado pelos ensinamentos e pela convivência diária tão agradável.

Aos que tornaram possível a coleta de dados no setor de radiologia do Hospital Nossa Senhora da Conceição (**Araújo, Gilnei e Fernando**).

A **Flávia Martínez**, por acreditar em mim; pelo seu constante apoio e pela sua orientação ao longo da minha vida acadêmica, tornando possível a realização desta etapa da minha vida.

A minha mãe **Nádia Cañeiro**, pela sua constante dedicação a minha formação; pelo seu exemplo de bravura e por orientar-me ao longo da minha vida.

Ao meu pai **Gilson Cañeiro**, pelo seu amor incondicional, que apesar da distância, se faz presente de forma decisiva em todas etapas da minha vida.

A minha família (**Manoel, Helena, Ricardo, Karla, Manoela, Pedro Henrique, Nelson, Rafael, Bianca e Carlos Eduardo e família**) pelo apoio e compreensão. Em especial a minha avó **Helena**, pela sua colaboração em minha formação.

A minha namorada, **Caroline Bão**, pelo carinho e compreensão, mas especialmente, por acreditar e fortalecer-me nos momentos em que eu não me achava capaz. Obrigado por estar ao meu lado.

Ao irmão de coração **Daniel Cury Ribeiro**, pela sincera amizade e companheirismo.

A **Cláudia Candotti, Denise Soares, Márcio de Oliveira e Flávio Castro**, agradeço pela contribuição e pelo exemplo de profissionais. A vocês, a minha admiração.

A equipe da Fisio Activity Center (**Feliciano Bastos, Túlio Menezes, César de Agosto e Rodrigo Rossato**) pela compreensão e incentivo.

Aos competentes e colaborativos funcionários da **ESEF**, especialmente do **LAPEX**.

Aos **professores** do PPGCMH-ESEF-UFRGS, pelos ensinamentos por estarem sempre disponíveis aos esclarecimentos.

Ao **CNPq** pelo apoio financeiro.

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

A todos vocês, o meu respeito e admiração. Muito obrigado!

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS.....	VI
LISTA DE FIGURAS.....	VIII
RESUMO.....	X
ABSTRACT.....	XI
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVO GERAL.....	6
2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	6
2.2. ORGANIZAÇÃO DO TEXTO	6
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	8
3.1 BIOMECÂNICA PATELOFEMORAL.....	8
3.2 MÉTODOS DE DETERMINAÇÃO DA FORÇA DE CONTATO PATELOFEMORAL.....	9
3.3 CENTRO DE ROTAÇÃO	22
3.3.1 Aplicabilidade.....	22
3.3.2 Métodos para determinação do centro de rotação tibiofemoral	23
4.MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 RESOLUÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS 1 PELA DINÂMICA INVERSA	36
4.1.1 Centro de rotação tibiofemoral	37
4.1.2 Linha de ação do ligamento patelar	38
4.1.3 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)	39
4.1.4 Cálculo do momento do ligamento patelar.....	40
4.2 RESOLUÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS 1 PELA LEI DE HOOKE	41
4.2.1 Medida da deformação do ligamento patelar.....	42
4.2.2 Cálculo da constante de deformação do ligamento patelar	42
4.3 RESOLUÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS 2 PELA DINÂMICA INVERSA	45
4.3.1 Centro de rotação patelofemoral.....	46
4.3.2 Linha de ação do músculo quadríceps	47
4.3.3 Medida da distância perpendicular do músculo quadríceps (ao CRPF).....	48
4.3.4 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRPF)	49
4.4 RESOLUÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS 2 PELA LEI DE HOOKE	50
4.5 CÁLCULO DA FORÇA DE CONTATO PATELOFEMORAL.....	51
4.6 CÁLCULO DA PROPAGAÇÃO DO ERRO	52
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	56
5.1 Resultados do sistema de forças 1	57
5.3 Resultados do sistema de forças 2.....	78
6. CONCLUSÕES	102
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	104
APÊNDICE A: Método para correção da distorção de imagens obtidas por videofluoroscopia.....	109
8.1 INTRODUÇÃO.....	110
8.2 MATERIAIS E MÉTODOS	112
8.3 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	114
8.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	117
8.5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117

APÊNDICE B: <i>Comparação de métodos para determinação da trajetória do centro de rotação da articulação tibiofemoral</i>	118
9.1 INTRODUÇÃO.....	119
9.2 MATERIAIS E MÉTODOS	121
9.3 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	124
9.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	129
9.5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129

*L*ista de abreviaturas

Nomenclatura utilizada na descrição da metodologia proposta.

$CRTF$	Centro de rotação tibiofemoral.
$CRTF^M$	Centro de rotação tibiofemoral determinado pelo método das mediatrizes.
$CRTF^{PC}$	Centro de rotação tibiofemoral determinado pelo método do ponto de contato.
D_{LP}	Distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação tibiofemoral.
$CRPF$	Centro de rotação patelofemoral.
D_{LP2}	Distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral.
D_Q	Distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral.
D_{ef}	Distância efetiva.
Δ_{LP}	Deformação do ligamento patelar.
Δ_{ef}	Deformação efetiva.
k	Constante de deformação.
k^T	Constante de deformação do ligamento patelar do experimento de Tambyah et al (2000).
k_A^T	Constante de deformação do ligamento patelar adaptada para amostra deste estudo.
k^M	Constante de deformação do ligamento patelar obtida pelo procedimento de calibração do ligamento patelar, utilizando o $CRTF^M$.
k^{PC}	Constante de deformação do ligamento patelar obtida pelo procedimento de calibração do ligamento patelar, utilizando o $CRTF^{PC}$.
F_{LP}	Força do ligamento patelar atuando na tíbia.
F_{LP}^*	Força do ligamento patelar atuando na patela, com a mesma magnitude, direção e sentido contrário à F_{LP} .
F_{LP}^M	Força do ligamento patelar obtida pela dinâmica inversa, utilizando o $CRTF^M$.
F_{LP}^{PC}	Força do ligamento patelar obtida pela dinâmica

	inversa, utilizando o CRTF ^{PC} .
F_{LP}^{kM}	Força do ligamento patelar obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^M .
F_{LP}^{kPC}	Força do ligamento patelar obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^{PC} .
F_{LP}^{kT}	Força do ligamento patelar obtida pela lei de Hooke, utilizando o k_A^T .
F_Q	Força do músculo quadríceps.
F_Q^M	Força do músculo quadríceps obtida pela dinâmica inversa, utilizando o CRTF ^M .
F_Q^{PC}	Força do músculo quadríceps obtida pela dinâmica inversa, utilizando o CRTF ^{PC} .
F_Q^{kM}	Força do músculo quadríceps obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^M .
F_Q^{kPC}	Força do músculo quadríceps obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^{PC} .
F_Q^{kT}	Força do músculo quadríceps obtida pela lei de Hooke, utilizando o k_A^T .
α	Ângulo de flexão do joelho.
FC	Força de contato patelofemoral.
FC^M	Força de contato patelofemoral obtida pela dinâmica inversa, utilizando o CRTF ^M .
FC^{PC}	Força de contato patelofemoral obtida pela dinâmica inversa, utilizando o CRTF ^{PC} .
FC^{kM}	Força de contato patelofemoral obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^M .
FC^{kPC}	Força de contato patelofemoral obtida pela lei de Hooke, utilizando o k^{PC} .
FC^{kT}	Força de contato patelofemoral obtida pela lei de Hooke, utilizando o k_A^T .
F_P	Força peso do segmento perna+pé.
F_{CE}	Força de contato da carga externa.
M_P	Momento gerado pelo peso do segmento perna+pé.
M_{CE}	Momento gerado pela carga externa.
M_{LP}	Momento gerado pelo ligamento patelar.
M_Q	Momento gerado pelo músculo quadríceps.

*L*ista de figuras

Figura 1.1 – Articulação patelofemoral.	1
Figura 1.2 – problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980).	3
Figura 1.3 – Modelo esquemático das forças que atuam na patela.....	5
Figura 3.1 – Desenho esquemático do joelho, representando as distâncias perpendiculares do músculo quadríceps (d_1) e do ligamento patelar (d_2) em relação ao centro de rotação patelofemoral (C). Desenho esquemático de uma roldana excêntrica.	9
Figura 3.2 – Diagrama de corpo livre para análise da extensão de joelho. Adaptado de Reilly & Martens, 1972.	10
Figura 3.3 – Desenho esquemático das forças que atuam na patela. Adaptado de Reilly & Martens, 1972.	11
Figura 3.5 – Lei dos cossenos.....	12
Figura 3.6 – Modelo de Scott & Winter (1990).....	13
Figura 3.7 – Modelo bidimensional da patelofemoral. Extraído de Gill & O’Connor (1996).	16
Figura 3.8 – Modelo bidimensional da patelofemoral. Extraído de Bressel (2001).	18
Figura 3.9 – Modelo tridimensional da patelofemoral. Extraído de Cohen et al (2001)	20
Figura 3.10 – Desenho esquemático do método Reuleaux. Extraído de Gerber & Matter (1983).	24
Figura 3.11 – Modelo teórico bidimensional extraído de Lu & O’Connor (1996). O ponto I representa a intersecção dos ligamentos cruzados anterior (A) e posterior (P), definindo o centro de rotação tibiofemoral.	25
Figura 3.12 – Método do ponto de contato. Extraído de Baltzopoulos, 1995.	26
Figura 3.13 – Imagem de RNM para determinação do ponto de contato (Wretenberg et al., 1996).	27
Figura 3.14 – Modelo bidimensional proposto por Montgomery et al (1998).	28
Figura 3.15 – Modelo para articulações do tipo gínglimo (Halvorsen et al, 1999).	29
Figura 3.16 – Modelo de Moorehead et al (2003).	31
Figura 4.1 – Modelo esquemático da articulação patelofemoral.	33
Figura 4.2 – (a) Lei dos cossenos.	34
(b) Lei dos cossenos aplicada a patelofemoral.....	34
Figura 4.3 – Sistema de forças 1 (a). Sistema de forças 2 (b).	35
Figura 4.4 – Desenho esquemático da determinação do centro de rotação tibiofemoral.	38
Figura 4.5 – Linha de ação do ligamento patelar.	38
Figura 4.6 – Distância perpendicular do ligamento patelar (CRTF).	39
Figura 4.7 – Diagrama de corpo livre do segmento perna+pé.	40
Figura 4.8 – Diagrama de corpo livre da tíbia em aproximadamente 45° de flexão.....	44
Figura 4.9 – Localização do centro de rotação patelofemoral.....	47
Figura 4.10 – Linha de ação do músculo quadríceps.....	48
Figura 4.11 – Distância perpendicular do músculo quadríceps e do ligamento patelar ao CRPF.....	49
Figura 4.12 – Ângulo entre as linhas de ação.	51
Figura 4.13 – Resumo da resolução dos sistemas de forças.....	52
Figura 4.14 – Fluxograma contendo as etapas para a determinação da força de contato patelofemoral.	55
Figura 5.1 – Resumo dos parâmetros calculados e sua identificação na seção 4.	56
Figura 5.2 – Desenho esquemático do joelho ao longo da amplitude de execução do exercício de extensão em cadeia cinética aberta.	57
Figura 5.3 – Legenda dos parâmetros do sistema de forças 1.	58
Figura 5.4 – Localização do CRTF pelos métodos M e PC para cargas de 0kg a 5kg.	59
Figura 5.5 – Distância do CRTF em relação a borda anterior do platô tibial.	60
Figura 5.6 - Linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps nas seis situação de carga.	63
Figura 5.7 – Ângulo beta (β).	64
Figura 5.8 – Ângulo alfa (α).	65
Figura 5.9 – Distância perpendicular do ligamento patelar ao CRTF pelos métodos M e PC.	66
Figura 5.10 - Linhas de ação (ligamento patelar e quadríceps) e CRTF (mediatrizes e ponto contato).	68
Figura 5.11 – Momento do ligamento patelar.	71
Figura 5.12 – Contribuição dos componentes do momento do ligamento patelar.	72
Figura 5.13 – Variação do comprimento do ligamento patelar	73
Figura 5.15 – Curva Força x Variação do comprimento obtida a partir da calibração do ligamento patelar.....	74
(a) Método das mediatrizes.....	75
(b) Método do ponto de contato.....	75

Figura 5.16– Força do ligamento patelar obtida a partir da dinâmica inversa.....	75
(a) Tambyah adaptado.....	76
(b) Mediatrizes.....	76
Figura 5.17 – Força do ligamento patelar obtida a partir da dinâmica inversa.....	76
Figura 5.18 – Força do ligamento patelar (Buff et al, 1988).	77
Figura 5.19 – Legenda dos resultados do sistema de forças 2.	79
Figura 5.20 – Centro de rotação patelofemoral.	79
Figura 5.21 – Distância perpendicular do ligamento patelar e do quadríceps ao CRPF.	81
Figura 5.23- Linhas de ação (ligamento patelar e quadríceps) e CRPF.....	82
Figura 5.24 – Distância efetiva pelo método das mediatrizes (a) e do ponto de contato (b).....	83
Figura 5.25 – Distância efetiva (Yamaguchi & Zajac (1989) e Gill & O’Connor (1996)).	84
Figura 5.26 – Deformação efetiva.	84
Figura 5.27 – Força do músculo quadríceps obtida a partir da dinâmica inversa.	85
Figura 5.28 – Força do músculo quadríceps obtida a partir da lei de Hooke.....	87
Figura 5.29 – Força do músculo quadríceps (retirado de Buff et al, 1988 e Cohen et al, 2001).	88
Figura 5.30 – Razão entre FLP e FQ (retirado de 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).	88
Figura 5.31 – Razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps obtida neste estudo.	89
Figura 5.32 – Resumo dos métodos de determinação da força de contato patelofemoral.	90
Figura 5.33 – Força de contato patelofemoral obtida a partir da dinâmica inversa.	90
Figura 5.34 – Força de contato patelofemoral obtida a partir da lei de Hooke.....	91
Figura 5.35– Equação para cálculo da força de contato patelofemoral (Maquet, 1969).	92
Figura 5.36 – Força de contato sem carga externa (a). Comportamento (b) e taxa de variação dos componentes A e B (c), A+B e C (d).....	92
Figura 5.37 – Desenho esquemático da resolução geométrica a partir das força que atuam na patela.....	93
Figura 5.38 – Desenho esquemático da posição e direção da força de contato patelofemoral.	93
Figura 5.39 – Força de contato patelofemoral durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados da literatura, retirados de: Reilly & Martens (1972), Buff et al (1988) e Cohen et al (2001).....	95
Figura 5.40 – 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 (a), (b) e dados da literatura (c): Hirokawa (1991), Hefzy& Yang (1993) e Gill & O’Connor (1996).....	96
Figura 5.41 – Análise do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da dinâmica inversa, utilizando o método das mediatrizes.....	97
Figura 5.42– Análise do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da dinâmica inversa, utilizando o método do ponto de contato.....	98
Figura 5.43 – Análise comparativa do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da lei de Hooke e da dinâmica inversa, utilizando o método do ponto de contato.....	99
Figura 5.44 – Análise comparativa da magnitude do erro na determinação da força de contato patelofemoral determinada a partir da lei de Hooke e da dinâmica inversa, utilizando o método das mediatrizes e do ponto de contato.	100
Figura 8.1- (a) Padrão de calibração não linear –Phantom (o joelho é mostrado na imagem apenas como ilustração). Em (b) Imagem do videofluoroscópio.....	112
Figura 8.2 – (a, b, c) Imagem do phantom digitalizada. Em (d) é apresentada a mensuração da deformação do ligamento patelar.	115
Tabela 1 – Comparação do valor de erro máximo e médio entre os padrões de calibração linear e não-linear (phantom).....	115
Figura 9.1 – Modelo esquemático dos métodos de determinação do centro de rotação tibiofemoral.	123
Figura 9.2 – Comportamento do centro de rotação pelos métodos: Reuleaux (a), Grieve (b), Mediatrizes (c) e Ponto de contato(d).....	125

O principal objetivo deste estudo foi propor uma metodologia para calcular da força de contato patelofemoral *in vivo* durante uma atividade dinâmica. Para isso, um protocolo foi operacionalizado permitindo a determinação de parâmetros biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral. Especificamente, os parâmetros determinados foram: centro de rotação tibiofemoral, centro de rotação patelofemoral, linha de ação do ligamento patelar, linha de ação do músculo quadríceps, distância perpendicular do ligamento patelar, distância perpendicular do músculo quadríceps, força do ligamento patelar e força do músculo quadríceps. Para a determinação dos parâmetros foram utilizadas imagens radiográficas dinâmicas, obtidas no plano sagital, de um indivíduo executando um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta, a uma velocidade de 45°/s, em seis situações distintas: sem carga externa e com caneleiras de 1 a 5kg (implementadas de 1kg em 1kg) aplicadas à tibia. As imagens radiográficas foram captadas a uma frequência de amostragem de 50 Hz, utilizando-se um videofluoroscópio de marca Axiom Siemens Iconos R100. 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 a análise dos dados. A propagação do erro na determinação da força de contato patelofemoral foi calculada pelo método de Kleine & McClintock. O protocolo desenvolvido com base na videofluoroscopia permite determinar todos parâmetros biomecânicos necessários para o modelamento da articulação patelofemoral. Os resultados sugerem que, em comparação com a lei de Hooke, a utilização da dinâmica inversa como forma de determinação da força de contato patelofemoral é mais apropriada. Isso pode ser confirmado pelos menores níveis de erro apresentados pela dinâmica inversa. Com base no método de Kleine & McClintock, a linha de ação do músculo quadríceps parece ser um parâmetro crítico no cálculo da força de contato patelofemoral.

The primary goal of this study was to propose a method to calculate the patellofemoral contact force *in vivo* during a dynamic activity. In order to do that, a protocol was operationalized allowing to determine the biomechanical parameters of the tibiofemoral and patellofemoral joints. Specifically, the parameters determined were: tibiofemoral rotation center, patellofemoral rotation center, patellar ligament's action line, quadriceps muscle's action line, the patellar ligament moment arm, the quadriceps muscle moment arm, patellar ligament's force and quadriceps muscle force. To determine such parameters were used dynamic radiographical images, obtained in the sagittal plane, from one individual executing an exercise of knee's extension in open kinetic chain, in a speed of 45°/s, in six distinct situations: without external load and with weights of 1 to 5kg (implemented 1kg to 1kg) applied to the tibia. The radiographic images were captured in a sampling frequency of 50Hz, through a videofluoroscope from Axiom Siemens Iconos R100. The images obtained were reproduced and digitalized using a capture plate Slicon Graphics 320. Computer routines were developed with the software Matlab® to analyze the data. The error propagation on patellofemoral contact force determination was calculated by the method of Kleine & McClintock. The protocol developed based on the videofluoroscopy allow to determine all the biomechanical parameters needed to the modeling of the patellofemoral joint. The results suggest that, in comparison with Hooke's law, the use of inverse dynamics as a way to determine the patellofemoral contact force is more appropriated. This can be confirmed by lower levels of error presented in the inverse dynamics. Based on the Kleine & McClintock's method, the action line of the quadriceps muscle seems to be a critical parameter on the calculus of the patellofemoral's contact force.

1. INTRODUÇÃO

A biomecânica tem sido amplamente utilizada para proporcionar a investigação das forças impostas ao corpo humano durante a realização de diferentes atividades motoras. O conhecimento dos efeitos dessas forças ao corpo humano é de extrema importância para os profissionais ligados ao treinamento físico e a reabilitação das atividades motoras. Estes profissionais encontram-se comprometidos com a integridade do aparelho locomotor de seus atletas ou pacientes durante a elaboração de um programa, envolvendo atividades motoras específicas.

O envolvimento com a locomoção vinculado às forças de reação com o solo, expõe as articulações do membro inferior a uma maior susceptibilidade de lesões. Segundo Kannus et al (1987), a maior parte das lesões experienciadas por adultos envolve o membro inferior, sendo a articulação do joelho o principal foco de lesões (29% em mulheres e 27% em homens). Esta articulação encontra-se em posição de destaque devido as suas características biomecânicas.

O joelho é a maior articulação do corpo humano e envolve as articulações tibiofemoral e patelofemoral. Localiza-se entre dois longos braços de alavanca, o fêmur e a tíbia; portanto, a articulação depende muito de estruturas musculares e ligamentares para manutenção de sua estabilidade (Zachazewski et al, 1996). Além disso, o joelho possui uma limitada amplitude de movimento articular nos planos frontal e transversal (Andrews et al, 2000; Kapandji, 2000).

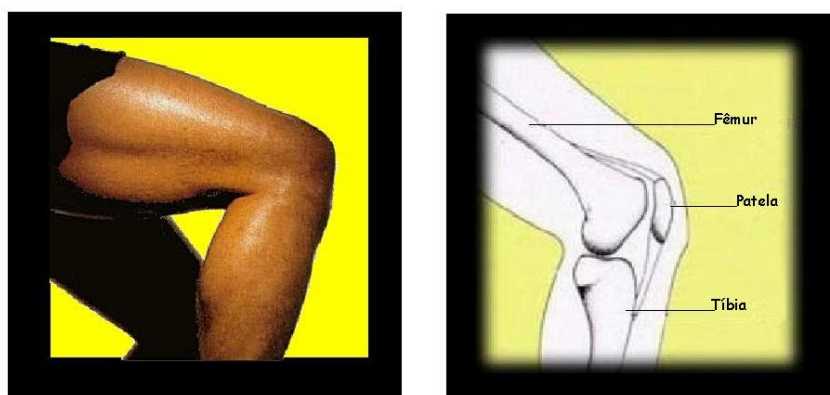


Figura 1.1 – Articulação patelofemoral.

A articulação patelofemoral é foco de grande parte das lesões que envolvem o joelho. Isto se deve em parte, ao fato da patela pertencer ao mecanismo extensor do joelho. A patela é considerada um osso sesamóide que tem como função primária aumentar a distância perpendicular da força do músculo quadríceps ao centro de rotação do joelho (Kapandji, 2000).

A síndrome de dor patelofemoral consiste em um conjunto de sintomas que incluem dor insidiosa na região retropatelar, a qual é agravada por agachamentos, subidas e descidas de escada, tempo prolongado na posição sentada. Esta síndrome é um dos problemas mais comuns com que se deparam os clínicos (Arroll et al, 1997; Hilyard, 1990 – in Tobin, Robinson, 2000). Cerca de 25% da população irá, em algum momento da vida, apresentar sintomas patelofemorais (McConnell, 1996). Frequentemente, isso é o resultado de uso excessivo, essencialmente porque a articulação patelofemoral é constituída pela aposição de duas superfícies articulares (McConnell *in* Ellenbecker, 2000). Em virtude da íntima relação entre as articulações tibiofemoral e patelofemoral, não é incomum que a lesão a uma das articulações, ocasione disfunção à outra (Mangine, 1995). Dessa forma, existe grande preocupação quanto aos estímulos oferecidos ao joelho durante a execução de atividades motoras, principalmente dentre aqueles que as utilizam como forma de treinamento físico para praticantes de atividades esportivas, e durante o processo de reabilitação de lesões.

A execução de atividades motoras humanas contempla a utilização de cargas externas como forma de oferecer ao organismo estímulos que desenvolvam força muscular, reestruturação tecidual, bem como proporcionem a manutenção da integridade articular (Currier et al, 1992). No entanto, a impossibilidade de quantificar os efeitos articulares causados por essas cargas externas pode transformar estímulos benéficos em resultados agressivos, que vão de encontro à integridade articular. Isto pode ser notado principalmente nos exercícios que envolvem diretamente a articulação do joelho devido a íntima relação entre as articulações tibiofemoral e patelofemoral. Segundo Andrews et al (2000), ao se ignorar aspectos importantes da biomecânica da articulação patelofemoral durante a reabilitação de problemas da tibiofemoral, criam-se, quase sempre, problemas relacionados à articulação patelofemoral, prolongando-se, desnecessariamente, o processo de reabilitação. Dessa forma, o conhecimento dos esforços mecânicos aos quais se está submetendo uma articulação (forças internas) durante atividades de vida diária, de treinamento ou de reabilitação, se faz importante.

A avaliação das forças internas impostas ao corpo humano pode ser medida de forma direta ou indireta. A medição *in vivo* das forças articulares está associada a dificuldades tecnológicas, mas principalmente a questões éticas, em virtude dos efeitos causados aos indivíduos que se submetem a esses procedimentos. Apesar disso, existem na literatura trabalhos que se utilizaram da medida direta na avaliação de caminhada, corrida e saltos (Bergman et al, 1993; Rolf et al, 1997).

Dessa forma, procedimentos analíticos indiretos são utilizados para estimar as forças impostas às articulações em diferentes movimentos humanos (Collins, 1995). Esses procedimentos utilizam-se de medidas externas e modelos mecânicos correspondentes. As pesquisas na área da biomecânica tem sido direcionadas para o modelamento do sistema músculo-esquelético no intuito de estimar forças que não podem ser medidas diretamente. Uma série de modelos teóricos foi proposta para calcular as forças de contato articular durante a locomoção (Crowninshield et al, 1978 apud Hasler et al, 1996) ou para estimá-las no sistema músculo-esquelético (Pierrynowski and Morrison, 1985 apud Hasler et al, 1996). A utilização de modelos teóricos é bastante poderosa, pois se pode obter medidas de forma não invasiva, respeitando critérios éticos, bem como podem ser realizadas simulações de diversas situações em tempo menor que o necessário para a realização de experimentos.

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, conforme pode ser observado de forma esquemática na Figura 1.2 (Vaughan, 1980).

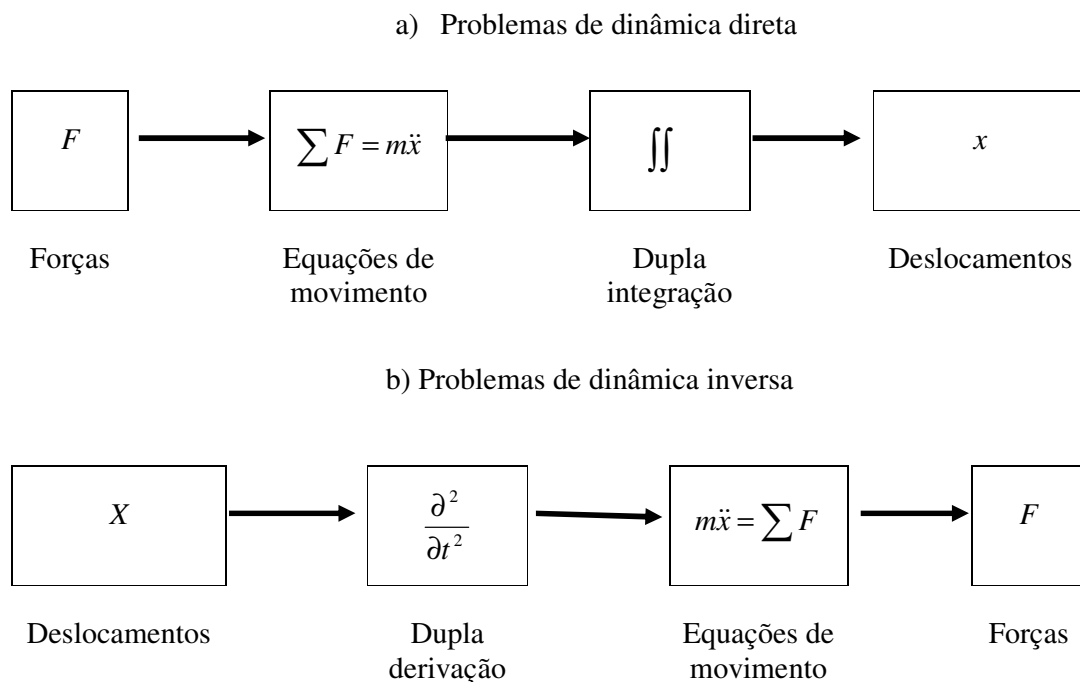


Figura 1.2 – problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980).

A maior limitação da maioria dos modelos biomecânicos é a falta de validação dos mesmos, ou seja, os resultados estimados por estes não foram comparados com medidas experimentais (Hasler et al, 1996 – Nota Técnica). Entretanto, Loss et al (2002), ao implementar um método para calcular a força nas articulações do membro inferior, em atividades motoras humanas, testou a metodologia empregada em uma prótese mecânica de joelho instrumentada. A comparação dos resultados possibilita verificar que existe uma concordância entre os valores medidos e os calculados, demonstrando a adequação do método (Loss et al, 2002).

O método proposto por Loss et al (2002), existente hoje no Laboratório de Pesquisa do exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul viabiliza, através da técnica da dinâmica inversa, o cálculo das forças impostas à articulação do joelho durante a realização de atividades motoras bidimensionais. Atualmente, este método encontra-se limitado, pois é capaz de avaliar apenas as forças na articulação tibiofemoral não levando em consideração a articulação patelofemoral. A partir do momento em que se deseja executar atividades motoras específicas de treinamento e/ou reabilitação que envolva os membros inferiores, o entendimento das forças impostas à articulação patelofemoral torna-se importante.

A articulação patelofemoral já foi modelada por alguns pesquisadores. Reilly & Martens (1972) estudaram a força do músculo quadríceps e a força de reação da articulação patelofemoral durante atividades como: caminhada, subida e descida de escadas, agachamento e exercícios para quadríceps contra resistência. Seus resultados foram obtidos pela combinação de modelos matemáticos e experimentais (exceto para a extensão do joelho que foi apenas teórico). Em todos os casos, a situação analisada foi considerada em equilíbrio estático, o que leva a subestimar os valores reais das forças calculadas. Scott & Winter (1990), implementaram um método para prever a magnitude das forças aplicadas aos locais de lesão crônica do membro inferior durante a corrida. Em virtude da complexidade do mecanismo patelofemoral, os autores utilizaram dados da literatura para determinar no modelo a trajetória da patela, do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Outros autores buscaram avaliar as forças de contato patelofemorais através de medições diretas em animais (Ronsky et al, 1995; Hasler et al, 1996).

Independente do modelo utilizado são duas as forças necessárias para a determinação da força de contato patelofemoral: força do ligamento patelar e força do músculo. Além disso,

diversos autores relatam que a força patelofemoral é dependente do ângulo de flexão do joelho (Reily and Martens, 1972; Van Eijden et al, 1986; Hasler et al, 1996; Bressel, 2001).

Dessa forma, para a implementação do modelo, são necessárias informações acerca dos parâmetros biomecânicos (linha de ação do músculo quadríceps e linha de ação do ligamento patelar) das forças que atuam sobre a patela.

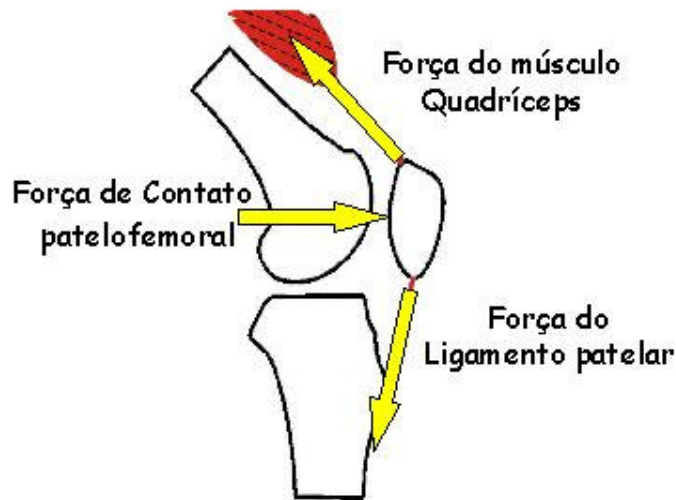


Figura 1.3 – Modelo esquemático das forças que atuam na patela.

Outro parâmetro a ser determinado é o centro de rotação da articulação tibiofemoral. A dinâmica inversa 2D, assume que os segmentos são rígidos e interconectados por articulações simples do tipo dobradiça, ou seja, seus movimentos ocorrem em apenas um eixo (movimento puro de rotação) (Loss et al, 2002). De maneira que, a localização do centro de rotação se faz necessária quando se deseja determinar a força de contato patelofemoral. Isto se deve a necessidade de determinar a variação da distância perpendicular do músculo quadríceps e do ligamento patelar ao centro de rotação tibiofemoral, para então calcular as forças destas estruturas ao longo do evento analisado.

Com o intuito de implementar o método, os parâmetros biomecânicos acima citados (linha de ação do músculo quadríceps, linha de ação do ligamento patelar e centro de rotação) serão obtidos *in vivo*, através da utilização de uma técnica radiológica denominada videofluoroscopia. Estas medidas serão realizadas através de um protocolo desenvolvido para individualizar as informações e qualificar os cálculos das forças internas da articulação do joelho.

2. OBJETIVO GERAL

Propor uma metodologia para calcular a força de contato patelofemoral.

2.1. Objetivos Específicos

Operacionalizar um protocolo para determinação de parâmetros biomecânicos das articulações tibiofemoral e patelofemoral:

- Centro de rotação tibiofemoral
- Centro de rotação patelofemoral
- Linha de ação do ligamento patelar
- Linha de ação do músculo quadríceps
- Distância perpendicular do ligamento patelar
- Distância perpendicular do músculo quadríceps
- Força do ligamento patelar
- Força do músculo quadríceps

2.2. Organização do texto

O restante do documento está organizado da seguinte forma: revisão bibliográfica, materiais e métodos, resultados e discussões, conclusões, referências bibliográficas e apêndices.

O capítulo 3, revisão bibliográfica, está apresentado em duas partes. A primeira, relacionando as diversas abordagens sugeridas para modelar a articulação patelofemoral, e a segunda apresentando os diferentes métodos de determinação do centro de rotação tibiofemoral.

O capítulo 4 apresenta a metodologia desenvolvida para calcular a força de contato patelofemoral. Neste capítulo são apresentadas as duas formas de resolução dos sistemas de forças que compõe o mecanismo patelofemoral: a Dinâmica Inversa e a Lei de Hooke.

Ao final do capítulo 4 é apresentado um fluxograma contendo, de forma resumida, os passos necessários para a obtenção da força de contato patelofemoral a partir das duas formas de resolução dos sistemas de forças. No intuito, de auxiliar a leitura deste documento, o leitor terá em mãos um marcador de páginas, contendo esta figura de forma simplificada.

O capítulo 5 apresenta os resultados e as discussões dos dados obtidos a partir da análise de um indivíduo saudável realizando um exercício de extensão de joelho. As conclusões são listadas objetivamente, em formato de tópicos, no capítulo 6.

Os apêndices A e B são formados por dois artigos apresentados no XV Salão de Iniciação Científica (2003-UFRGS) e encaminhados para publicação na Revista Brasileira de Biomecânica, respectivamente, intitulados:

- “Método para correção da distorção de imagens obtidas por videofluoroscopia”
- “Comparação de métodos para determinação da trajetória do centro de rotação tibiofemoral”.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Biomecânica patelofemoral

A articulação patelofemoral é formada pela aposição das superfícies articulares dos côndilos femorais e da patela (Williams *et al*, 1995). A patela possui uma superfície articular com a cartilagem mais espessa do corpo humano (cerca de 7mm na porção central). Durante grande parte da amplitude flexão do joelho, a patela está em contato com a tróclea femoral, um sulco recoberto por cartilagem hialina, cujas paredes são formadas pelos côndilos femorais (Nakagawa *et al*, 2003).

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 (vastos medial, lateral e intermédio e reto femoral: o quadríceps). 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 a 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 no ligamento patelar, de maneira que o quociente entre as duas forças tende ao valor um (1) conforme diminui o ângulo de flexão (Maquet, 1969; van Eijden, 1985; Ahmed *et al*, 1987; Buff *et al*, 1998; 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 modificar a vantagem mecânica deste aparelho. Em virtude da presença da patela, o quadríceps é capaz de gerar o mesmo momento, produzindo menos 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). Como o ponto de apoio da patela no fêmur está entre as forças que atuam sobre ela, a patela pode ser caracterizada como uma alavanca classe I.

A Figura 3.1 demonstra de forma esquemática, as duas distâncias (d_1 e d_2) definidas como as distâncias perpendiculares do músculo quadríceps e do ligamento patelar,

respectivamente, em relação ao ponto de contato entre a patela e a tróclea femoral. 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 aparenta apresentar-se mais como uma alavanca do que uma roldana.

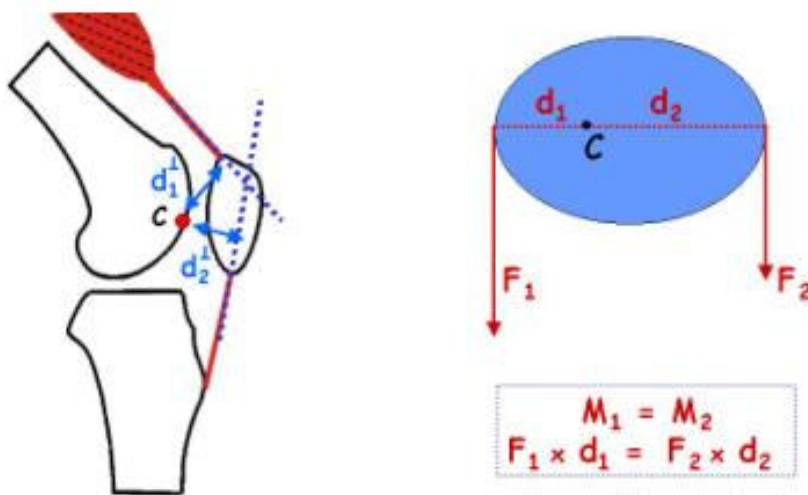


Figura 3.1 –Desenho esquemático do joelho, representando as distâncias perpendiculares do músculo quadríceps (d_1) e do ligamento patelar (d_2) em relação ao centro de rotação patelofemoral (C). Desenho esquemático de uma roldana excêntrica.

3.2 Métodos de determinação da força de contato patelofemoral

Reilly & Martens (1972), foram um dos primeiros autores a proporem um método para a determinação da força de contato patelofemoral (F_C). Os autores determinaram a magnitude da força de contato patelofemoral em quatro eventos dinâmicos: extensão do joelho, subida de escadas, caminhada e agachamento profundo. A determinação da F_C durante a extensão do joelho foi puramente matemática, enquanto nas demais situações a resolução matemática foi realizada a partir de dados obtidos experimentalmente. Todos eventos foram analisados, assumindo-se uma situação de equilíbrio estático.

Haja visto o objetivo do presente estudo, a Figura 1.2 demonstra o diagrama de corpo livre para análise da extensão de joelho realizada por Reilly & Martens (1972).

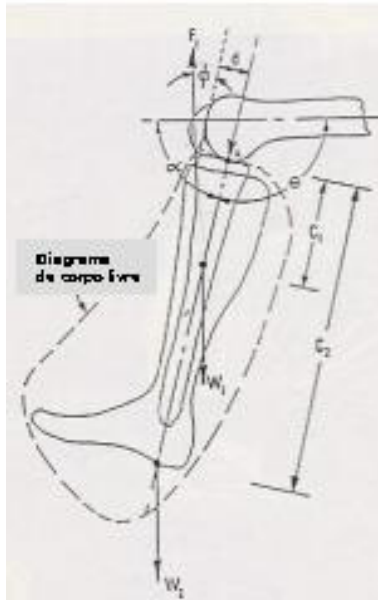


Figura 3.2 – Diagrama de corpo livre para análise da extensão de joelho. Adaptado de Reilly & Martens, 1972.

Para a resolução deste sistema de forças foi necessária a determinação de alguns parâmetros: centro de rotação tibiofemoral (considerado constante, conforme Stendler *et al*, 1964); linha de ação do ligamento patelar (obtido a partir do ângulo ϕ entre o ligamento patelar e a tibia, conforme Morrison, 1967); distância perpendicular do ligamento patelar (obtida por radiografia estática); dados antropométricos (massa e centro de massa, conforme Drills & Contini, 1964); força do ligamento patelar e do músculo quadríceps .

Considerando que o somatório dos momentos em relação ao ponto de contato tibiofemoral é igual a zero (equação 1), a força do ligamento patelar pode ser obtida pela equação (2).

$$F_1 = \frac{(W_1 C_1 + W_2 C_2) \cos \alpha}{d \cos \phi} \quad (1)$$

Reescrevendo a equação 1:

$$F_1 = \frac{\cos \alpha}{d \cos \phi} (W_1 C_1 + W_2 C_2) \quad (2)$$

onde:

F1;	força do ligamento patelar
d;	distância perpendicular do ligamento patelar
α ;	ângulo de flexão do joelho
ϕ ;	ângulo entre o ligamento patelar e a tibia
θ ;	ângulo interno do joelho
W_1 ;	peso do segmento perna
W_2 ;	peso do segmento pé
C_1 ;	distância do centro de massa da perna ao centro de rotação (A)
C_2 ;	distância do centro de massa do pé ao centro de rotação (A)

A F_C foi definida como a força que deve equilibrar a patela, e foi considerada igual e oposta à resultante das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps, conforme Figura 3.3. Para a resolução da equação (3) foi admitida a igualdade das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

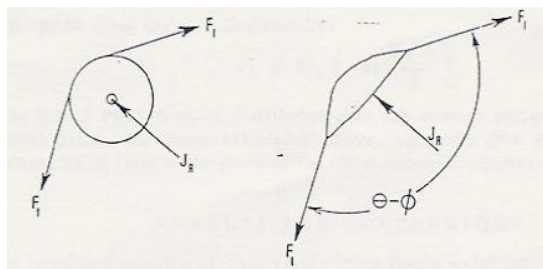


Figura 3.3 – Desenho esquemático das forças que atuam na patela. Adaptado de Reilly & Martens, 1972.

$$JR = 2F_1 \left(\cos \frac{\theta - \phi}{2} \right) \quad (3)$$

onde:

JR ;	força de reação da articulação patelofemoral
F_1 ;	força do tendão patelar e força do músculo quadríceps
$\theta - \phi$;	ângulo entre o tendão patelar e o músculo quadríceps

O modelo proposto por Reilly & Martens (1972) apresenta-se bastante limitado, em virtude de realizar uma análise estática de solução teórica de um evento dinâmico. 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 (F_Q) e do ligamento patelar (F_{LP}) 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. Apesar de não ser o objetivo do estudo, os autores sugerem que a força do ligamento patelar pode ser resolvida a partir de suas componentes (equações 4 e 5). Assim, conforme varia a orientação do ligamento patelar durante a flexão, a magnitude e direção de suas componentes também variam.

$$F_{PLn} = F_{PL} \cos \phi \quad (4)$$

$$F_{PLs} = F_{PL} \sin \phi \quad (5)$$

onde:

F_{PLn} ,

F_{PLs} ,

α ;

componente paralela ao eixo da tibia

componente perpendicular ao eixo da tibia

ângulo entre o ligamento patelar e o eixo da tibia

Buff *et al* (1988), realizaram uma análise das forças que atuam na patela: força do ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral. Especificamente, o objetivo do estudo foi de testar a teoria proposta por Maquet (1969) da não igualdade das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Para isso, determinaram as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps, os autores utilizaram dados experimentais de medida direta em cadáveres.

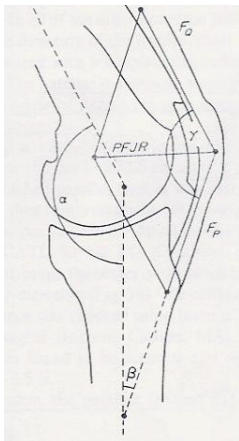
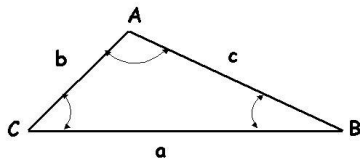


Figura 3.4 – Modelo de Buff *et al* (1988).

Para a determinação da força de contato patelofemoral utilizaram a equação proposta por Maquet (1969), assumindo que a articulação patelofemoral é um sistema em equilíbrio, desconsiderando a contribuição da massa da patela tanto em relação ao seu peso quanto aos seus efeitos inerciais. A resolução da equação que rege este sistema é feita com base na lei dos cossenos.



$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc \cos A$$

$$PFJR = \sqrt{F_Q^2 + F_P^2 - 2F_Q F_P \cos \gamma} \quad (6)$$

onde:

$PFJR$ força patelofemoral
 F_Q força do músculo quadríceps
 F_P força do ligamento patelar
 γ menor ângulo entre quadríceps e ligamento patelar

Figura 3.5 – Lei dos cossenos

Os autores confirmaram a teoria de Maquet (1969) e verificaram que a diferença entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps influenciam a magnitude e a direção da força de contato patelofemoral.

Scott & Winter (1990), desenvolveram um modelo matemático para prever magnitude das cargas impostas sobre os locais mais comuns de lesão em corredores. Entre

estes locais, os autores relatam que a complexidade da articulação patelofemoral exige considerações especiais para o modelamento da trajetória patelar, e das linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Dessa forma, utilizaram-se dos dados de White *et al*, (1989) para a determinação das origens e inserções musculares e da tuberosidade anterior da tibia. Da mesma forma, os dados de posição da patela com relação ao fêmur e à tibia, dados de comprimento do ligamento patelar e da variação do seu ângulo de inserção foram retirados dos estudos de Van Eijden *et al* (1985).

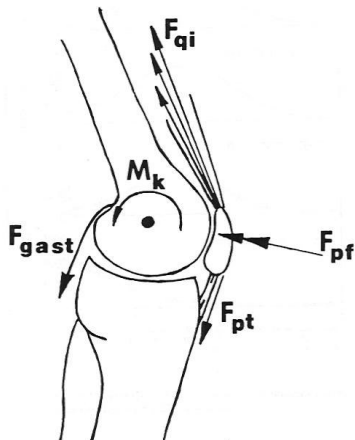


Figura 3.6 – Modelo de Scott & Winter (1990)

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. Dessa forma, verificaram a razão entre as forças do quadríceps e do ligamento patelar em função do ângulo de flexão. As forças que atuam na patela (ligamento patelar, quadríceps e contato patelofemoral) foram determinadas pelas equações 6,7 e 8.

$$F_{PT} = \frac{M_K + S_p \times PCA_{gast} \times D_{gast}}{D_p} \quad (6)$$

$$F_{Qi} = \frac{F_o \times PCA_i}{\sum PCA_j} \quad (7)$$

$$F_{PF} = F_{PT} + \sum F_{Qi} \quad (8)$$

onde:

F_{PT} ,	força no ligamento patelar
F_{Qi} ,	força no quadríceps
F_{PF} ,	força na patelofemoral
S_p ,	tensão nos músculos plantiflexores
PCA_i ,	área de secção transversa de cada músculo
D ,	distância perpendicular

Hirokawa, (1991) realizou uma análise da articulação patelofemoral a partir de um modelo matemático tridimensional. O modelo considera a geometria articular e as propriedades mecânicas do ligamento patelofemoral.

Com este modelo os autores analisaram: a trajetória patelar, a força do ligamento patelar e a força de contato patelofemoral. Os locais de inserção do músculo quadríceps e do ligamento patelar foram marcados com fios de *Kirschner* (fios cirúrgicos) no joelho de três cadáveres, e determinados a partir de uma análise de microscopia (*tool-microscope*). Os autores assumem em seu modelo, o pressuposto da não igualdade entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

A fim de analisar comparativamente a execução de exercícios de leg press e extensão de joelho, Steinkamp *et al.* (1993) investigaram o comportamento da força de contato patelofemoral a partir dos valores de momento resultante no joelho para cada indivíduo em quatro ângulos diferentes (0°, 30°, 60° e 90°) de execução dos exercícios.

A força do quadríceps foi determinada nos ângulos de flexão de 0°, 30°, 60° e 90°, para ambos exercícios por meio das equações 10 à 13. As análises foram estáticas em cada ângulo e não foram utilizadas informações de cinemetria interna (imagens radiográficas) ou externa (sistema de vídeo tradicional) para a determinação dos parâmetros de análise. Nota-se que os autores utilizaram dois parâmetros diferentes de distância perpendicular: uma *atual* e outra *efetiva*. A distância perpendicular atual foi definida como a distância entre o ligamento patelar e o ponto de contato tibiofemoral (definido como centro de rotação articular). A efetiva foi definida como a relação entre a distância atual e a constante *K*. Haja visto que a constante *K* estabelece uma relação entre as forças que atuam na patela (entre F_{PL} e F_Q) durante a amplitude de flexão, os autores utilizaram-se da distância efetiva como forma de determinar a força de contato patelofemoral, assumindo a não igualdade das forças que atuam na patela.

$$M_K = F_Q \times M_{eff} \quad (10)$$

Logo:

$$F_Q = \frac{M_K}{M_{eff}} \quad (11)$$

$$M_{eff} = M_{act} \times \frac{F_{PL}}{F_Q} \quad (12)$$

$$F_{PF} = K \times F_Q \quad (13)$$

onde:

M_K ,	Momento resultante no joelho
F_{Qi} ,	força no quadríceps
M_{eff} ,	distância efetiva
F_{PL} ,	força do ligamento patelar
M_{act} ,	distância perpendicular atual
F_{PF} ,	força de contato patelofemoral
K ,	razão entre F_{PL} e F_Q

Hefzy & Yang. (1993), desenvolveram um modelo tridimensional para determinar a variação da força de contato patelofemoral 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. A patela é idealizada como um corpo rígido onde atuam três forças: forçado ligamento patelar, força do músculo quadríceps e força de contato patelofemoral.

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.

Singerman *et al*, 1994, desenvolveram um transdutor para medições diretas da localização da aplicação da força de contato patelofemoral *in vitro*. Os autores constataram uma variação crânio-caudal e medial do ponto de aplicação da força de contato.

Alguns estudos envolvem medidas diretas em modelos animais a fim de estabelecer uma relação com os dados obtidos com humanos pela literatura. Entre esses, Ronsky *et al*. (1995) desenvolveram um método para determinação *in vivo* da pressão, área de contato e deslocamento da articulação patelofemoral sob condições de sobrecarga fisiológica. Foram utilizados quatro gatos adultos para esse experimento. As medidas de contato foram obtidas utilizando-se um filme sensível a pressão inserido diretamente entre as superfícies articulares (patela e fêmur); os dados cinemáticos foram obtidos por sistema de vídeo bidimensional; os dados de força no ligamento patelar foram medidos diretamente por meio de um transdutor de força aplicado no ligamento; e a ativação da musculatura do quadríceps foi conseguida por meio de eletroestimulação artificial. Os resultados demonstram que o método apresenta-se bastante eficiente. As medidas de deslocamento patelar associado a força do ligamento patelar permite o estabelecimento de uma excelente relação para a determinação das características de força-deslocamento do complexo do ligamento patelar. A medida direta de força no ligamento patelar permite estimar a força de contato patelofemoral de forma independente, baseado apenas em modelos matemáticos descritos na literatura. Entretanto, existem determinadas dificuldades quanto ao procedimento de calibração, limitando a acurácia do método.

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 intacta na qual 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.

Com o objetivo de determinar a força de contato patelofemoral *in vivo*, Gill & O'Connor (1996), desenvolveram um modelo bidimensional da articulação patelofemoral. Os dados acerca da geometria patelofemoral foram determinados a partir de imagens de ressonância nuclear magnética realizadas no plano sagital em três ângulos de flexão (10° , 90° e 140°).

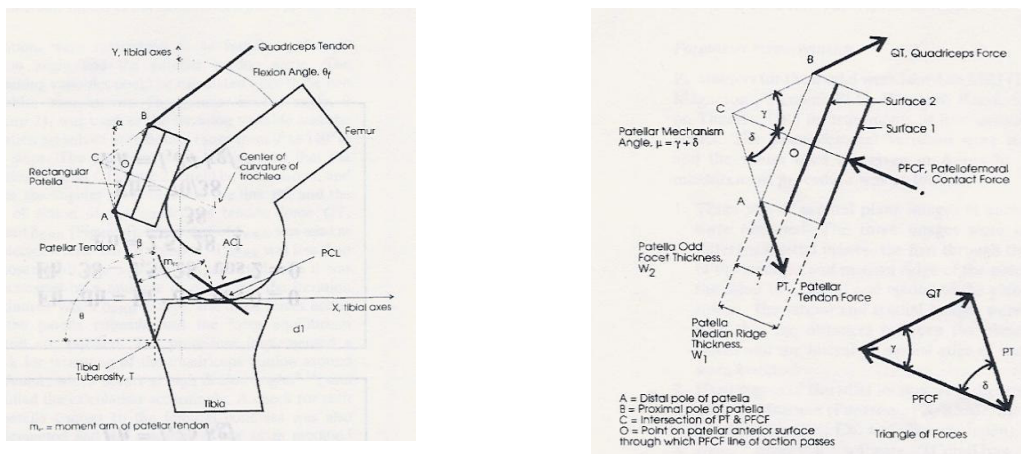


Figura 3.7 – Modelo bidimensional da patelofemoral. Extraído de Gill & O'Connor (1996).

Os autores assumiram que: o ligamento patelar apresentava um comprimento fixo; a patela apresentava uma trajetória circular com o eixo centrado na tuberosidade tibial anterior; o quadríceps mantinha-se paralelo ao eixo do fêmur ao longo de toda amplitude de movimento e a força de contato patelofemoral atuava no ponto de contato patelofemoral. A partir destes

pressupostos, os autores determinaram a força de contato patelofemoral a partir da resolução da equação proposta por Maquet (1969) com base na lei dos cossenos.

Utilizando-se de cadáveres, Wolchok *et al* (1998), determinaram a força de contato na articulação patelofemoral durante uma simulação de pedalada, através da inserção de filmes sensíveis a pressão. A partir dos dados de área e de pressão patelofemoral, obtidos diretamente, os autores definiram os valores da força de contato patelofemoral pela seguinte equação:

$$P = \frac{F}{A} \quad (14)$$

onde:

P,	pressão patelofemoral
F,	força de contato patelofemoral
A,	área de contato patelofemoral

Com o objetivo de avaliar a força imposta às articulações patelofemoral e tibiofemoral, ao ligamento patelar e ao tendão do quadríceps, durante exercícios isocinéticos de extensão de joelho em diferentes velocidades, Chow *et al.* (1999), utilizaram imagens radiográficas estáticas para determinar a geometria articular, que associada as informações de momento 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.

$$F_{PL} = \frac{T_k}{d_p} \quad (15)$$

onde:

T _k ,	momento resultante do joelho
d _p ,	distância perpendicular do ligamento patelar
F _{pl} ,	força do ligamento patelar

Somando os momentos no ponto de contato patelofemoral, e considerando as forças F_q e F_{PL} em relação ao centro de rotação patelofemoral:

$$F_q d_2 = F_{PL} d_1 \quad (16)$$

onde:

d ₁ ,	distância perpendicular do ligamento patelar
d ₂ ,	distância perpendicular do quadríceps

Combinando as equações (15) e (16):

$$F_q = \frac{T_k}{\left(\frac{d_p d_2}{d_1}\right)} = \frac{T_k}{d_e} \quad (17)$$

onde:
 d_e ,

distância efetiva

Assumindo que o peso da patela e os efeitos inerciais durante exercícios isocinéticos (massa x aceleração da patela) são desprezíveis, a força de contato patelofemoral é obtida a partir da resolução da equação proposta por Maquet (1969) com base na lei dos cossenos:

$$F_{PF}^2 = F_{PL}^2 + F_Q^2 - 2F_Q F_{PL} \cos \alpha \quad (18)$$

$$\alpha = \frac{(360^\circ - 2\phi_{P/Q})}{2} \quad (19)$$

onde:

α ,

menor ângulo entre as linhas de ação do ligamento patelar e do quadríceps;

$\phi_{P/Q}$,

ângulo entre as linhas de ação do ligamento patelar e do quadríceps.

Os autores encontraram resultados equivalentes aqueles 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 apresentam 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.

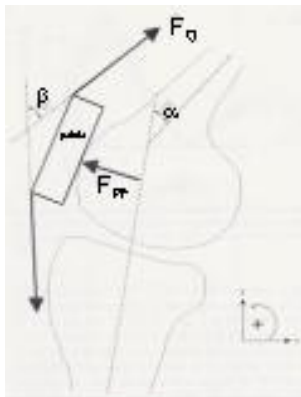


Figura 3.8 – Modelo bidimensional da patelofemoral. Extraído de Bressel (2001).

No intuito de avaliar a influência da direção da pedalada (anterógrada e retrógrada) em uma bicicleta ergométrica na força de contato patelofemoral, Bressel (2001) analisaram 21 homens saudáveis (sem dor e/ou lesão patelofemoral) com experiência recreacional em bicicletas.

As forças patelofemorais (PFF) foram quantificadas para os períodos positivos, ou seja, momentos de extensão do joelho. A patela foi definida como um sesamóide retangular (bi-dimensional). A PFF foi calculada pela equação apresentada por Matheus *et al.*(1977):

$$F_{PF} = 2F_Q \text{ sen } \beta / 2 \quad (20)$$

Onde, a F_Q é calculada pela equação:

$$F_Q = M_K / d_{FQ} \quad (21)$$

onde:

M_K ,	Momento resultante no joelho
F_{Qi} ,	força no quadríceps
d_{FQ} ,	distância perpendicular do quadríceps
F_{PF} ,	força de contato patelofemoral
β ,	ângulo entre as linhas de ação

A distância perpendicular da F_Q (d_{FQ}) foi adquirida dos dados de Yamaguchi & Zajac (1989), que na verdade chama-se distância perpendicular efetiva e esta baseada no ângulo relativo de flexão de joelho. Foi estimado neste estudo por uma equação linear ($y = mx + b$) e os dados retirados do trabalho de Yamaguchi & Zajac (1989). O d_{FQ} não é um cálculo e nem uma medida que atenta para as diferenças entre o ligamento patelar e o quadricipital. É um método preciso para calcular a PFF, pois não assume uma igualdade de força entre os tendões, mas sim uma relação entre eles:

$$D_{\text{efetivo}} = d_{FQ} \cdot (F_{LP} / F_Q) \quad (22)$$

O ângulo do mecanismo patelar (β) foi estimado através de uma equação de regressão linear apresentada por Matheus *et al.*(1977):

$$\beta = 30.46 + 0.53 \alpha \quad (23)$$

onde:

d_{FQ} ,	distância perpendicular do quadríceps
F_Q ,	força no quadríceps
F_{LP} ,	força do ligamento patelar
α ,	ângulo relativo de flexão – 180°

Cohen, *et al* (2001), baseados em um estudo prévio em que criaram modelos tridimensionais de diferentes segmentos corporais (Kwak *et al*, 2000), realizaram simulações computadorizadas de exercício de extensão do joelho a partir de parâmetros geométricos obtidos de cinco cadáveres.

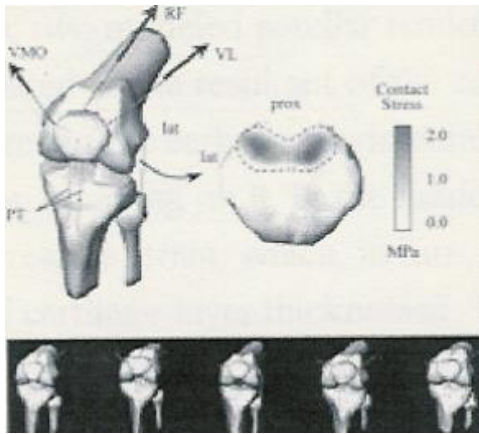


Figura 3.9 – Modelo tridimensional da patelofemoral. Extraído de Cohen *et al* (2001)

Os autores avaliaram, entre outros parâmetros, a força de contato patelofemoral gerada por três tipos de exercícios de extensão de joelho em cadeia cinética aberta (sem carga, com carga de 25N no tornozelo e 100N no tornozelo) em comparação a um exercício de cadeia cinética fechada (agachamento de 90° a 20° flexão).

O modelo utilizado no estudo baseia-se nas equações fundamentais de equilíbrio estático de forças e momentos para prever a cinemática articular e as áreas de contato. As forças do quadríceps (representado por três linhas de ação: vasto medial, vasto lateral e reto femoral) e do ligamento patelar são utilizadas como *input* no modelo, gerando pressão patelofemoral (*output*). A pressão patelofemoral, por sua vez, é medida e utilizada para determinar a força de contato patelofemoral.

Brechter, *et al* (2002), analisaram a força de contato e a pressão patelofemoral de dois grupos (sem e com diagnóstico de dor patelofemoral) durante a subida e a descida de escadas. Para a determinação da área de contato patelofemoral foram realizadas imagens de ressonância nuclear magnética em quatro ângulos de flexão do joelho (0°, 20°, 40° e 60°). A análise mecânica do movimento foi realizada a partir de cinemática 3-D, e os dados de força de reação foram obtidos a partir de uma plataforma de força colocada no primeiro dos três degraus da escada. A partir desses dados a dinâmica inversa foi utilizada para obter o valor do momento resultante líquido no joelho.

Os autores desenvolveram um algoritmo para obtenção da força de contato e da pressão patelofemoral, a partir da análise mecânica do movimento e dos dados de área de contato.

A distância perpendicular efetiva do quadríceps (Q_{LA}) foi estimada através de uma equação de regressão linear apresentada por van Eijden *et al*(1986):

$$Q_{LA}(x) = (8.0e^{-05}x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046) \quad (24)$$

O momento extensor do joelho (M_{EXT}) foi obtido pela dinâmica inversa. O quociente entre o M_{EXT} e a Q_{LA} definem a força do quadríceps (Q_F):

$$QF(\theta) = M_{EXT}(\theta) / Q_{LA}(\theta) \quad (25)$$

onde:

x , ângulo tibiofemoral
 θ , ângulo de flexão do joelho

Em um segundo momento os autores determinam uma constante(k), que multiplicada pela QF determina a força de contato patelofemroal (PFJRF):

$$PFJRF(\theta_i) = k \times QF(\theta_i) \quad (26)$$

Onde

$PFJRF$

Força de reação da articulação patelofemoral

θ

ângulo de flexão do joelho constante

k

razão entre força do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

QF

força do músculo quadríceps

Existe uma diversidade de modelos que visam predizer a força imposta à articulação patelofemoral, ao longo do movimento de extensão do joelho. Nota-se que alguns autores (Reilly & Martens, 1972; Bressel, 2001) ainda compreendem a patela como uma simples roldana, sendo capaz apenas de modificar a direção das forças que agem sobre a patela. No entanto, assumir a igualdade das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps vai de encontro aos resultados encontrados por diversos autores (van Eijden, 1985; Ahmed *et al*, 1987; Buff *et al*, 1988; Cohen *et al*, 2001) que sugerem a não igualdade destas forças. Isto sugere que os estudos que assumem a igualdade das forças do quadríceps e do ligamento patelar devam ser interpretados com certa cautela.

A equação proposta por Maquet (1969), parece ser a mais apropriada para o cálculo da força de contato patelofemoral, visto que considerada a não igualdade das forças que atuam na patela, e permite a realização de análise de situações em equilíbrio dinâmico.

Outro aspecto que chama a atenção é que alguns estudos (Reilly & Martens, 1972; van Eijden *et al*, 1986; Steinkamp *et al*, 1993; Chow *et al*, 1999) utilizam-se de análise estática do exercício em estudo, para determinar parâmetros mecânicos, como a distância perpendicular, utilizados como *input* em seus modelos de cálculo da força de contato patelofemoral. Não obstante, outros estudos (Scott & Winter, 1990; Bressel, 2001; Brechter *et al*, 2002) utilizam-se de dados extraídos da literatura para determinarem os parâmetros necessários em seus

modelos, como: linha de ação do músculo quadríceps e do ligamento patelar, distância perpendicular do músculo quadríceps e do ligamento patelar, distância efetiva, razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

Além disso, os estudos que dispõem os dados de distância perpendicular, não apresentam de forma clara o método de determinação do centro de rotação da articulação tibiofemoral e patelofemoral, e tão pouco apresentam resultados gráficos do comportamento do centro de rotação. Esta é uma variável de extrema importância, haja visto que dela dependem a variação do comprimento das distâncias perpendiculares do quadríceps e do ligamento patelar, parâmetros determinantes no cálculo da força de contato patelofemoral.

Tendo em vista as considerações feitas, a literatura parece carecer de um modelo que:

- assumam a não igualdade entre as forças do músculo quadríceps e do ligamento patelar, compreendendo a patela como uma roldana excêntrica.
- permita análise em situações dinâmicas.
- determine os parâmetros mecânicos necessários para o cálculo da força de contato patelofemoral a partir da sua amostra (*in vivo*).

3.3 Centro de Rotação

3.3.1 Aplicabilidade

Modelos de variadas sofisticações são utilizados para representar e modelar a cinemática articular humana. Em sua maioria, tem como objetivo descrever os padrões de movimento humano com a maior acurácia possível. No entanto, em alguns casos, são necessárias simplificações dos padrões de movimento. Estas simplificações envolvem a determinação dos segmentos humanos como corpos rígidos e suas articulações como dobradiças (Halvorsen *et al.*, 1999).

Conforme descrito no capítulo anterior, os modelos desenvolvidos para o cálculo da força de contato patelofemoral, em sua maioria, utilizam-se de parâmetros mecânicos como a distância perpendicular do ligamento patelar, como *inputs* para resolução de suas equações. Neste contexto, a determinação do centro de rotação tibiofemoral parece ser crítica.

McGinnis (2002), conceitua o centro de rotação como o ponto sobre o qual um segmento tende a rodar. Este ponto varia sua localização de uma posição inicial para uma

posição final, descrevendo uma trajetória ao longo de um determinado arco de movimento (Challis, 2001). Na literatura encontra-se a descrição de diversas metodologias para a determinação do centro de rotação tibiofemoral envolvendo modelos matemáticos distintos (Reuleaux, 1876, Grieve, 1978; Gerber e Matter, 1983; Halvosen, 1999; Gamage e Lasenby, 2002; Moorehead *et al.*, 2003).

3.3.2 Métodos para determinação do centro de rotação tibiofemoral

O primeiro estudo que descreve uma metodologia para determinar a localização do centro de rotação tibiofemoral data de 1876, sendo apresentada por *Reuleaux* (*apud* Gerber e Matter, 1983). O método *Reuleaux*, como foi denominado, consiste na determinação de um centro instantâneo de rotação através de monitoramento radiográfico de segmentos humanos. Quando um segmento roda em relação a outro (como uma dobradiça), em qualquer instante, existe um ponto que não se move, cuja a velocidade é nula. Este ponto constitui o centro instantâneo de rotação. Este método pode ser utilizado para qualquer articulação do tipo dobradiça e, mesmo após tantos anos e com os avanços tecnológicos que ocorreram, permanece sendo objeto de estudo seja para comparações, otimizações e desenvolvimento de novas metodologias.

A partir de imagens radiográficas no plano sagital, o método propõe inicialmente a secção vertical da diáfise femural em duas porções iguais. A partir desta marcação são definidos, diretamente sobre as imagens, dois pontos no segmento fêmur: um ponto na porção mais distal do côndilo femural, ponto A, e outro à 10 centímetros deste ponto no sentido cranial, ponto B. O mesmo processo é realizado para uma imagem radiográfica subsequente. É traçada uma reta entre os pontos A das diferentes imagens e uma reta entre os pontos B das imagens. A partir dessas duas retas, são identificados os seus pontos médios e traçadas perpendiculares a partir deste ponto, tanto para a relação entre os pontos A quanto para a relação entre os pontos B.

A intersecção das perpendiculares define o centro de rotação tibiofemoral pelo método *Reuleaux*. O intervalo entre os ângulos de movimento utilizado para obtenção das imagens radiográficas não foi descrito com clareza pelos autores. O autor não apresenta seus resultados quanto ao comportamento da localização do centro de rotação tibiofemoral ao longo da amplitude de movimento.

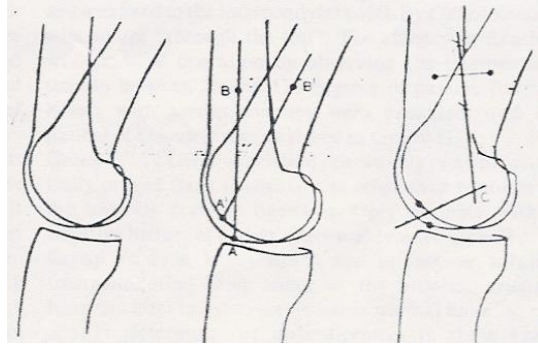


Figura 3.10 – Desenho esquemático do método Reuleaux. Extraído de Gerber & Matter (1983).

Mesmo após tantos anos e com os avanços tecnológicos que ocorreram, o *método Reuleaux* permanece sendo objeto de estudo devido sua simplicidade e campo de aplicação. Seja para comparações, otimizações, desenvolvimento de novas metodologias, como para sua utilização.

O método *Reuleaux* foi aplicado clinicamente por Frankel *et al.* (1971) ao analisarem o padrão de movimento das superfícies da articulação tibiofemoral em 25 indivíduos, sem histórico de lesão do joelho e 30 indivíduos com diagnóstico de alteração articular do joelho. Os pontos necessários para localização do centro de rotação foram determinados a partir de uma série de seis a oito imagens radiográficas no plano sagital, obtidas em intervalos de 10° – 15° de flexão, dos indivíduos realizando um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética fechada, em um arco de movimento variando entre 90° e 0° . A análise foi realizada por meio de sobreposição de duas imagens radiográficas subseqüentes. Os resultados deste estudo revelaram que indivíduos que apresentavam áreas de degeneração da cartilagem articular do joelho (confirmados por análise em procedimentos cirúrgicos), descreviam um padrão anormal de movimento do centro de rotação tibiofemoral. Esse padrão caracterizava um centro de rotação instantâneo denominado patológico.

Utilizando a mesma metodologia, Gerber e Matter (1983) determinaram a trajetória do centro de rotação da articulação tibiofemoral em indivíduos que apresentavam deficiência do ligamento cruzado anterior, durante o movimento ativo de extensão do joelho. Seus achados coincidiram com os resultados apresentados por Frankel *et al.* (1971) no que diz respeito à existência de um centro de rotação patológico em indivíduos que apresentavam deficiência do ligamento cruzado anterior.

O método desenvolvido por Grieve *et al.*, (1978), para determinação do centro de rotação foi utilizado comparativamente e explorado por Visser *et al.*, (1990) e Spoor *et al.* (1990), em estudos para estimar a variação da distância perpendicular dos músculos adjacentes à articulação do joelho. O método consiste na localização do centro de rotação a partir de quatro pontos definidos nos segmentos fêmur e tíbia: dois no côndilo femoral (o primeiro na porção mais anterior do côndilo e o segundo na porção mais posterior do côndilo) e dois no platô tibial (localizados nas extremidades mais anterior e mais posterior do platô), em uma imagem radiográfica. Foram estabelecidas relações para os pares de pontos, tanto do côndilo femoral quanto do platô tibial, por meio de retas. O ponto médio de cada uma das retas foi identificado. Foram traçadas perpendiculares a partir do ponto médio do platô tibial e do côndilo femoral. A intersecção das perpendiculares traçadas define o centro de rotação. Com a variação do centro de rotação da articulação tibiofemoral ao longo do movimento realizado observava-se, conseqüentemente, variação na distância perpendicular das musculaturas do tríceps sural. Embora o estudo apresente de forma quantitativa a variação da distância perpendicular do tríceps sural, não apresenta resultados gráficos ou numéricos para a localização do centro de rotação tibiofemoral.

Objetivando a predição das distâncias perpendiculares e linhas de ação dos músculos adjacentes à articulação do joelho, Lu & O'Connor (1996), desenvolveram um modelo teórico bidimensional (plano sagital), composto pela representação dos segmentos fêmur, tíbia, ligamento cruzado anterior (LCA) e ligamento cruzado posterior (LCP). Os parâmetros anômicos para o modelamento foram obtidos por meio de estudos em cadáveres e ressonância nuclear magnética (RNM). O centro de rotação foi definindo como o ponto de intersecção dos ligamentos cruzados.

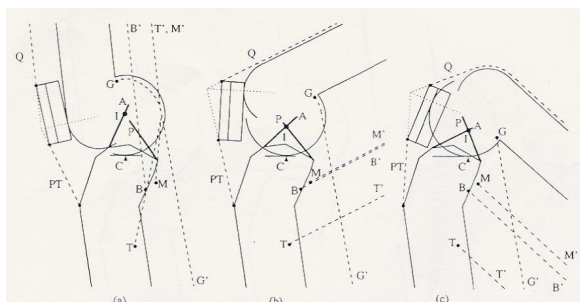


Figura 3.11 – Modelo teórico bidimensional extraído de Lu & O'Connor (1996). O ponto I representa a intersecção dos ligamentos cruzado anterior (A) e posterior (P), definindo o centro de rotação tibiofemoral.

Seus resultados apresentam o comportamento da linha de ação e da distância perpendicular do tendão dos ísquiostibiais e do ligamento patelar, comparativamente a estudos já apresentados na literatura, mas não fornece informações do comportamento do centro de rotação tibiofemoral ao longo do movimento.

Baltzopoulos (1995), utiliza o método do ponto de contato para a determinação do centro de rotação tibiofemoral com a finalidade de viabilizar o cálculo da distância perpendicular do ligamento patelar. Dessa forma, foi analisado um movimento de extensão de joelho em cadeia cinética aberta por meio de videofluoroscopia. Foram obtidos 10 quadros representando o movimento do joelho, em intervalos de 10° de flexão. Para a determinação do centro de rotação tibiofemoral foi assumido que sua localização encontra-se no ponto de menor distância entre os segmentos fêmur e tíbia. Para isso, foram digitalizados 30 pontos arbitrários no côndilo femoral e no platô tibial. As coordenadas obtidas para os côndilos femorais e platô tibial foram interpoladas de maneira a permitir a reconstrução computacional dos segmentos por meio de um polinômio de 3° grau. Reconhecendo-se as coordenadas dos pontos que compõem os côndilos femorais e dos pontos que compõem o platô tibial é 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 do ponto de contato.

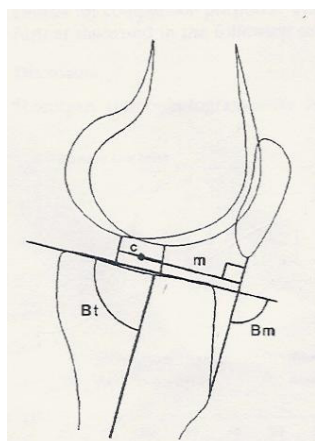


Figura 3.12 – Método do ponto de contato.
Extraído de Baltzopoulos, 1995.

Como este estudo tinha como objetivo apresentar um algoritmo polinomial para correção de imagens de videofluoroscopia, e sua aplicabilidade na determinação de variáveis cinemáticas e mecânicas (como a distância perpendicular do ligamento patelar) o estudo não apresenta resultados relativos à trajetória do centro de rotação tibiofemoral.

Outra forma para a determinar o centro de rotação articular utilizando o ponto de contato entre as superfícies articulares do joelho foi demonstrada por Wretenberg *et al.*, (1996) que tinham como objetivo determinar as distâncias perpendiculares dos músculos ísquiotibiais, gastrocnêmios (medial e lateral) e do ligamento patelar. Foram obtidas imagens de ressonância nuclear magnética (RNM) da articulação do joelho nos planos frontal e sagital para três ângulos distintos (0°, 30° e 60° de flexão) e reconstruídas de forma tridimensional. Para ambos os planos foi identificado o corte de imagem de 30° de flexão como aquele que apresentava a menor distância entre o côndilo femoral e o platô tibial. Foram registradas nas

imagens as coordenadas que definissem as regiões: mais anterior e mais posterior (no plano sagital) e mais lateral e mais medial (no plano frontal), para os côndilos medial e lateral. Essas quatro coordenadas determinaram uma área de contato nos compartimentos medial e lateral do joelho. Dessa forma, foi calculado o ponto central da área de contato para cada plano de movimento.

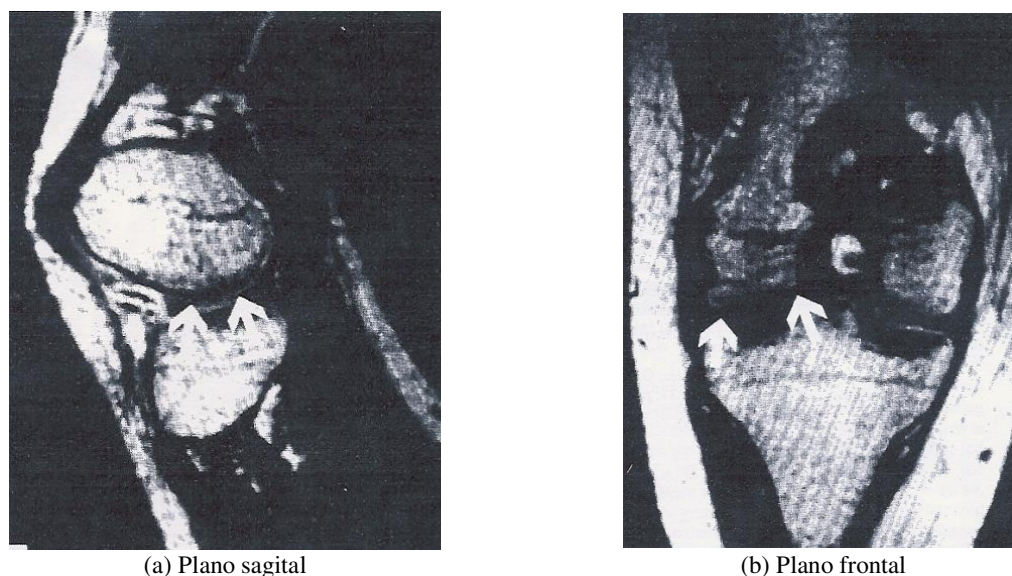


Figura 3.13 – Imagem de RNM para determinação do ponto de contato (Wretenberg *et al.*,1996).

Sabendo que o côndilo femoral apresenta uma conformidade côncava, foi necessário realizar o nivelamento dos pontos obtidos através da média das coordenadas do plano sagital e da média das coordenadas do plano frontal. Determinando-se o ponto médio entre essas coordenadas foi possível calcular o centro de rotação tibiofemoral pelo ponto de contato. O cálculo da distância perpendicular das musculaturas adjacentes à articulação do joelho, neste estudo, baseou-se na relação entre a linha de ação dos músculos e o centro de rotação convencionalizado como origem do sistema cartesiano. Apesar da tecnologia envolvida, os resultados encontrados neste estudo para distância perpendicular nas três angulações de movimento basearam-se em um centro de rotação fixo, com uma linha de ação que varia.

A fim de quantificar da instabilidade dinâmica da articulação tibiofemoral, Montgomery *et al.* (1998) desenvolveram um novo método para medir a trajetória do centro de rotação da articulação tibiofemoral, baseado no método Reuleaux (1876). O método das mediatrizes, como foi denominado, é demonstrado a partir da análise no plano sagital, de uma flexão de joelho em cadeia cinética fechada. O movimento foi realizado partindo de uma

extensão (0° de flexão) para uma flexão (90° de flexão) de joelho, com intervalos de 15° para a análise do movimento. Com o indivíduo em ortostase foram marcados dois pontos na coxa, no sentido horizontal e paralelos entre si, denominados ponto A e ponto B.

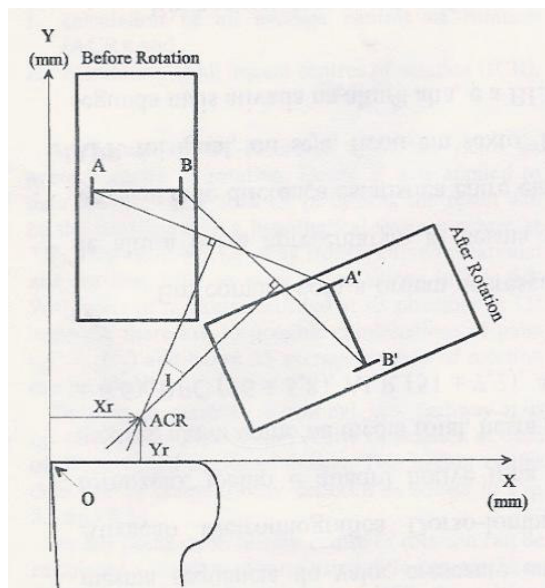


Figura 3.14 – Modelo bidimensional proposto por Montgomery *et al* (1998).

Os mesmos pontos são analisados em uma angulação de movimento subsequente, ou seja, aos 15° de flexão de joelho, onde são denominados ponto A' e ponto B'. Entre os pontos A e A' e entre os pontos B e B' é estabelecida uma relação por meio da reta que passa nos dois pontos. A partir do ponto médio de cada uma destas retas formadas, são traçadas as retas mediatrizes. A interseção das mediatrizes define um centro de rotação tibiofemoral médio, ou seja, determina-se o centro de rotação tibiofemoral para um ângulo médio de $7,5^\circ$ de flexão.

Com a finalidade de reverter essa limitação, o processamento dos dados obtidos ocorreu em duas etapas: a primeira realizava o cálculo de todos os centros de rotação médios e a segunda realizava o cálculo de todos os centros de rotação instantâneos. O cálculo do centro de rotação instantâneo torna-se possível por meio de combinações realizadas a partir dos centros de rotação médios obtidos. Utilizando-se uma extrapolação dos dados do centro de rotação instantâneo obtidos, seria possível plotar a trajetória do centro de rotação instantâneo. No entanto, o estudo não apresenta o comportamento do centro de rotação tibiofemoral.

Apesar da evolução tecnológica, alguns autores continuam a utilizar o método proposto por Reuleaux (1876), como é o caso de Halvorsen *et al.* (1999). Os autores propõem um método para estimar os parâmetros de rotação de dois modelos articulares: um representando uma articulação rotacional, com eixo de rotação fixo (gínglimo) e outro, representando uma articulação do tipo bola e soquete (esférica). Os parâmetros foram obtidos por meio de simulações a partir dos dados de posição de marcadores representativos de pontos anatômicos.

Este método desenvolveu um algoritmo que permite utilizar os dados de todos instantes na determinação dos parâmetros articulares, diferentemente do método proposto por Reuleaux (1876) que utiliza apenas a relação entre dois instantes de tempo.

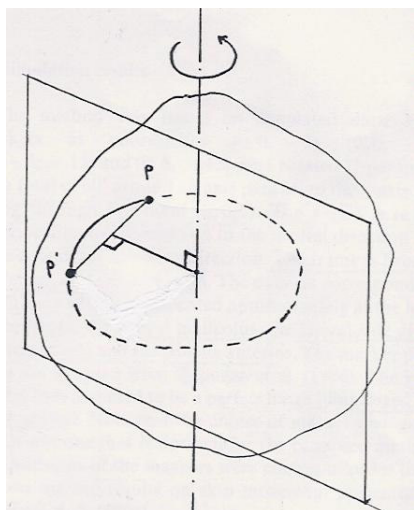


Figura 3.15 – Modelo para articulações do tipo gínglimo (Halvorsen *et al*, 1999).

No caso de uma articulação em dobradiça, quando ocorre rotação pura sem translação, a trajetória de todos os pontos que compõem este corpo delineiam um movimento circular. Apesar dessa trajetória circular, para análise metodológica assume-se a relação entre o ponto onde inicia movimento e o ponto onde termina o movimento. Esse deslocamento é representado por uma reta. A partir do ponto médio dessa reta traça-se uma perpendicular.

A projeção para cada deslocamento vetorial desses pontos pode ser usado para definir duas funções objetivas. A estimativa do centro de rotação fixo é encontrado como a mínima destas funções objetivas.

Capozzo *et al.* (1996), demonstraram as diferenças entre medida direta (análise cinemática de fixadores ósseos externos) e indireta (videofluoroscopia) na determinação da posição de estruturas anatômicas durante a análise de atividades motoras humanas. Os autores verificaram que ao se utilizar marcadores fixados sobre a pele a fim de representar estruturas anatômicas, a movimentação da pele altera o posicionamento do marcador. Estes deslocamentos proporcionam erros de digitalização e, conseqüentemente, erros de medida. A fim de minimizar estes possíveis erros, muitos métodos assumem a rigidez dos corpos, desconsiderando os deslocamentos da pele sob os marcadores. Por sua vez, Halvorsen *et al.* (1999), compararam duas situações distintas quanto ao critério de rigidez dos corpos. À situação em que a rigidez dos corpos não foi estabelecida, foram associados erros de movimentação da pele aos dados de posição dos marcadores. Os erros foram obtidos dos dados de Capozzo *et al.* (1996). Os autores verificaram que o método proposto apresentou medidas inferiores na situação em que os corpos foram considerados rígidos. Dessa forma,

como a dinâmica inversa assume a rigidez dos corpos como uma condição de estudo, este método não parece adequado.

Gamage & Lasenby (2002) também propuseram um método para estimar o centro de rotação de articulações dos tipos dobradiça e bola e soquete. Este método, conhecido como solução dos mínimos quadrados, reproduz o método desenvolvido por Halvorsen *et al.* (1999), também utilizando os dados de todos os instantes de tempo, e assumindo que os marcadores mantêm uma distância constante do centro de rotação. Seus resultados foram comparados com aqueles obtidos por Silaghi *et al.* (1998) e Halvorsen *et al.* (1999), e apresentaram um comportamento melhor tanto na presença de ruídos quanto ao número de quadros necessários para a solução. No entanto, o método proposto exige informações tridimensionais, impossibilitando sua utilização pela técnica da dinâmica inversa.

Em virtude das críticas recebidas ao seu método, Halvorsen *et al.* (2003) propõem um novo método para estimar o centro de rotação, a partir de uma correção do método dos mínimos quadrados apresentado por Gamage & Lasenby (2002), em que foram identificados erros sistemáticos associado a sua utilização. Para isso, identifica esse erro e a partir dele deriva um algoritmo para compensá-lo, postulando um novo método chamado de método dos mínimos quadrados dos erros sistemáticos compensados (BCLS). Após o cálculo, o resultado foi avaliado a partir da análise da medida dos ruídos associados ao novo método e a variância entre os valores obtidos. Dessa forma, o novo método estimaria com melhor acurácia o centro de rotação articular. Entretanto, para todos os três métodos apresentados anteriormente, são simulados movimentos em que se desconhece a localização do centro de rotação e visam estimá-lo como um único ponto, fixo, e representativo da relação de movimento entre segmentos.

Moorehead *et al.* (2003), utilizando o método das mediatrizes, desenvolveram um modelo matemático baseado em um círculo perfeito para investigar os erros derivados da aplicação do método Reuleaux na determinação do centro de rotação. A crítica ao método Reuleaux, também investigada por Montgomery *et al.* (1998), consiste na determinação de um centro de rotação médio obtido pela análise da relação entre pontos de duas imagens subseqüentes. O centro de rotação médio aproxima-se do centro de rotação instantâneo, quando a variação angular entre as imagens utilizadas para definição do centro de rotação é pequena. Outro problema associado a utilização do método Reuleaux é que o centro de rotação médio pode ser identificado em uma imagem a que não se tem acesso (devido à frequência de

amostragem do instrumento de análise), visto que ele é o resultado da relação entre duas imagens.

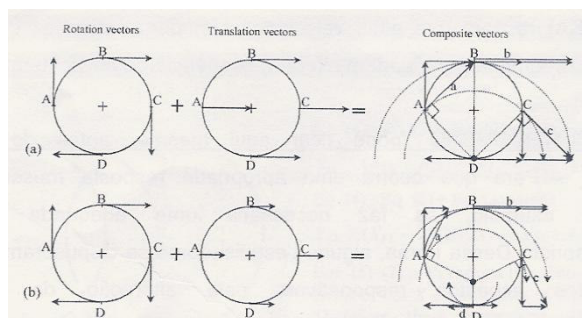


Figura 3.16 – Modelo de Moorehead *et al* (2003).

A investigação demonstrou que os maiores erros são derivados da aplicação do método quando o intervalo entre as imagens analisadas é realizada em uma amplitude maior que 12°.

A diversidade metodológica descrita na literatura para determinação do centro de rotação tibiofemoral envolve modelos teóricos distintos, sendo estes, na maioria das vezes, baseados no método proposto por Reuleaux (1876). Normalmente esses estudos se propõem a aprimorar a metodologia desenvolvida por Reuleaux, seja com propostas matemáticas de minimização dos erros associados a utilização da técnica ou sugerindo novas metodologias a partir de estudos experimentais. Entretanto, não existe um consenso para a determinação da localização do centro de rotação tibiofemoral, visto que nenhum dos métodos apresentados no presente estudo, demonstra seus resultados de forma gráfica, numérica ou comparativa. A partir momento em que esses resultados não são apresentados na literatura, pode-se questionar a utilização dessas metodologias para a determinação de parâmetros biomecânicos dependentes diretamente da localização do centro de rotação tibiofemoral.

É importante ressaltar também que parte dos estudos que se propõe a determinar a localização do centro de rotação na articulação tibiofemoral o faz com a finalidade determinar a distância perpendicular de um determinado grupo muscular, como demonstrado nos estudos de Grieve *et al.* (1978), Visser *et al.* (1990), Spoor *et al.* (1990), Baltzopoulos (1995) e Wretenberg *et al.* (1996). Em virtude de não ter como enfoque principal a determinação do centro de rotação articular, julgam desnecessária a apresentação gráfica ou numérica deste parâmetro, dificultando comparações acerca do seu comportamento.

A fim de possibilitar esta comparação, quatro métodos apresentados neste capítulo foram reproduzidos: o método Reuleaux (proposto por Reuleaux, 1876), o método proposto

por Grieve *et al* (1978), o método do ponto de contato proposto por Baltzopoulos (1995) e o método das mediatrizes (proposto por Montgomery *et al*, 1998).

As comparações entre os métodos foram baseadas em critérios pré-estabelecidos, como praticidade (número de pontos digitalizados), reprodutibilidade (identificação dos mesmos pontos em imagens subsequentes) e relação com a interface tibiofemoral (posicionamento do centro de rotação ao longo da trajetória de movimento) para a identificação do método mais apropriado para este estudo.

As informações acerca da reprodução e comparação dos métodos estão descritas de forma detalhada no APÊNDICE B deste documento.

4.MATERIAIS E MÉTODOS

Dentre as diversas metodologias apresentadas na seção 3.2, a descrita por Maquet (1969) mostrou-se a mais apropriada ao desenvolvimento deste estudo, em virtude de apresentar características como:

- Pressuposto da não igualdade entre as forças do músculo quadríceps e do ligamento patelar durante a extensão do joelho;
- Permitir a análise de situações dinâmicas;
- Viabilidade de determinação dos parâmetros necessários para solucionar a equação.

Dessa forma, o objetivo deste capítulo é descrever as formas de determinação dos diversos parâmetros biomecânicos necessários para o cálculo da força de contato patelofemoral, com base na equação de Maquet (1969).

Uma análise bidimensional da articulação do joelho em cadeia cinética aberta permite a identificação das forças que compõe o mecanismo patelofemoral.



Figura 4.1 – Modelo esquemático da articulação patelofemoral.

As equações dinâmicas que regem o movimento da patela em relação ao centro de rotação patelofemoral são:

$$\Sigma F = ma \qquad F_Q + F_{LP} + F_P + F_C = ma \qquad (1)$$

$$\Sigma M = I\alpha$$

$$M_Q + M_{LP} + M_P + M_C = I\alpha \quad (2)$$

onde:

m; massa da patela

a; aceleração linear da patela

F_Q; força do músculo quadríceps

F_{LP}; força do ligamento patelar

F_P; força peso da patela

F_C; força de contato patelofemoral

I; momento de inércia

α; aceleração angular da patela

M_Q; momento do músculo quadríceps

M_{LP}; momento do ligamento patelar

M_P; momento peso da patela

M_C; momento do contato patelofemoral

A contribuição da massa da patela nas equações de força e momento é desprezível frente a magnitude das forças envolvidas, sendo portanto desconsiderada tanto em relação ao seu peso quanto aos seus efeitos inerciais, de maneira que será desconsiderada das equações. Considerando a força de contato atuando no centro de rotação patelofemoral as equações (1) e (2) podem ser rescritas:

$$\Sigma F = 0 \quad F_Q + F_{LP} + F_C = 0 \quad (3)$$

$$\Sigma M = 0 \quad M_Q + M_{LP} = 0 \quad (4)$$

Por tratar-se de um sistema de equilíbrio de três forças, conhecidas a F_{LP} e a F_Q, a força de contato patelofemoral será determinada a partir da aplicação da lei dos cossenos (Figura 3.2-a) à patelofemoral, conforme a equação proposta por Maquet (1969) (equação 5).

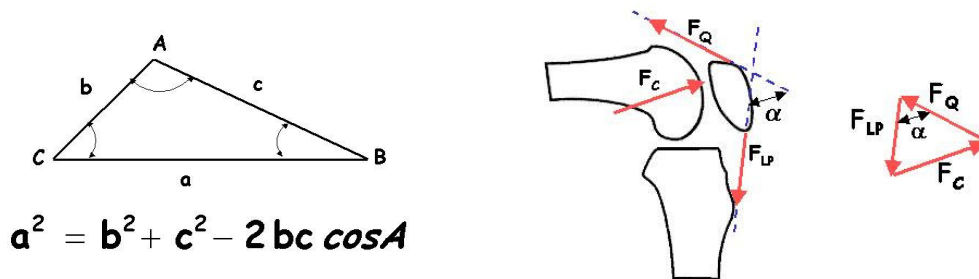


Figura 4.2 – (a) Lei dos cossenos.

(b) Lei dos cossenos aplicada a patelofemoral

A equação proposta por Maquet (1969) pode assim ser escrita:

$$F_C^2 = F_{LP}^2 + F_Q^2 - 2 F_Q F_{LP} \cos \alpha \quad (5)$$

onde:

F_C

F_{LP}

F_Q

α

Força de contato patelofemoral

Força do ligamento patelar

Força do músculo quadríceps

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

A fim de se obter F_{LP} e F_Q , faz-se necessária a divisão da articulação do joelho em dois sistemas de forças (Figura 4.3):

- *Sistema de forças 1* – composto pelas forças que atuam na tíbia.
- *Sistema de forças 2* – composto pelas forças que atuam na patela.

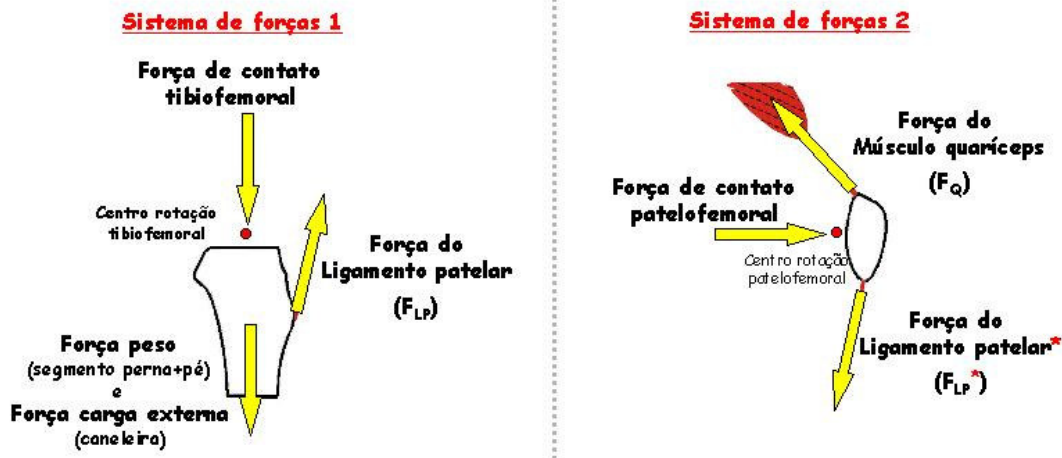


Figura 4.3 – Sistema de forças 1 (a). Sistema de forças 2 (b).

Cada sistema possui uma das incógnitas que compõem a equação de Maquet (1969). A partir da resolução de cada um dos sistemas obtém-se as variáveis necessárias para a solução da equação. Em virtude da atividade a ser analisada ser realizada em velocidade controlada (baixa e constante) assume-se que o sistema de forças 1 é movido apenas pela força do ligamento patelar, desconsiderando uma eventual participação dos músculos ísquios tibiais (Chow, 1999). Dessa forma, a solução do sistema 1, permite a obtenção da magnitude da força do ligamento patelar (F_{LP}). A F_{LP} atuando na tuberosidade anterior da tíbia (sistema 1) será considerada de mesma magnitude, direção e sentido contrário à F_{LP}^* atuando na patela (sistema 2). Sabendo-se o valor da F_{LP}^* é possível, através das equações dos momentos do sistema 2, obter a magnitude da força do músculo quadríceps (F_Q).

A resolução do sistema de forças 1 para obtenção da magnitude da força do ligamento patelar pode ser realizada de duas maneiras:

Dinâmica Inversa: a partir das equações que regem o movimento em relação ao centro de rotação tibiofemoral (CRTF), obtém-se o momento do ligamento patelar (M_{LP}). Dividindo-se o M_{LP} pela distância perpendicular do ligamento patelar, obtém-se a força do ligamento patelar (F_{LP}).

Lei de Hooke: admitindo que o ligamento patelar obedece à Lei de Hooke, determina-se a deformação do ligamento patelar (Δ_{LP}) e a constante de deformação do ligamento patelar (k). A partir do produto de Δ_{LP} e k , obtém-se a força do ligamento patelar (F_{LP}).

A partir da obtenção da força do ligamento patelar pela resolução do sistema de forças 1, a equação dos momentos do sistema 2 (equação 4) apresentará duas respostas possíveis:

Dinâmica Inversa: obtendo-se a razão entre o momento do ligamento patelar e a 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.

Lei de Hooke: a partir do produto da constante de deformação do ligamento patelar e a relação entre a deformação do ligamento patelar e as distâncias perpendiculares do ligamento patelar e do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral.

4.1 Resolução do sistema de forças 1 pela Dinâmica Inversa

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.

Para a determinação destes parâmetros foram realizadas imagens radiográficas dinâmicas da articulação do joelho durante a execução do exercício. A aquisição das imagens foi realizada a uma frequência de amostragem de 50Hz, por meio de um videofluoroscópio da marca Axion Siemens Iconos R100, acoplado a um aparelho televisor e a um videocassete da marca Philips. As imagens foram arquivadas em fitas de vídeo (SVHS), e manualmente digitalizadas utilizando um sistema de vídeo (placa de captura da marca Silicon graphics 320) e, posteriormente, analisadas em rotinas computacionais elaboradas em um software (Matlab®), especificamente para este fim.

Apesar da larga utilização da técnica da videofluoroscopia no exame clínico e diagnóstico, a aplicação desta técnica em pesquisas biomecânicas é limitada. A principal limitação apresentada pelo sistema é a distorção ótica da imagem do raio X, impossibilitando

uma avaliação quantitativa mais confiável. Dessa forma, métodos apropriados para sua correção se fazem necessários. O método utilizado neste estudo baseou-se na utilização de um padrão de calibração não linear e no modelo matemático desenvolvido por Baltzopoulos (1995). Este método encontra-se descrito, pormenorizadamente, no APÊNDICE A.

4.1.1 Centro de rotação tibiofemoral

Dois métodos foram utilizados para determinar a localização do centro de rotação tibiofemoral: o método das *mediatrizes* proposto por Montgomery *et al* (1998) e o método do *ponto de contato* proposto por Baltzopoulos (1995).

O método das *mediatrizes* consiste na determinação do centro de rotação tibiofemoral (CRTF^{M}) a partir de dois pontos que definem o platô tibial. Estes pontos (Figura 4.4-a) foram digitalizados em duas imagens radiográficas subsequentes, e utilizados para calcular a reta mediatriz ao platô. O ponto determinado pela interseção das mediatrizes de uma imagem e sua subsequente, foi definido como o CRTF^{M} .

O método do *ponto de contato*, por sua vez, consiste na determinação do centro de rotação tibiofemoral (CRTF^{PC}) a partir de um ponto que represente a menor distância entre o côndilo femoral e o platô tibial. Foram definidos, além dos dois pontos que definem o platô tibial, três pontos na região que, visualmente, apresentava a menor distância entre fêmur e tibia (Figura 4.4 – b). A partir destes pontos foi interpolada uma curva com mais trinta pontos, representativa da geometria do côndilo femoral. Dessa forma, foi calculada a menor distância entre a curva do côndilo femoral e a linha do platô tibial. O ponto médio, entre o par de pontos que definiam esta distância, foi definido como o CRTF^{PC} .

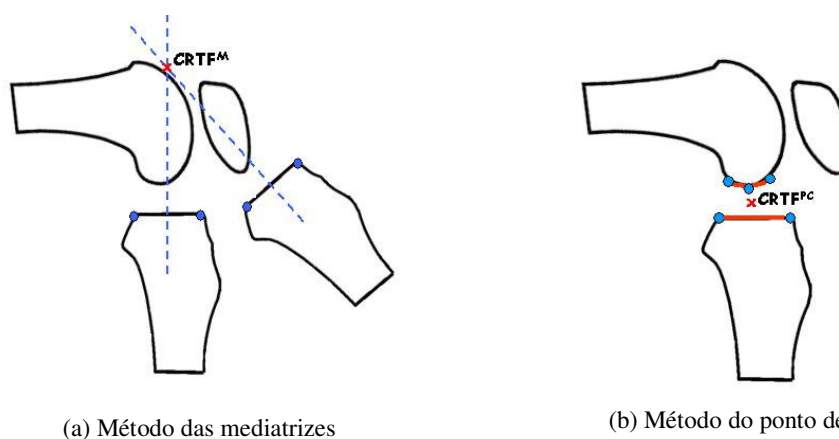


Figura 4.4 – Desenho esquemático da determinação do centro de rotação tibiofemoral.

Os critérios de escolha para utilização destes métodos, assim como a comparação de seus resultados com outros dois métodos reproduzidos a partir da literatura, estão descritos com detalhes no APÊNDICE B .

4.1.2 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. Sua inserção proximal se localiza 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; Putz & Pabst, 1995). Dessa forma, a linha de ação do ligamento patelar será definida a partir de dois pontos demarcados na imagem radiográfica:

1. Ápice da patela (P_{ix} ; P_{iy})
2. Tuberosidade tibial anterior (TA_x ; TA_y).

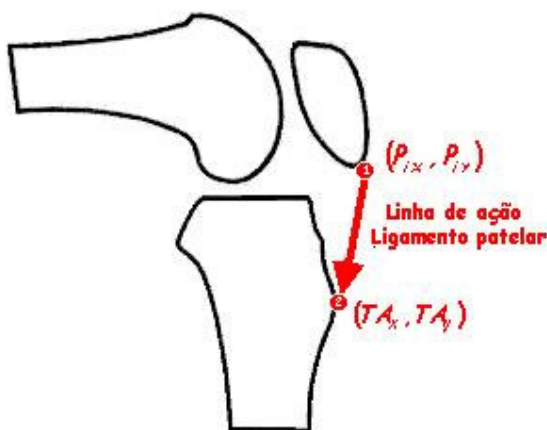


Figura 4.5 – Linha de ação do ligamento patelar.

As imagens radiográficas permitem identificar os pontos necessários para a definição da linha de ação ligamento patelar. Por meio de um procedimento de digitalização manual, estes pontos serão demarcados em cada imagem radiográfica. A reta que passa por estes pontos definirá a linha de ação do ligamento patelar no decorrer da execução do movimento.

4.1.3 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)

A distância perpendicular do ligamento patelar é 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, determina-se a reta que é perpendicular à linha de ação do ligamento patelar e que passa no CRTF (Figura 4.6). 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 6).

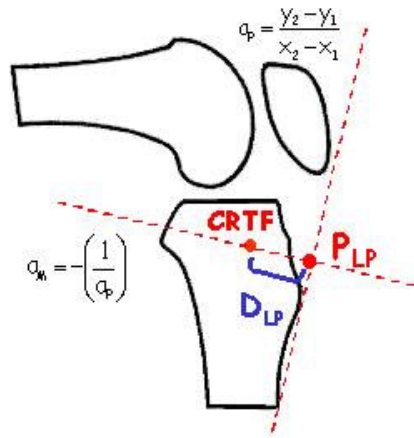


Figura 4.6 – Distância perpendicular do ligamento patelar (CRTF).

$$D_{LP}^2 = (CR_{TF}^x - P_{LP}^x)^2 + (CR_{TF}^y - P_{LP}^y)^2 \quad (6)$$

onde:

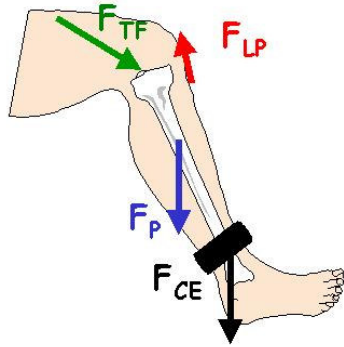
D_{LP}
 CR_{TF}
 P_{LP}

distância perpendicular do ligamento patelar;
 centro de rotação tibiofemoral (em x e y) ponto de
 intersecção das retas (em x e y).

O valor da distância perpendicular está diretamente relacionado ao método utilizado para determinar o centro de rotação tibiofemoral. Dessa forma, existirão dois valores para a força do ligamento patelar, um valor representativo de cada método: F_{LP}^M (método das mediatrizes) e F_{LP}^{PC} (método do ponto de contato).

4.1.4 Cálculo do momento do ligamento patelar

O modelo utilizado neste estudo para o cálculo do momento do ligamento patelar sobre a tíbia está de acordo com aquele proposto por Loss *et al.* (2002).



onde,

- F_{TF} é a força de contato tibiofemoral
- F_{LP} é a força do ligamento patelar
- F_P é a força peso do segmento perna+pé
- F_{CE} é a força de contato da carga externa

Figura 4.7 – Diagrama de corpo livre do segmento perna+pé.

As equações (7 e 8) regem o movimento em relação ao centro de rotação tibiofemoral :

$$\vec{F}_{TF} + \vec{F}_{LP} + \vec{F}_P + \vec{F}_{CE} = m \vec{a} \quad (7)$$

$$\Sigma M = I\alpha \quad (8)$$

Considerando-se que a força de contato tibiofemoral atua no centro de rotação tibiofemoral, não gerando momento, os valores de momento do ligamento patelar utilizados são referentes ao centro de rotação tibiofemoral do ponto de contato (CRTF^{PC}). Assim, a equação (9) representa os momentos envolvidos:

$$\vec{M}_{LP} + \vec{M}_P + \vec{M}_{CE} = I\alpha \quad (9)$$

Isolando-se o momento do ligamento patelar:

$$\vec{M}_{LP} = I\alpha - \vec{M}_P - \vec{M}_{CE} \quad (10)$$

onde:

- | | |
|------------|---|
| F_{TF} ; | força de contato tibiofemoral |
| F_{LP} ; | força do ligamento patelar |
| F_P ; | força peso do segmento perna+pé |
| F_{CE} ; | força de contato da carga externa (caneleira) |
| M_{LP} ; | momento do ligamento patelar |
| M_P ; | momento peso do segmento perna+pé |
| M_{CE} ; | momento da carga externa (caneleira) |

A equação (10) pode ser rescrita isolando-se F_{LP} :

$$\vec{F}_{LP} = \frac{\left(I\alpha - \vec{M}_P - \vec{M}_{CE} \right)}{D_{LP}^{\perp}} \quad (11)$$

Reescrevendo a equação (11):

$$\vec{F}_{LP} = \frac{\vec{M}_{LP}}{D_{LP}^{\perp}} \quad (12)$$

onde:

$M_{LP} = I\alpha - M_P - M_{CE}$;

momento do ligamento patelar

D_{LP} ;

distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)

Os parâmetros antropométricos (massa, centro de massa e momento de inércia dos segmentos perna e pé) utilizados neste estudo podem ser determinados de várias formas. Segundo Loss (2001) existem diferenças de até 100% na magnitude dos parâmetros inerciais dependendo do método utilizado. No entanto, ao comparar os resultados de momento muscular resultante da aplicação da técnica da dinâmica inversa utilizando os diferentes métodos de determinação dos parâmetros antropométricos, esse autor não encontrou diferenças, independente da forma de obtenção dos parâmetros. Dessa forma, devido a praticidade, os parâmetros antropométricos são obtidos por meio de tabelas propostas por Clauser (1969) para os parâmetros de massa e centro de massa, e Dempster (1955) para os parâmetros de momento inércia.

Os parâmetros cinemáticos (deslocamento, velocidade e aceleração linear e angular) foram obtidos a partir das imagens radiográficas.

4.2 Resolução do sistema de forças 1 pela Lei de Hooke

A fim de tornar viável a aplicação desta lei a um material biológico, assume-se que o ligamento patelar comporta-se como um material puramente elástico (Tambyah *et al*, 2000). Dessa forma, a força exercida pelo ligamento é diretamente proporcional a sua deformação e a sua constante de deformação (variável mecânica que representa a razão entre a força aplicada no ligamento e o comprimento do ligamento). Assim, dois parâmetros são necessários: a deformação do ligamento patelar (Δ_{LP}) e a sua constante de deformação (k).

4.2.1 Medida da deformação do ligamento patelar

A deformação sofrida pelo ligamento patelar (variação do seu comprimento) quando submetido ao exercício foi obtida pelo monitoramento da distância real entre dois pontos anatômicos facilmente identificados nas imagens radiográficas. Os pontos são definidos pela origem e inserção anatômica do ligamento patelar: ápice da patela e tuberosidade anterior da tíbia, os mesmos utilizados para determinar a linha de ação da força do ligamento patelar (Figura 4.5). A distância entre eles determina a deformação do ligamento patelar, sendo obtida pela equação (13):

$$\Delta_{LP}^2 = (P_{i_x} - TA_x)^2 + (P_{i_y} - TA_y)^2 \quad (13)$$

onde:

Δ_{LP} , deformação do ligamento patelar;

P_i , ponto que define o ápice da patela (em X e Y);

TA , ponto que define a tuberosidade anterior da tíbia (em X e Y).

4.2.2 Cálculo da constante de deformação do ligamento patelar

A constante de deformação da amostra deste estudo foi obtida de duas formas: por meio de uma adaptação de dados da literatura e por meio de um procedimento de calibração.

4.2.2.1 Dados da literatura

Tambyah *et al* (2000) realizaram um estudo *in vitro*, no qual avaliaram amostras de ligamento patelar de 11 humanos. Foram obtidas 22 amostras a partir do corte longitudinal do ligamento patelar. As amostras apresentavam as seguintes características:

- Comprimento inicial de 25mm
- Espessura de 10mm

Realizando um ensaio mecânico de tração a uma velocidade de 20mm/min, os autores definiram que a constante de deformação média dessas amostras era igual a 36,5 kg/mm, com desvio padrão de 16,6 kg/mm.

Em virtude dos dados do experimento não terem sido normalizados, seus resultados não se aplicam ao material, mas apenas à referida amostra. A fim de utilizar os resultados desse experimento, fez-se necessária uma adaptação dos seus resultados para a amostra deste

estudo. Este processo consistiu na normalização dos resultados do experimento a partir das características das amostras (do experimento e deste estudo).

De acordo com Williams *et al* (1995), o ligamento patelar apresenta uma conformação elíptica. Haja visto que o ligamento patelar do experimento de Tambyah *et al* (2000) foi secionado longitudinalmente, dividindo-o em duas partes (amostras) iguais, e que a única informação fornecida pelos autores é uma espessura de 10mm, assumiu-se que a amostra do experimento caracterizava-se por um cilindro homogêneo, apresentando uma área igual a $25\pi \text{ cm}^2$. No intuito de adaptar seus resultados, e visto que a amostra do presente estudo consiste em um ligamento patelar íntegro com 5mm de espessura média (medida em radiografia no plano sagital), assumiu-se que o mesmo apresentava uma conformação elíptica (em que o raio menor é metade do raio maior), conforme sugerido por Williams *et al* (1995). Dessa forma, a área de secção transversa do ligamento patelar da amostra do presente estudo foi assumida como $10,12\pi \text{ cm}^2$, e um comprimento inicial igual a 35mm.

As equações (14), (15) e (16) detalham o cálculo realizado para determinar a constante de deformação do ligamento patelar para este estudo, a partir dos dados de Tambyah *et al* (2000):

$$k = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A}{\Delta_l/l_0} \quad (14)$$

Utilizando os dados do experimento de Tambyah *et al* (2000):

$$k^T = \frac{F}{\Delta_l} \cdot \frac{l_0^T}{A^T} = 36.5_{\text{kg/mm}} \cdot \frac{l_0^T}{A^T} \quad (15)$$

Adaptando os valores com as características da amostra deste estudo:

$$k_A^T = k^T \cdot \frac{A}{l_0} \quad (16)$$

onde:

k^T ; constante de deformação Tambyah

k_A^T ; constante de deformação adaptada

F; força aplicada no experimento

l_0 ; comprimento inicial deste estudo

l_0^T ; comprimento inicial Tambyah

A^T ; área de secção transversa Tambyah

A; área de secção transversa deste estudo

4.2.2.1 Procedimento de calibração do ligamento patelar

Para a realização deste procedimento foram realizadas imagens radiográficas da articulação do joelho em três ângulos de flexão (90°, 45° e 0°) sem carga e com caneleiras de 1kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg e 5 kg. As equações de equilíbrio estático foram solucionadas para cada uma das situações a fim de obter o valor da força aplicada no ligamento patelar, conforme desenho esquemático abaixo:

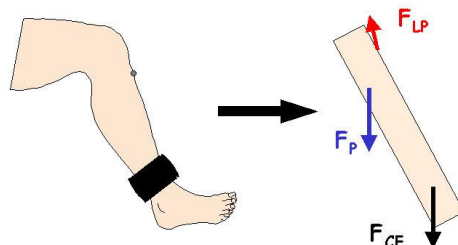


Figura 4.8 – Diagrama de corpo livre da tíbia em aproximadamente 45° de flexão

$$\Sigma M = 0 \quad (17)$$

$$M_{LP} + M_P + M_{CE} = 0 \quad (18)$$

A equação (18) pode ser rescrita:

$$F_{LP} d_{LP}^{\perp} = M_P + M_{CE} \quad (19)$$

Isolando-se F_{LP} :

$$F_{LP} = \frac{M_P + M_{CE}}{d_{LP}^{\perp}} \quad (20)$$

Tendo em vista que o valor da distância perpendicular do ligamento patelar é dependente do método utilizado para determinar a localização do centro de rotação tibiofemoral, para cada situação (três angulações e seis cargas) existirão dois valores de força do ligamento patelar: um obtido a partir do método das mediatrizes para determinação do centro de rotação, e outro obtido pelo método do ponto de contato.

Em um segundo momento foi realizada a medição da variação do comprimento do ligamento patelar (Δ_{LP}) para cada situação, utilizando o mesmo procedimento descrito no item 4.2.1. A partir de Δ_{LP} e dos valores de força aplicada no ligamento patelar, foi possível obter uma curva de calibração Força x Variação do comprimento. Dessa forma, a constante de deformação do ligamento patelar foi determinada pelo coeficiente angular desta curva.

A partir dos valores da deformação do ligamento patelar e da constante de deformação do ligamento patelar, obtém-se a força do ligamento patelar (equação 21):

$$F_{LP} = k\Delta_{LP} \quad (21)$$

onde:

k ; constante de deformação do ligamento patelar (varia conforme o método de determinação)

Δ_{LP} ; deformação do ligamento patelar

Sendo assim, a partir da resolução do sistema de forças pela lei de Hooke são obtidos três valores de força do ligamento patelar, uma para cada valor de constante de deformação (k_A^T – adaptado da literatura, k^M – mediatrizes e k^{PC} – ponto de contato).

4.3 Resolução do sistema de forças 2 pela Dinâmica Inversa

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

- a contribuição 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 a força de contato patelofemoral.
- a força de contato patelofemoral é uma resultante e atua no centro de rotação patelofemoral.

Dessa forma, a equação dinâmica de momentos (equação 2) fica reduzida à equação (23);

$$\Sigma M = 0 \quad (22)$$

que pode ser rescrita composta apenas pelos momentos produzidos pelo músculo quadríceps e pelo ligamento patelar sobre a patela, em relação ao centro de rotação patelofemoral.

$$M_Q + M_{LP} = 0 \quad (23)$$

Explicitando as componentes de cada momento:

$$\vec{D}_Q \times \vec{F}_Q = \vec{D}_{LP_2} \times \vec{F}_{LP}^* \quad (24)$$

Isolando a F_Q :

$$F_Q = \frac{F_{LP}^* D_{LP_2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow = \frac{M_{LP}}{D_{LP}^\perp} \frac{D_{LP_2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow = \frac{M_{LP}}{D_{LP}^\perp D_Q^\perp} \rightarrow F_Q = \frac{M_{LP}}{D_{ef}} \quad (25)$$

onde:

F_Q ; força do músculo quadríceps

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

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

D_{LP_2} ; distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRPF)

D_Q ; distância perpendicular do músculo quadríceps (em relação ao CRPF)

Onde D_{ef} é a distância efetiva. Esta distância é resultado 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.

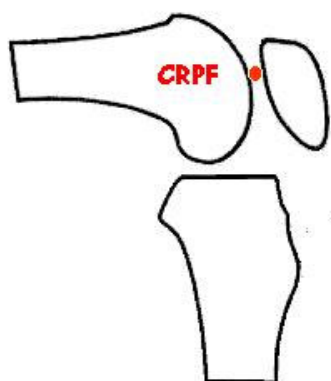
Para a resolução do sistema de forças 2 se faz necessária a determinação de quatro parâmetros: o centro de rotação patelofemoral, a linha de ação do músculo quadríceps, e as distâncias perpendiculares do músculo quadríceps e do ligamento patelar em relação ao centro de rotação patelofemoral (CRPF).

4.3.1 Centro de rotação patelofemoral

A determinação exata da localização do centro de rotação patelofemoral não é tão crítica quanto a do centro de rotação tibiofemoral. Isto se deve ao fato de que o centro de rotação patelofemoral é utilizado apenas para possibilitar a solução da equação de equilíbrio

das forças que atuam na patela, tendo em vista que o mesmo foi considerado como local em que a força de contato ocorre.

Sendo assim, a localização do centro de rotação patelofemoral será determinada de acordo com o método proposto por Komistek et al. (2000) para a determinação, *in vivo*, das posições de contato patelofemoral. O método consiste na localização visual do ponto de menor distância entre a porção mais anterior do côndilo femoral e porção mais posterior da superfície articular da patela, sendo definido como o ponto de contato entre a patela e o fêmur.



$$CR_{PF} = (X_{CR_{PF}}, Y_{CR_{PF}})$$

onde:

CR_{PF}; centro de rotação patelofemoral;
X_{CR_{PF}}; coordenada em x do centro de rotação;
Y_{CR_{PF}}; coordenada em y do centro de rotação;

Figura 4.9 – Localização do centro de rotação patelofemoral

4.3.2 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; Putz & Pabst, 1995). Dessa forma, a linha de ação do tendão do quadríceps será definida a partir de três pontos demarcados na imagem radiológica:

1. Base da patela;
2. Margem proximal superior do fêmur;
3. Margem proximal superior da massa muscular.

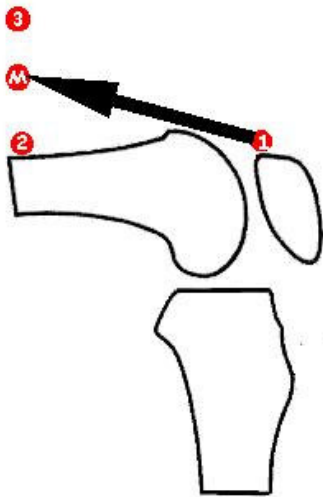


Figura 4.10 – Linha de ação do músculo quadríceps

A reta que passa pelo ponto médio (M_x , M_y) entre os pontos que definem a margem proximal superior do fêmur e da massa muscular, e a base da patela definirá a linha de ação do tendão do quadríceps. A definição desta reta em cada imagem radiográfica permite determinar a trajetória da linha de ação do tendão do quadríceps ao longo da execução do exercício.

Em virtude da imagem radiográfica não permitir a visualização da totalidade do segmento coxa, a determinação da linha de ação do tendão músculo quadríceps torna-se crítica. Conforme o participante realiza a extensão do joelho, ocorre um aumento do volume muscular proximal. Isso faz com que os pontos que delimitam a massa muscular (2 - margem proximal superior do fêmur e 3 - margem proximal superior da massa muscular) localizados na porção muscular distal, assumam uma posição inferior à posição do ponto que define a base da patela, acarretando uma identificação inadequada da linha de ação do tendão do quadríceps. Pois, significa que o quadríceps estaria tracionando a patela inferiormente.

Visando contornar esta limitação, foi realizado um procedimento de ajuste da linha de ação do quadríceps para as situações em que o ponto médio (M_x ; M_y) encontra-se em uma posição inferior à base da patela. Este procedimento ajusta a linha de ação do quadríceps, tornando-a paralela ao fêmur nestes casos. A linha de ação do ligamento patelar foi determinada, conforme descrito na seção 4.1.2 deste capítulo.

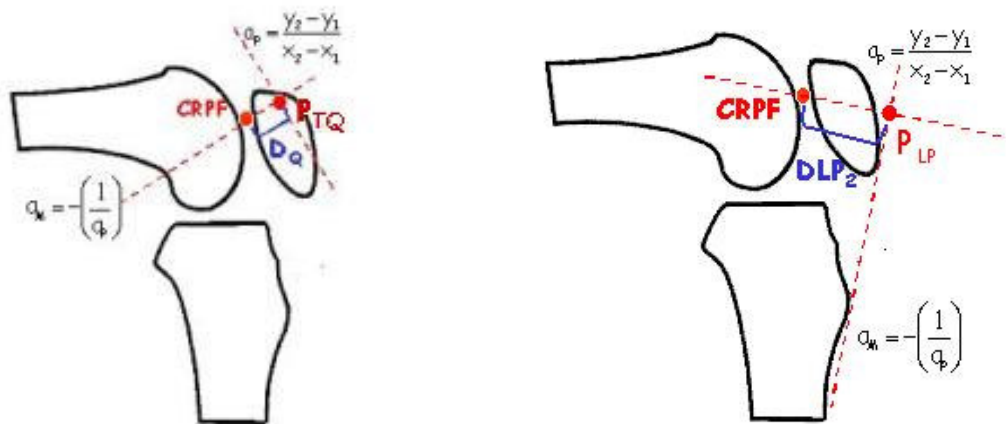
4.3.3 Medida da distância perpendicular do músculo quadríceps (ao CRPF)

A distância perpendicular do músculo quadríceps é 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 à 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 4.11-a).

4.3.4 Medida da distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRPF)

A distância perpendicular do ligamento patelar é 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 à 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 4.11 - b).



(a) Distância perpendicular do músculo quadríceps (b) Distância perpendicular do ligamento patelar

Figura 4.11 – Distância perpendicular do músculo quadríceps e do ligamento patelar ao CRPF.

A partir das equações (26) e (27) calculam-se as distâncias perpendiculares:

$$D_Q^2 = (CR_{PF}^x - P_{TQ}^x)^2 + (CR_{PF}^y - P_{TQ}^y)^2 \quad (26) \quad D_{LP2}^2 = (CR_{PF}^x - P_{LP}^x)^2 + (CR_{PF}^y - P_{LP}^y)^2 \quad (27)$$

onde:

D_Q , distância perpendicular do quadríceps;

D_{LP2} , distância perpendicular do ligamento patelar;

CR_{PF} , centro de rotação patelofemoral (em x e y);

P_{TQ} , ponto de intersecção das retas para o quadríceps (em x e y).

P_{LP} , ponto de intersecção das retas para o ligamento patelar (em x e y).

A partir dos dados de distância perpendicular em relação aos dois centros de rotação é possível calcular a distância perpendicular efetiva (D_{ef} – equação 25), e conseqüentemente a força do músculo quadríceps. Esta distância perpendicular efetiva deriva da equação de equilíbrio dos momentos que atuam na patela, e é a distância que o quadríceps requer para realizar a extensão do joelho, considerando-o como uma unidade funcional.

Em virtude de existirem dois valores para a distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao centro de rotação tibiofemoral (uma pelo método das mediatrizes e outra pelo método do ponto de contato) a resolução do sistema de forças 2 pela dinâmica inversa propiciará dois valores para força do músculo quadríceps.

4.4 Resolução do sistema de forças 2 pela Lei de Hooke

A equação de equilíbrio dinâmico (4) deve ser solucionada com base nos mesmos critérios assumidos para dinâmica inversa e descritos anteriormente.

A resolução deste sistema de forças exige parâmetros que já tiveram seus métodos de determinação descritos (distâncias perpendiculares em relação ao centro de rotação patelofemoral, deformação do ligamento patelar e a constante de deformação do ligamento patelar). Dessa forma, a solução é similar aquela apresentada nas equações (23 a 25). Partindo da equação (28),

$$F_Q = \frac{F_{LP}^* D_{LP_2}^\perp}{D_Q^\perp} \quad (28)$$

e substituindo a F_{LP}^* pela equação (21):

$$F_Q = \frac{k \Delta_{LP} D_{LP_2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow = k \cdot \frac{\Delta_{LP} D_{LP_2}^\perp}{D_Q^\perp} \rightarrow F_Q = k \cdot \Delta_{ef} \quad (29)$$

onde:

F_Q ; força do músculo quadríceps

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

k ; constante de deformação do ligamento patelar (varia conforme o método de determinação)

Δ_{LP} ; deformação do ligamento patelar

D_{LP_2} ; distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRPF)

D_Q ; distância perpendicular do músculo quadríceps (em relação ao CRPF)

Δ_{ef} ; deformação efetiva. Relação entre a Δ_{LP} e as distâncias perpendiculares ao CRPF (D_{LP_2} e D_Q)

Onde Δ_{ef} é a deformação efetiva. Esta deformação é o resultado da relação entre a deformação do ligamento patelar e as distâncias perpendiculares do ligamento patelar e do músculo quadríceps em relação ao centro de rotação patelofemoral. O produto entre a deformação efetiva e a constante de deformação do ligamento patelar determina o valor da força do quadríceps.

Lembrando que existem três constantes de deformação diferentes (uma adaptada da literatura e uma para cada método de determinação do centro de rotação tibiofemoral), a resolução do sistema de forças 2 pela lei de Hooke propicia três possibilidades de resultados para a força do quadríceps.

4.5 Cálculo da força de contato patelofemoral

Para a resolução do cálculo da força de contato patelofemoral, ainda resta um parâmetro a ser determinado: o ângulo alfa.

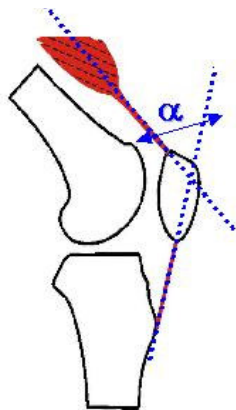


Figura 4.12 – Ângulo entre as linhas de ação.

O ângulo alfa é o menor ângulo formado entre a linha de ação do ligamento patelar e a linha de ação do músculo quadríceps.

Para a determinação do ângulo alfa é necessária a determinação das linhas de ação do ligamento patelar e do quadríceps (conforme descrito nas seções 4.1.2 e 4.3.2).

Após a determinação de todos parâmetros mecânicos necessários para o modelamento da articulação patelofemoral, a força de contato patelofemoral é obtida pela resolução da equação de Maquet (1969), conforme Figura (4.2-b).

Em virtude de terem sido utilizados diferentes métodos para determinação dos parâmetros necessários para a resolução dos sistemas de forças (1 e 2), cada parâmetro apresentará mais de um valor. A consequência disso é que a resolução dos sistemas de forças apresentará mais de um resultado final. Dessa forma, cabe lembrar quantos resultados terá

cada um dos sistemas, a partir das duas formas de resolução (Dinâmica Inversa e Lei de Hooke)

Existem cinco valores possíveis para a força do ligamento patelar (dois valores para a resolução pela dinâmica inversa e três valores para a resolução pela lei de Hooke). Conseqüentemente, a força do músculo quadríceps também contará com cinco resultados possíveis (dois valores para a resolução pela dinâmica inversa e três valores para a resolução pela lei de Hooke).

Sendo assim, a resolução da equação proposta por Maquet (1969) apresentará cinco resultados diferentes para a força de contato patelofemoral: dois para a resolução a partir da dinâmica inversa e três para a resolução a partir da lei de Hooke.

Relembrando a equação de Maquet (1969):

$$F_C^2 = F_{LP}^2 + F_Q^2 - 2 F_Q F_{LP} \cos \alpha$$

	FLP	FQ	FORÇA CONTATO
Dinâmica Inversa	→ FLP_{PC} → FLP_M	→ FQ_{PC} → FQ_M	→ FC_{PC} → FC_M
Lei Hooke	→ FLP_{PC} → FLP_M → FLP_T	→ FQ_{PC} → FQ_M → FQ_T	→ FC_{PC} → FC_M → FC_T

Figura 4.13 – Resumo da resolução dos sistemas de forças.

4.6 Cálculo da propagação do erro

Para analisar a propagação do erro na determinação da força de contato foi utilizada o método das derivadas parciais proposto por Kleine & McClintock. Considerando que y é uma função de n variáveis independentes (equação 30), e que apresenta um comportamento Gaussiano, o erro de y pode ser calculado pela equação (31).

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_n) \tag{30}$$

$$ey = \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial x_1} \cdot \Delta x_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial x_2} \cdot \Delta x_2\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial y}{\partial x_n} \cdot \Delta x_n\right)^2} \tag{31}$$

onde:

y ; função de n variáveis independentes

x_n ; n -ésima variável independente

Δx_n ; erro da n -ésima variável independente

e_y ; erro de y

A fim de obter o erro propagado no modelo, o método foi aplicado a cada um dos cálculos realizados para a determinação da força de contato patelofemoral. Em virtude dos cálculos terem sido realizados a partir das coordenadas de pontos digitalizados manualmente, acredita-se que possam ter sido afetados por um erro associado ao processo de digitalização manual. No entanto, não foram realizadas medidas deste erro. Dessa forma, assumiu-se que o erro associado à digitalização manual foi considerado igual à resolução do paquímetro (0,05mm) utilizado para determinar a posição de cada esfera do padrão de calibração não-linear (conforme Apêndice A).

4.7 Amostra

A amostra apresenta as seguintes características: sexo masculino, praticante de atividade física regular, sem história de lesão musculoesquelética, sem presença de instabilidade articular e com um ângulo Q de 14° .

4.8 Procedimentos de coleta

A coleta foi realizada no setor de radiologia do Hospital Nossa Senhora da Conceição, Porto Alegre / RS, em que estavam presentes um médico radiologista e o técnico em radiologia, responsáveis pelo setor.

O indivíduo foi posicionado sentado sobre uma cadeira medindo 74 cm de altura. Preso à cadeira havia um mecanismo para fixação da coxa sobre o assento, que visava impedir movimentos desse segmento, mantendo um ângulo 90° entre a coxa e o tronco. A cadeira foi posicionada de forma a permitir a exposição sagital da articulação do joelho, do membro a ser analisado. Com o indivíduo devidamente posicionado, o videofluoroscópio foi ajustado para que a articulação do joelho fosse contemplada no campo de visão do aparelho. O protocolo consistiu de três execuções de um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta a uma velocidade de $45^\circ/s$ (controlada por metrônomo digital), em seis situações diferentes: sem carga, e com caneleiras de 1kg, 2kg, 3 kg, 4 kg e 5kg. Os dados apresentados são relativos a fase concêntrica de uma única execução do exercício (a segunda repetição).

4.9 Filtragem dos dados

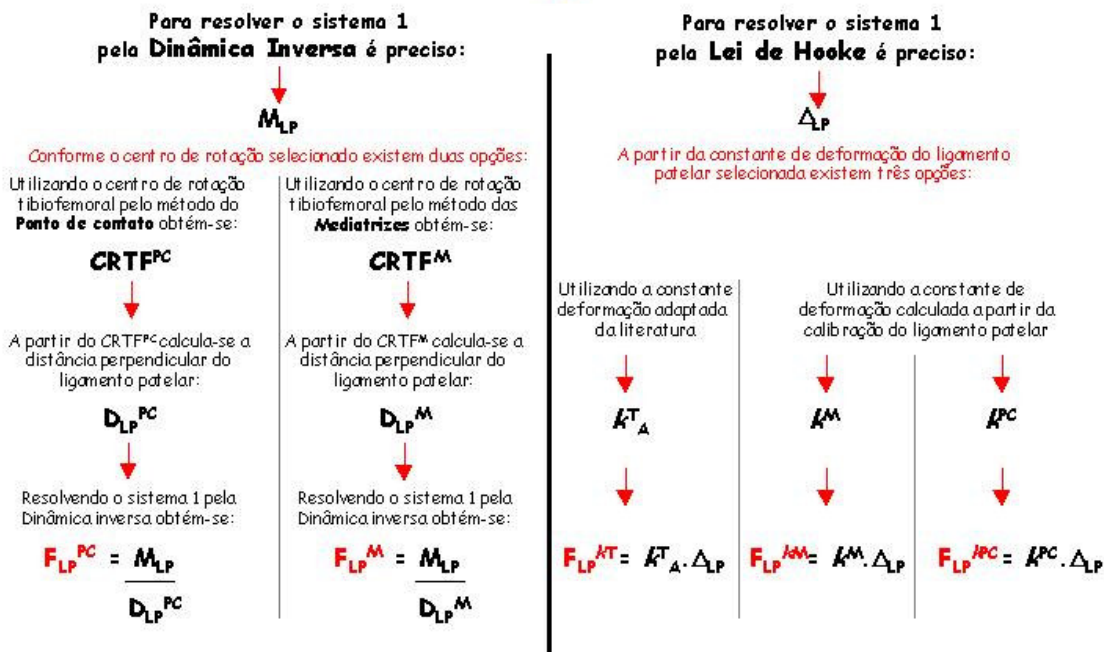
Neste estudo optou-se pela utilização de um filtro digital Butterworth de terceira ordem, com frequência de corte igual a 5Hz, em função da característica do evento analisado (Baltzopoulos, 1995; Kellis & Baltzopoulos, 1999).

No intuito de facilitar a leitura deste documento, a Figura 4.14 apresenta um fluxograma contendo as etapas necessárias para a determinação da força de contato patelofemoral. Dessa forma é possível seguir os cinco caminhos possíveis para a determinação da força de contato patelofemoral. O caminho a ser seguido está diretamente relacionado a forma de resolução escolhida para o sistema 1: Dinâmica Inversa ou Lei de Hooke. Cabe salientar que a forma de resolução escolhida para o sistema 1 será a mesma utilizada para resolução do sistema 2. Pela Dinâmica Inversa existirão duas opções, de acordo com o método escolhido para determinar o centro de rotação tibiofemoral. Já pela Lei de Hooke, são três as opções, de acordo com a constante de deformação escolhida (k_A^T – adaptado da literatura, k^M – mediatrizes e k^{PC} – ponto de contato).

O mesmo fluxograma encontra-se descrito de forma resumida em um marcador de página que o leitor terá em mãos, tornando a leitura mais dinâmica.

SISTEMA DE FORÇAS 1

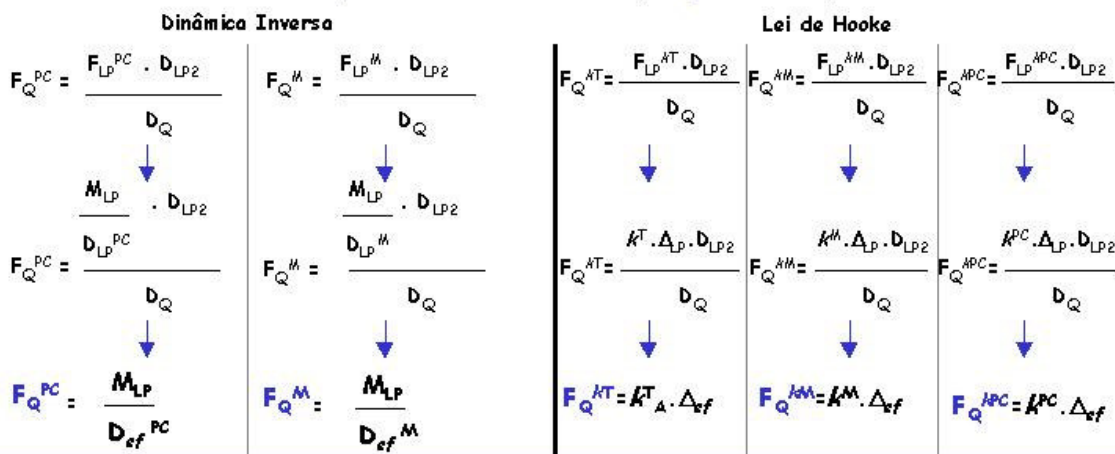
A solução do sistema 1 determina: F_{LP}



SISTEMA DE FORÇAS 2

A solução do sistema 2 determina: $F_Q = \frac{F_{LP} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$

A partir das cinco soluções encontradas para F_{LP} existem cinco opções:



FORÇA DE CONTATO PATELOFEMORAL

A partir dos resultados de F_{LP} e F_Q , utilizando a equação de Maquet, existem cinco resultados possíveis:



Figura 4.14 – Fluxograma contendo as etapas para a determinação da força de contato patelofemoral.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Conforme descrito no capítulo anterior são necessários quinze parâmetros para o cálculo da força de contato patelofemoral. Com intuito de facilitar a leitura, a Figura 5.1 descreve os parâmetros pontualmente, identificando-os na seção 4:

Parâmetros	Identificação na seção 4
<i>Sistema de forças 1</i>	
Centro de rotação tibiofemoral (CRTF)	4.1.1
Linha de ação do ligamento patelar	4.1.2
Distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRTF)	4.1.3
Momento muscular resultante	4.1.4
Deformação do ligamento patelar	4.2.1
Constante de deformação do ligamento patelar	4.2.2
<i>Força do ligamento patelar</i>	4.1 e 4.2
<i>Sistema de forças 2</i>	
Centro de rotação patelofemoral(CRPF)	4.3.1
Linha de ação do músculo quadríceps	4.3.2
Distância perpendicular do músculo quadríceps(ao CRPF)	4.3.3
Distância perpendicular do ligamento patelar (ao CRPF)	4.3.4
Distância efetiva	4.3
Deformação efetiva	4.4
<i>Força do músculo quadríceps</i>	4.3 e 4.4
Ângulo alfa	4.5
<i>Força de contato patelofemoral</i>	4.5
Figura 5.1 – Resumo dos parâmetros calculados e sua identificação na seção 4.	

A fim de exemplificar a aplicabilidade da metodologia proposta, o objetivo deste capítulo é apresentar e discutir os resultados de cada um dos parâmetros necessários para o cálculo da força de contato patelofemoral obtidos a partir de um indivíduo sadio.

Como o movimento analisado inicia aos 90° de flexão do joelho, os gráficos devem ser lidos da direita para a esquerda (Figura 5.2).

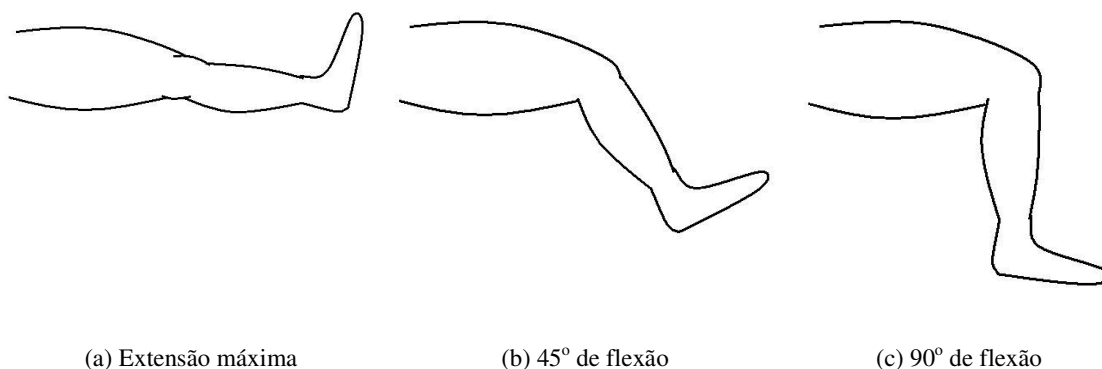


Figura 5.2 – Desenho esquemático do joelho ao longo da amplitude de execução do exercício de extensão em cadeia cinética aberta.

A fim de facilitar ainda mais a leitura deste capítulo, um esquema como o apresentado no final capítulo 4 (Figura 4.14), será apresentado de forma resumida, como uma legenda, no início de cada sub-item.

5.1 Resultados do sistema de forças 1

No sistema 1, determinam-se os parâmetros necessários para a obtenção da magnitude da força do ligamento patelar (conforme Figura 5.3). Pontualmente, são necessários seis parâmetros:

- centro de rotação tibiofemoral (CRTF)
- linha de ação do ligamento patelar
- distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao CRTF (D_{LP})
- momento do ligamento patelar (M_{LP})
- deformação do ligamento patelar (Δ_{LP})
- constante de deformação do ligamento patelar (k)

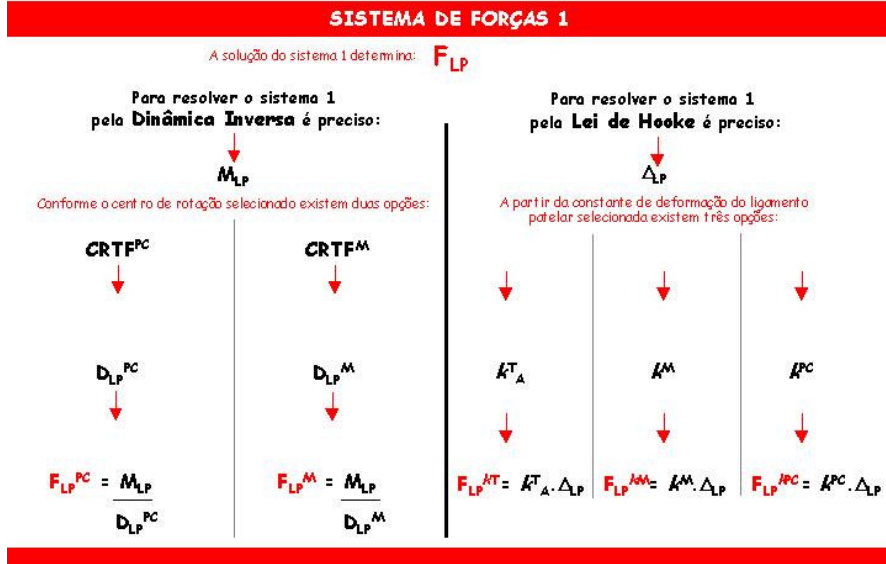
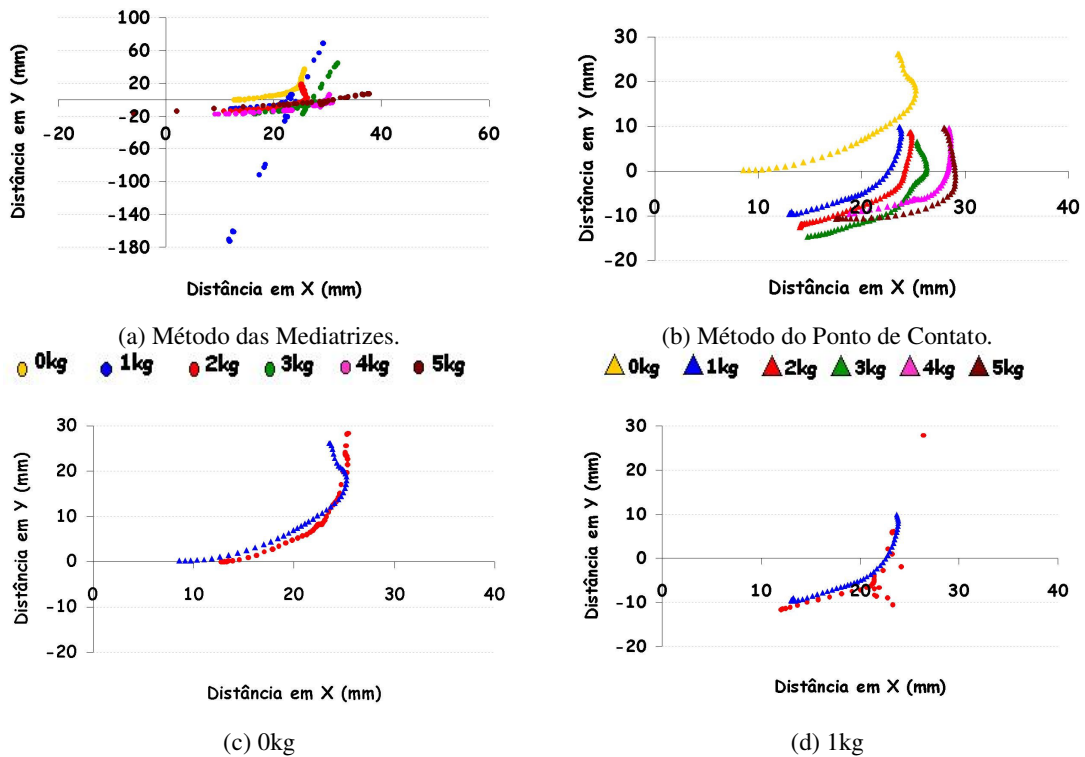


Figura 5.3 – Legenda dos parâmetros do sistema de forças 1.

5.2.1 Centro de rotação tibiofemoral

Este parâmetro foi determinado a partir de dois métodos: Mediatrizes (M) e Ponto de contato (PC).



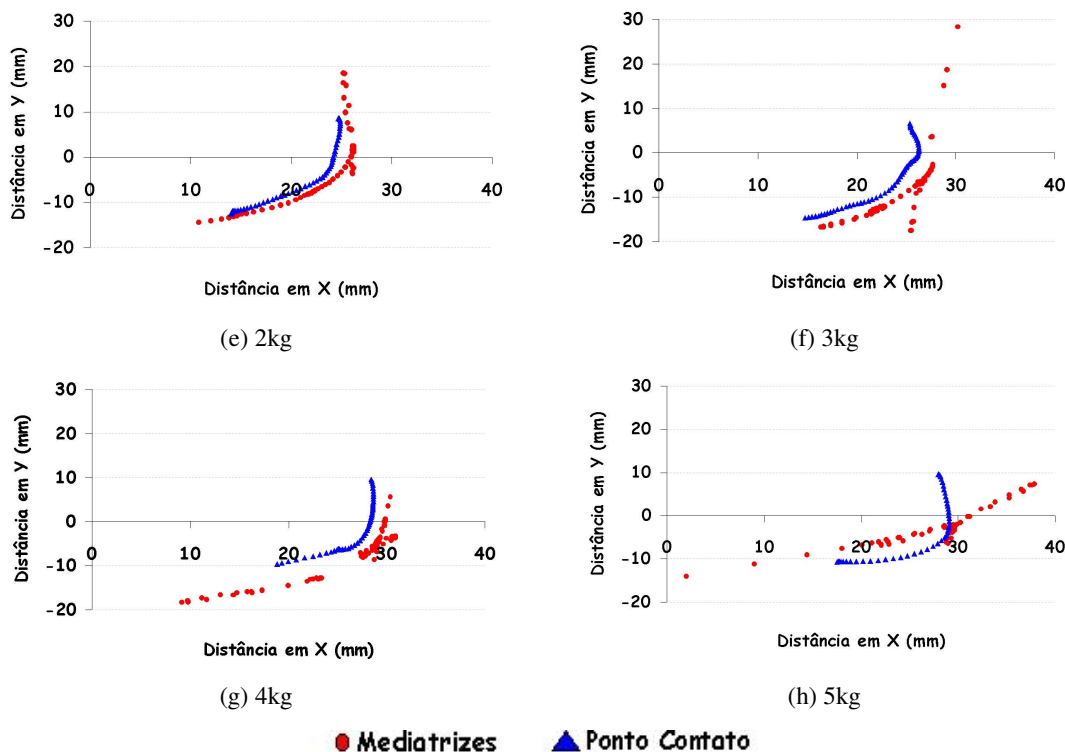


Figura 5.4 – Localização do CRTF pelos métodos M e PC para cargas de 0kg a 5kg.

A Figura 5.4 (a-h) representa a localização espacial do CRTF com cargas de 0kg a 5kg determinado a partir de cada método separadamente. Na Figura 5.3 (a) e (b) é possível observar cada um dos métodos (M e PC, respectivamente) nas seis situações de carga. As coordenadas estão representadas em um sistema de referência global (tela do videofluoroscópio), onde a origem do sistema (coordenada 0,0) coincide com a posição 0,0 do padrão de calibração (phantom – Apêndice A).

Nota-se que para ambos métodos, conforme ocorre um incremento na magnitude da carga, o comportamento do centro de rotação tende a se alterar, apresentando um deslocamento para a direita dos pontos no eixo x. Como este deslocamento representa apenas a localização do ponto representativo do CRTF no espaço, pode ser resultado de uma alteração da posição do joelho durante a troca das cargas.

A Figura 5.5 apresenta a variação da distância do CRTF em relação à borda anterior do platô tibial, em função do ângulo de flexão. Na Figura 5.5 (a) estão representados os dados do CRTF obtidos pelo método do ponto de contato para todas as cargas. Enquanto na Figura 5.5 (b), estão representados os dados obtidos pelos dois métodos, mas apenas para a situação sem carga.

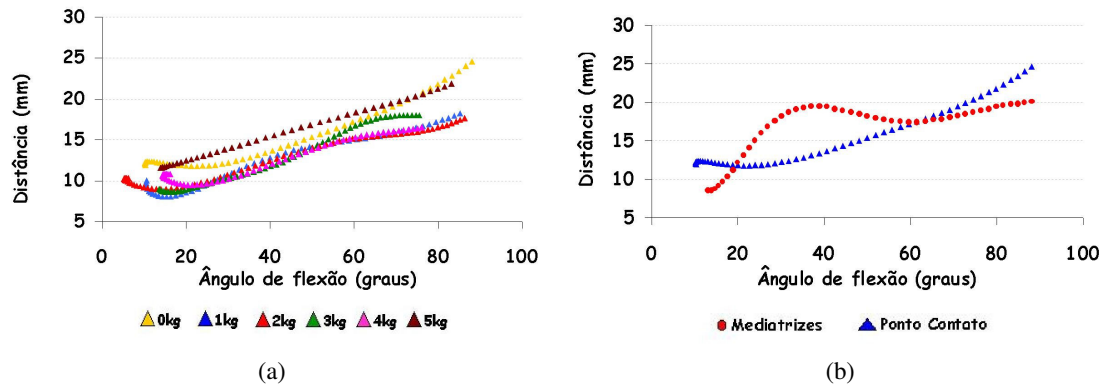


Figura 5.5 – Distância do CRTF em relação a borda anterior do platô tibial.

É possível observar que independente da carga (Figura 5.5 -a), para um mesmo método, o CRTF desloca-se no sentido anterior sobre o platô tibial ao longo de uma extensão do joelho. O mesmo ocorre na Figura 5.5 (b), ao analisarmos de forma comparativa o comportamento do CRTF obtido a partir de ambos métodos para a situação sem carga.

Corroborando com os resultados deste estudo, Kellis & Baltzopoulos (1999), relatam que o centro de rotação (determinado pelo método do ponto de contato) apresenta um deslocamento anterior sobre o platô tibial ao longo da extensão do joelho. Os autores estabeleceram a distância do CRTF à borda anterior do platô tibial em valores percentuais, normalizado pelo tamanho do platô tibial, de maneira que 0% indica a borda posterior do platô, e 100% equivale à borda anterior do platô tibial. Com base nesse critério, verificaram que em 90° de flexão o CRTF encontra-se a cerca de 40% da borda anterior do platô tibial. Conforme ocorre a extensão do joelho, o CRTF desloca na direção anterior, estando a cerca de 85% da borda anterior do platô tibial ao final da extensão do joelho. Outros autores (Smidt, 1973, Nissel, 1985 e Montgomery *et al*, 1998) estão de acordo com os resultados encontrados neste estudo.

Apesar de ambos métodos (M e PC) apresentarem comportamentos com tendências similares, observa-se que a representação do CRTF pelo método das mediatrizes (Figura 5.4-a) contém, em algumas cargas, coordenadas com valores bastante elevados. O que não ocorre para nenhuma das situações de carga quando o CRTF é representado pelo método do ponto de contato (Figura 5.4-b). Uma análise comparativa entre os métodos para cada uma das situações de carga permite uma melhor visualização destas diferenças.

Dessa forma, as Figuras 5.4 de (c) a (h), representam simultaneamente, a localização espacial do CRTF obtidos por ambos os métodos para uma mesma carga. Em todas as

situações, o CRTF apresenta uma variação maior de posição quando determinado pelo método das mediatrizes (cerca de 10-15mm em x e y para o método PC e 25-30mm para o método M). Isto aparece de maneira mais pronunciada nas cargas de 1, 3 e 5kg. Em contrapartida, nas cargas de 0, 2 e 4kg, o comportamento do CRTF é bastante similar para ambos métodos.

Segundo Kapandji (2000), durante a execução de uma extensão de joelho em cadeia cinética aberta, a tíbia roda no sentido cranial em relação ao fêmur, perfazendo a trajetória semicircular dos côndilos. Visto que o método das mediatrizes utiliza-se do platô tibial como base para a determinação do CRTF, e o método do ponto de contato define que o CRTF representa a menor distância entre as superfícies articulares, é aceitável que o CRTF apresente um comportamento que acompanhe a relação das faces articulares do fêmur e da tíbia ao longo de uma extensão do joelho.

Fischer (1907), 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. Outros autores, (Frankel *et al*, 1971; Tamea & Henning, 1981; Gerber & Matter, 1983; Montgomery *et al*, 1998) utilizando um método similar ao das mediatrizes (método *Reuleaux*) encontraram que ao longo do arco de movimento, o CRTF acompanha a relação da face articular tibiofemoral, perfazendo o contorno dos côndilos femorais.

A maior diferença entre os resultados obtidos neste estudo, pelos dois métodos (M e PC) ocorre devido a um pequeno grupo de pares ordenados que assumem valores elevados quando utiliza-se o método das mediatrizes. É provável que as características do método das mediatrizes sejam responsáveis por este grupo de pontos com valores elevados.

De acordo com o método das mediatrizes (proposto por Montgomery *et al.*, 1998), o centro de rotação é definido pelo par ordenado do ponto de intersecção das mediatrizes do platô tibial de duas imagens (i_n e i_{n+10} ; onde n identifica a imagem, variando de um até o número total de imagens menos dez). Tendo em vista que a articulação tibiofemoral apresenta, além da rotação, movimentos de translação espera-se que em determinadas angulações ocorra uma tendência de paralelismo das mediatrizes, diminuindo assim a probabilidade de sua

intersecção. Dessa forma, a intersecção das mediatrizes tende ao infinito, acarretando valores elevados das coordenadas.

A utilização deste grupo de pares ordenados como parte da representação espacial do CRTF indicaria que neste intervalo específico, o conhecido movimento de translação do joelho foi mais pronunciado. No entanto, quando se deseja utilizar a localização do CRTF para realizar a medição da distância perpendicular, estes pontos tornam a medida inviável. O cálculo do CRTF considera os efeitos translatórios e rotacionais, enquanto a medida da distância perpendicular necessita apenas da característica rotacional. No entanto, este método não permite identificar separadamente os efeitos destes movimentos. Quando a translação é o movimento mais pronunciado, o centro de rotação tende ao “infinito”, inviabilizando o uso destas coordenadas para o cálculo da distância perpendicular.

Sendo assim, para efeitos de medida da distância perpendicular, não é possível utilizar todos os pontos obtidos para o CRTF pelo método das mediatrizes. O método do ponto de contato, entretanto, talvez possa ser considerado como limitado em virtude não ser capaz de considerar, de maneira tão clara, os efeitos de translação. Contudo, aparenta ser o mais adequado para os cálculos de distância perpendicular.

5.2.2 Linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps

A Figura 5.6 representa a localização espacial da linha de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps em uma extensão de joelho concêntrica nas diferentes situações de carga.

Durante a extensão do joelho, realizada de forma ativa, o músculo quadríceps se contrai e traciona a patela, por meio de seu tendão, no sentido cranial. Em consequência desse deslocamento, a patela traciona o segmento tíbia, por meio do ligamento patelar (Komistek *et al.*, 2000; Kapandji, 2000; Andrews *et al.* 2000; Koh *et al.*, 1992).

Dessa forma, o comportamento apresentado pelas linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps, encontrado neste estudo, demonstra-se bastante coerente com a relação de movimento estabelecida entre quadríceps, patela e tíbia durante a extensão do joelho.

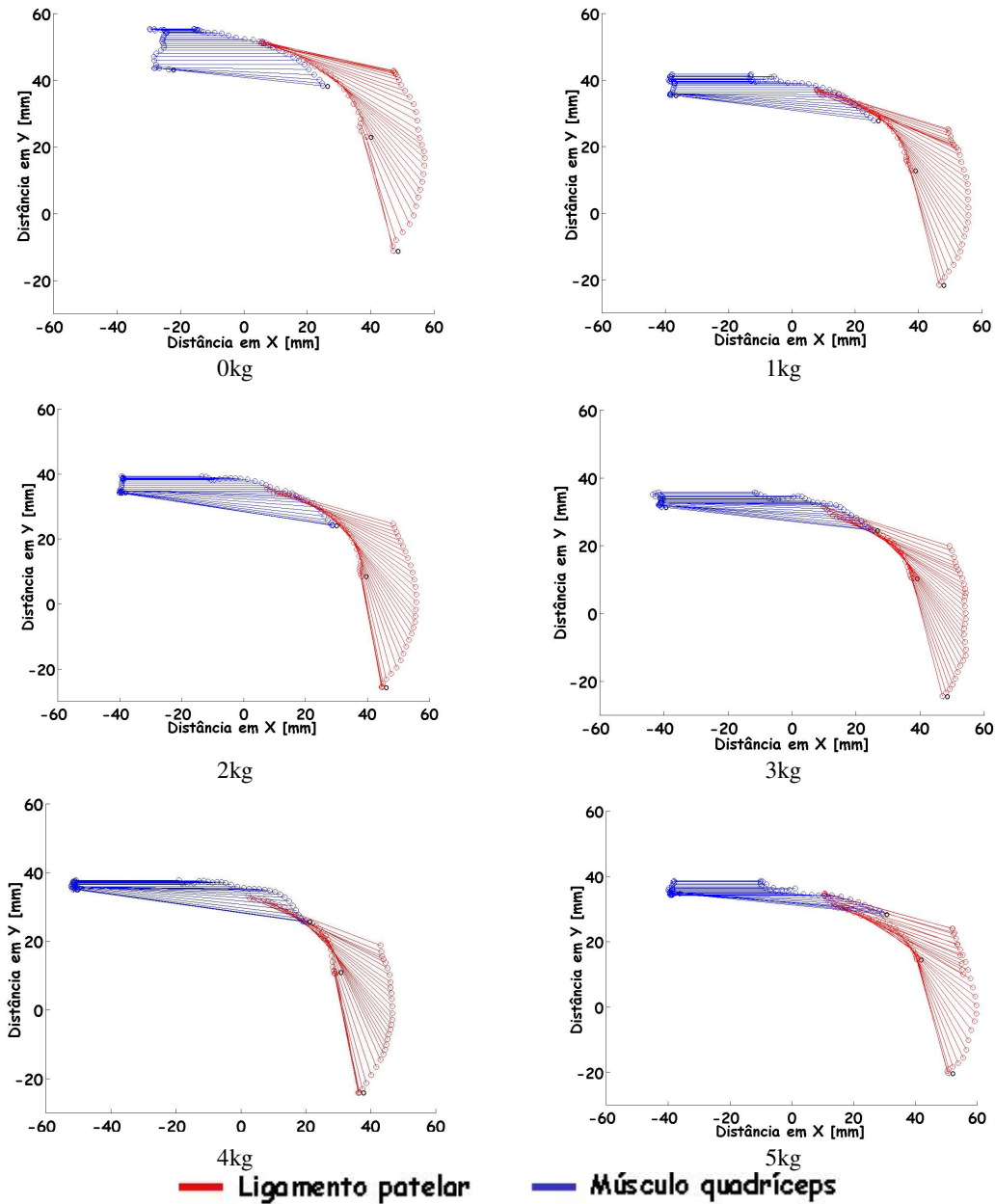


Figura 5.6 - Linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps nas seis situação de carga.

Baltzopoulos (1995) e Kellis & Baltzopoulos (1999), determinaram a linha de ação do ligamento patelar a partir de imagens radiográficas dinâmicas obtidos por videofluoroscopia. Além da metodologia, os critérios utilizados para determinação desse parâmetro foram os mesmos deste estudo. A fim de apresentar o comportamento da linha de ação do ligamento patelar os autores apresentam o comportamento do ângulo (β) formado entre o ligamento patelar e o platô tibial. Baltzopoulos (1995) verificou que o ângulo (β) variou de 90° a 115°

durante a extensão do joelho. Kellis & Baltzopoulos (1999), verificaram por sua vez, que o ângulo (β) variou de 90° a 135.7° ao longo de umaplitude 90° de flexão do joelho. Seus resultados demonstram que o ângulo tende a aumentar conforme o indivíduo realiza a extensão do joelho.

A Figura 4.6 representa a variação do ângulo beta (β) em função do ângulo de flexão encontrada neste estudo. Nota-se que o comportamento assemelha-se ao encontrado por Baltzopoulos (1995) e Kellis & Baltzopoulos (1999).

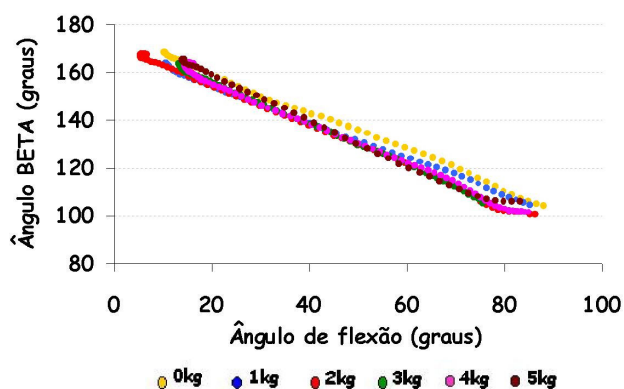


Figura 5.7 – Ângulo beta (β).

van Eijden (1985) determinaram que a linha de ação do músculo quadríceps seria obtida a partir de imagens radiográficas estáticas em ângulos diferentes. A linha de ação seria representada por uma reta traçada sobre as imagens, a partir do pólo superior da patela, com 3cm de comprimento, seguindo a direção da massa muscular quadricipital. Gill & O'Connor (1996), por sua vez, elaboraram um modelo bidimensional da articulação patelofemoral, a partir imagens estáticas de ressonância nuclear magnética de quatro indivíduos em três ângulos de flexão (10° , 90° e 140°). A linha de ação do músculo quadríceps foi definida por uma reta paralela ao eixo do fêmur em ângulos menores de 90° .

Em ambos estudos, a linha de ação ligamento patelar foi determinada de forma similar a deste estudo. O comportamento de ambas linhas de ação (ligamento patelar e quadríceps) foi representado a partir do comportamento do menor ângulo formado entre as mesmas (este ângulo interno será denominado como α). Seus resultados, assim como os relatados por Mathews *et al.*, (1977), Buff *et al.*, (1988) e Lu & O'Connor (1996) apontam para uma diminuição do ângulo α conforme ocorre a extensão do joelho.

A fim de estabelecer uma comparação com esses resultados, a Figura 4.7 representa a variação do ângulo alfa (α) em função do ângulo de flexão, encontrada neste estudo.

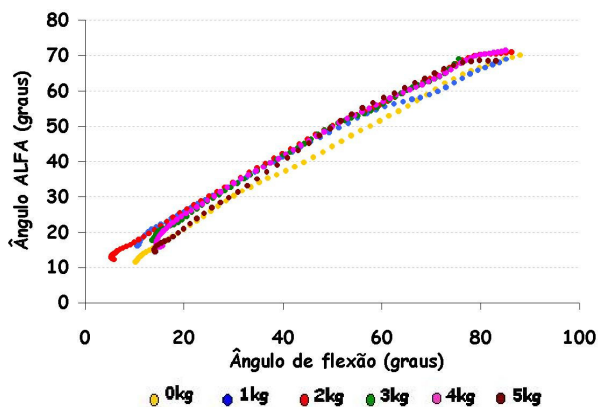


Figura 5.8 – Ângulo alfa (α).

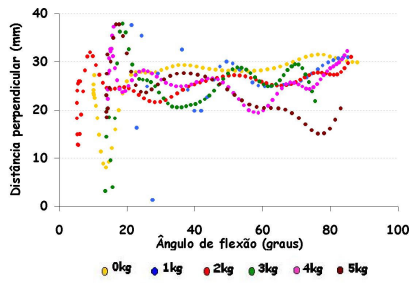
A partir da Figura 5.8 é possível concluir que o comportamento das linhas de ação do ligamento patelar e do músculo quadríceps independem da magnitude da carga externa aplicada, estando diretamente relacionado à variação do ângulo de flexão do joelho.

5.2.3 Distância perpendicular do ligamento patelar ao CRTF

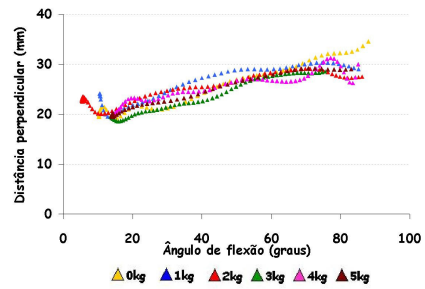
A Figura 5.9 apresenta a distância perpendicular do ligamento patelar ao CRTF durante uma extensão de joelho concêntrica.

Em virtude do CRTF ter sido determinado a partir de dois métodos (mediatrizes e ponto de contato) existirão dois valores calculados de distância perpendicular do ligamento patelar (D_{LP}): um calculado em relação ao CRTF obtido pelo método das mediatrizes (D_{LP}^M), e outro calculado em relação ao CRTF obtido pelo método do ponto de contato (D_{LP}^{PC}).

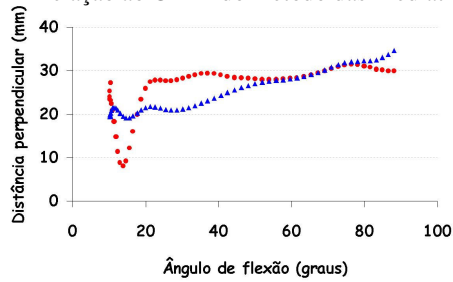
Dessa forma, a Figura 5.9 (a) e (b) apresenta a distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao CRTF obtido pelos dois métodos, nas seis situações de carga. Na Figura 5.9 (a) observa-se que a distância perpendicular, na carga de 1kg, apresenta um comportamento oscilatório, principalmente nos menores ângulos de flexão (final da extensão do joelho), quando comparado as demais cargas. Isso impede uma análise mais objetiva do comportamento deste parâmetro, bem como a influência do incremento da carga.



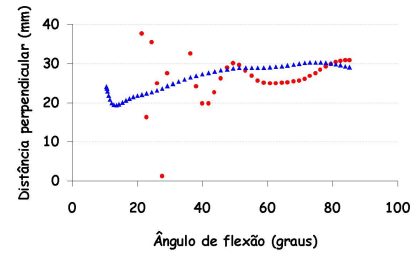
(a) Em relação ao CRTF do método das Mediatrizes.



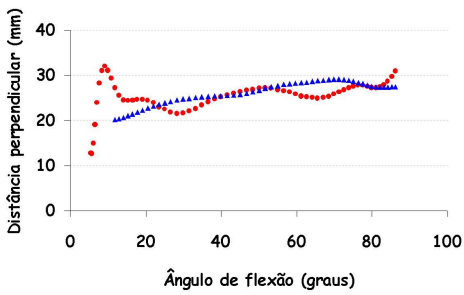
(b) Em relação ao CRTF do método Ponto Contato.



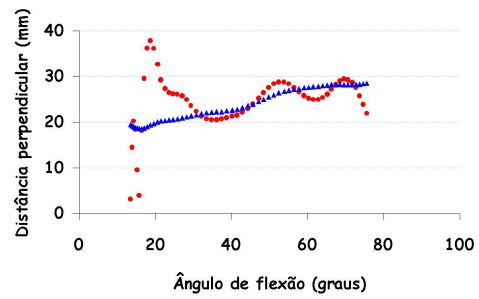
(c) 0kg



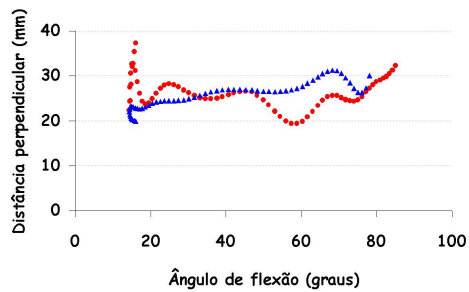
(d) 1kg



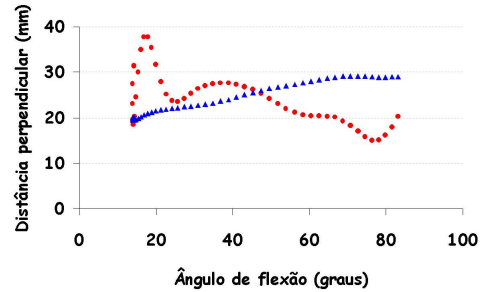
(e) 2kg



(f) 3kg



(g) 4kg



(h) 5kg

● Mediatrizes ▲ Ponto Contato

Figura 5.9 – Distância perpendicular do ligamento patelar ao CRTF pelos métodos M e PC.

Em contrapartida, na Figura 5.9 (b) nota-se uma concordância tanto do comportamento, quanto dos valores de distância perpendicular nas diferentes cargas. A D_{LP}^{PC} apresenta um comportamento decrescente conforme ocorre uma diminuição do ângulo de

flexão. Fazendo uma análise da Figura 5.9 (c) a (h), observa-se que o comportamento da D_{LP}^M acompanha o comportamento da D_{LP}^{PC} . No entanto, a D_{LP}^M apresenta um padrão oscilatório dificultando a identificação de um comportamento crescente ou decrescente. Diferente da D_{LP}^{PC} , em que fica claro um padrão decrescente com a extensão do joelho, independente da carga externa aplicada. Além disso, nota-se que próximo a extensão, a D_{LP}^M apresenta uma grande variação de valores, que aparece de forma mais pronunciada nas cargas de 1kg e 3kg (os maiores valores não são visíveis nesta escala, pois chegam a atingir 1200mm).

A fim de realizar uma análise mais pormenorizada desta variável, faz-se necessária a identificação da contribuição de cada um dos parâmetros que o compõe. Assim, a Figura 5.10 de (a) a (f) apresenta simultaneamente, a localização espacial da trajetória das linhas de ação (ligamento patelar e do quadríceps) e do CRTF, determinado pelos dois métodos (M e PC), em cada uma das cargas separadamente.

De uma forma geral, o padrão decrescente da D_{LP}^{PC} é compreendido devido a disposição do CRTF em relação à linha de ação do ligamento patelar durante a extensão. Em todas as situações de carga, o CRTF^{PC} (obtido pelo método do ponto de contato) inicia mais afastado do ligamento patelar, e conforme o joelho vai sendo estendido, torna-se mais próximo, acarretando assim um padrão decrescente da D_{LP}^{PC} .

Conforme foi constatado na seção anterior, o comportamento das linhas de ação não são afetadas pelo incremento na magnitude da carga externa aplicada. Além disso, as distâncias perpendiculares foram calculadas com relação a mesma linha de ação do ligamento patelar. Dessa forma, é provável que a maior contribuição para variação do comportamento da distância perpendicular seja oferecida pelo CRTF.

Apesar de ser um parâmetro amplamente estudado e de definição conceitual simples, a literatura apresenta variadas maneiras para a determinação da D_{LP} , tornando difícil a comparação dos resultados. Estas diferentes maneiras para a sua determinação estão diretamente relacionadas à definição e a forma de mensuração do CRTF.

Smidt (1973), realizou uma análise estática da articulação tibiofemoral a partir de imagens radiográficas estáticas. Para o autor, o CRTF foi determinado por um método semelhante ao das mediatrizes. Em seu estudo, relata que a distância perpendicular varia de forma crescente de 90° a 30° de flexão (37mm a 48mm) apresentando depois um comportamento decrescente.

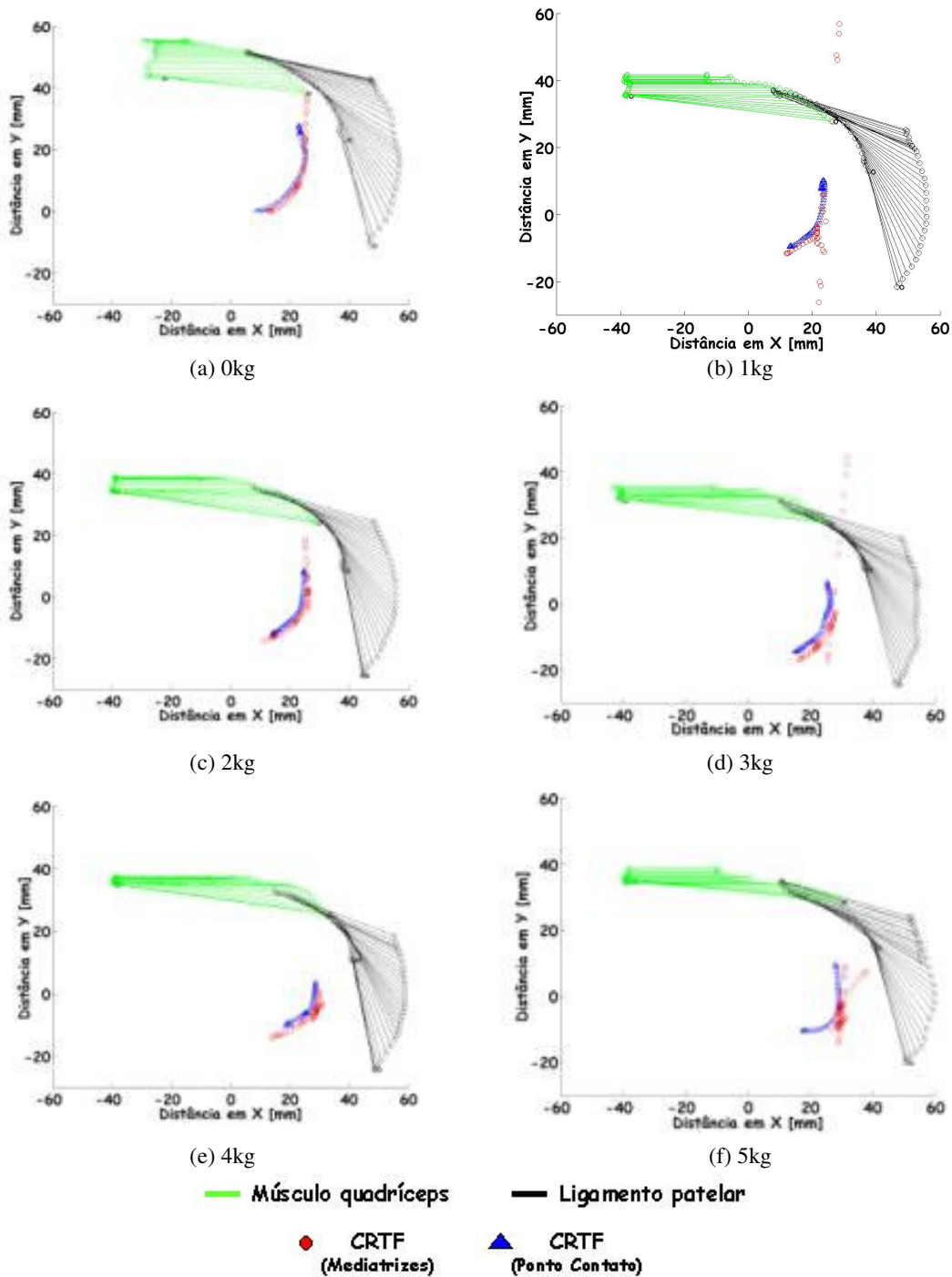


Figura 5.10 - Linhas de ação (ligamento patelar e quadríceps) e CRTF (mediatrizes e ponto contato).

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.

Herzog & Read (1993) realizaram um estudo a partir de dados cinemáticos estáticos de 5 cadáveres, assumindo o ponto de contato tibiofemoral como centro de rotação. Os autores encontraram valores de D_{LP} que variam de 40 a 50mm, ao longo da extensão do joelho, atingindo um pico de 53mm em 30° de flexão. Baltzopoulos (1995), por sua vez, realizou uma análise do joelho, a partir de imagens radiográficas dinâmicas obtidas por um videofluoroscópio. Definindo o CRTF a partir do ponto de contato tibiofemoral, verificou um aumento de 90° a 45° de flexão (33mm a 40mm) e diminuição de 45° a 0° (40mm a 33mm).

Lu & O'Connor (1996) mediram a D_{LP} a partir de dois CRTF: intersecção dos ligamentos cruzados e ponto de contato. Os autores verificaram um aumento da D_{LP} de 40 para 60mm ao longo da extensão do joelho. Em contrapartida, pelo CRTF^{PC} aumenta até 70° de flexão (de 40 para 48mm) e depois apresenta uma variação muito pequena. Gil & O'Connor (1996) encontraram uma variação muito pequena da D_{LP} ao longo da extensão do joelho (41.9 a 39.6mm), sugerindo que a D_{LP} apresenta um comportamento constante.

Kellis & Baltzopoulos (1999), realizaram uma análise dinâmica da articulação do joelho, assumindo que o ponto de contato tibiofemoral é representado pelo ponto de contato. Seus resultados indicam que a D_{LP} varia de 39.5 a 36.9 mm, atingindo um valor de pico aos 45° (42.6mm).

Observa-se, portanto, que a literatura suporta em parte os resultados encontrados neste estudo para a variação da distância perpendicular obtida a partir de ambos métodos. Alguns aspectos podem ser responsáveis pelas diferenças encontradas entre os estudos.

A primeira diferença pode estar relacionada ao tipo de análise que foi realizada (estática ou dinâmica). Um boa parte dos estudos obtiveram seus resultados a partir de análise estática de imagens de Raio X (Smidt, 1973; Visser *et al.*, 1990; Herzog & Read, 1993), por ressonância nuclear magnética (Lu & O'Connor, 1996, Wretenberg *et al.*, 1996, Gill & O'Connor, 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 a atividade muscular, promove movimentos de translação e rotação da tíbia sob os côndilos femorais. Esta movimentação é influenciada diretamente pela atividade muscular.

Outro fator que pode influenciar a determinação da D_{LP} é a forma utilizada para a determinação do CRTF. Smidt, 1973 utilizou um método semelhante ao método das mediatrizes utilizado neste estudo (proposto por Montgomery *et al.*, 1998) para o cálculo da

D_{LP} . Gill & O'Connor (1996) e Lu & O'Connor (1996) definiram o ponto de intersecção dos ligamentos cruzados como o CRTF. Entretanto, grande parte dos estudos (Nissel *et al*, 1986; Herzog & Read, 1993; Baltzopoulos, 1995; Lu & O'Connor, 1996; Kellis & Baltzopoulos, 1999) utiliza o ponto de contato como CRTF.

Os efeitos da utilização dos diferentes CRTF ainda não estão claros. No entanto, alguns aspectos são abordados na literatura e permitem fazer algumas inferências.

Kellis & Baltzopoulos, 1999 relatam que, assim como no estudo de Smidt, 1973, o CRTF apresentou um deslocamento anterior sobre o platô tibial durante a extensão do joelho. Montgomery *et al.* (1998) realizaram uma análise do comportamento do CRTF obtido pela intersecção dos ligamentos cruzados e pelo ponto de contato tibiofemoral. Os autores verificaram que o CRTF determinado pelos diferentes métodos apresenta um deslocamento anterior durante a extensão do joelho.

Estes aspectos sugerem que o CRTF determinado pelos três métodos, apesar da localização espacial diferente, apresentam um comportamento similar ao longo da extensão.

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 D_{LP} obtidos nas situações sem carga e com carga. Durante a extensão joelho sem carga, a D_{LP} atingiu um valor máximo de 35mm. Entretanto, quando a carga foi incrementada, ocorreu um incremento da D_{LP} que atingiu um valor máximo de 50mm.

Entre os estudos apresentados nesta seção, apenas dois (Baltzopoulos, 1995 e Kellis & Baltzopoulos, 1999) realizaram a medida da D_{LP} com carga (resistência manual), dificultando as comparações.

Entre os estudos que utilizaram-se de imagens (RX e RNM) o posicionamento do indivíduo durante a captura das imagens é outro fator que pode afetar a comparação dos resultados. Nos estudos de Baltzopoulos, 1995 e Kellis & Baltzopoulos, 1999, o indivíduo foi posicionado em decúbito lateral sobre o aparelho de videofluoroscopia. Wretenberg *et al.*, (1996) posicionaram os participantes de seu estudo em decúbito dorsal para a captura das imagens de RNM. Nissel *et al.*(1986), obtiveram as imagens radiográficas na postura em pé. Herzog & Read (1993), realizaram análise na posição sentada, entretanto, a sua amostra foi composta por cinco cadáveres.

Os estudos realizaram medidas de D_{LP} a partir de diferentes posturas. Aqueles que realizaram medidas dinâmicas, o fizeram na posição de decúbito lateral e os que fizeram na

posição sentada são estudos realizados com cadáveres ou com imagens estáticas. Dessa forma, nenhum desses estudos realizou *in vivo*, a captura de imagens dinâmicas de um indivíduo na posição sentada, simulando a realização de um exercício de fortalecimento de quadríceps com diferentes cargas, conforme realizado neste estudo.

Apesar de tudo, as possíveis diferenças entre os valores de D_{LP} obtidos a partir dos aspectos citados ainda não são claros. Porém, cabe salientar que os resultados apresentados pela literatura são valores médios, diferente deste estudo que apresenta o valor de um único indivíduo.

5.2.4 Momento do ligamento patelar

A Figura 5.11 apresenta os resultados de momento do ligamento patelar nas diferentes situações de carga em função do ângulo de flexão do joelho, ao longo da fase concêntrica de um exercício de extensão do joelho.

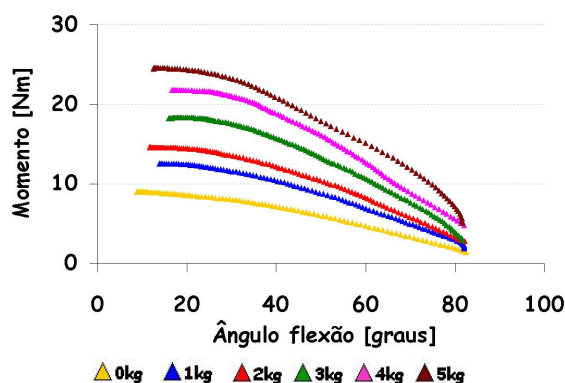


Figura 5.11 – Momento do ligamento patelar.

Conforme o indivíduo realiza a extensão do joelho, ocorre um aumento da magnitude do momento do ligamento patelar. A fim de realizar uma análise mais detalhada, a Figura 5.12 apresenta o comportamento dos componentes da equação de momento em cada carga (equação (8) no item 4.1.4).

Pode-se observar que o componente inercial do segmento perna-pé e caneleira apresenta valores muito baixos, de maneira que a sua contribuição é insignificante nas diferentes situações de carga. A baixa velocidade de execução, e conseqüente diminuta aceleração angular associada, é a principal responsável por esta situação. Exercícios envolvendo velocidades maiores devem apresentar um componente inercial mais elevado.

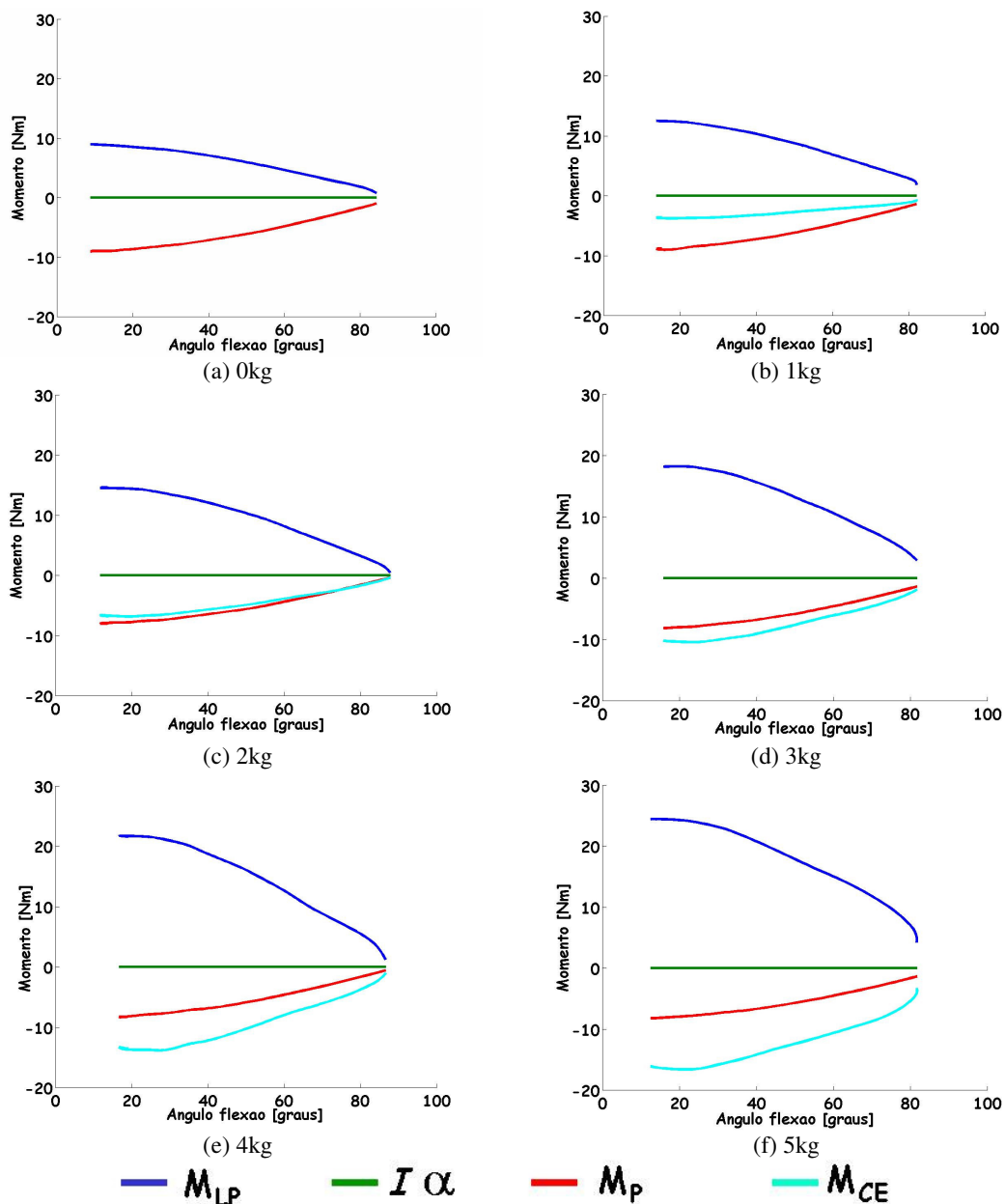


Figura 5.12 – Contribuição dos componentes do momento do ligamento patelar.

Ao longo da extensão do joelho a contribuição do momento produzido pelo segmento perna-pé (M_P) e pela caneleira (M_{CE}) é crescente. Analisando cada uma das cargas nota-se um aumento progressivo da contribuição do M_{CE} .

É possível observar que ocorrem diferentes contribuições do M_{CE} nas diversas cargas. O M_{CE} quando calculado durante movimento realizado a uma velocidade baixa e constante é determinado pelo produto entre a força de contato da caneleira (peso da caneleira mais o efeito inercial de sua movimentação) e sua distância ao centro de rotação.

Apesar da velocidade de execução do exercício ser baixa ($45^\circ/s$) podem ocorrer pequenas acelerações da caneleira durante o movimento. Como o local de aplicação da força da caneleira no segmento perna encontra-se distante do centro de rotação articular, pequenas acelerações podem ocasionar variações na força da caneleira, e conseqüentemente no M_{CE} . É provável que isso ocorra no início da execução do exercício (próximo a 90° de flexão) quando o indivíduo busca atingir a velocidade imposta pelo metrônomo.

Esta situação pode ser observada de forma mais pronunciada ao comparar as cargas de 2 e 3 kg, e as cargas de 4 e 5 kg (Figura 5.11 e 5.12), onde no intervalo entre 80° e 60° de flexão ocorre um aumento do momento do ligamento patelar, em virtude de um aumento da contribuição do M_{CE} nas cargas de 3 e 5 kg.

5.2.5 Deformação do ligamento patelar

A Figura 5.13 apresenta a variação do comprimento do ligamento patelar em função do ângulo de flexão do joelho. Os dados são referentes a fase concêntrica de um exercício de extensão do joelho nas diferentes situações de carga.

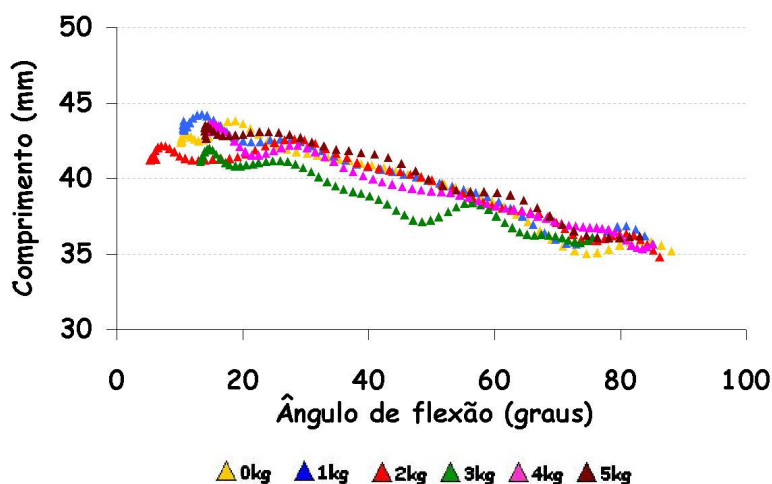


Figura 5.13 – Variação do comprimento do ligamento patelar .

Conforme o indivíduo realiza a extensão do joelho ocorre um aumento do comprimento do ligamento patelar. Isto se deve à ativação do aparelho extensor do joelho, que traciona a patela no sentido cranial. Este deslocamento proporciona a deformação do ligamento patelar. No entanto, observa-se que esta deformação não parece ser afetada pelo

incremento da carga externa aplicada, visto que, com a variação da carga o ligamento comportou-se de forma padronizada. Este comportamento sugere que exista uma espécie de “acomodação”, ou melhor, um ajuste do ligamento ao longo da extensão do joelho. Além disso, é possível inferir que o ligamento deforme-se minimamente frente as cargas aplicadas, em uma quantidade menor que a acurácia do instrumento utilizado neste estudo.

5.2.6 Constante de deformação do ligamento patelar

O valor da constante de deformação do ligamento patelar calculada para este estudo, a partir dos dados da literatura (experimento de Tambyah *et al*, 2000) é igual a 69.8N/mm.

A partir dos valores de força aplicada no ligamento patelar, calculados pela dinâmica inversa, e da respectiva variação do comprimento do ligamento patelar, medida pelas imagens radiográficas, foi possível obter uma curva de calibração Força x Variação do comprimento. A constante de deformação do ligamento patelar foi determinada pelo coeficiente angular desta curva ($k_{PC}=63,26 N/mm$ e $k_M=79,78 N/mm$).

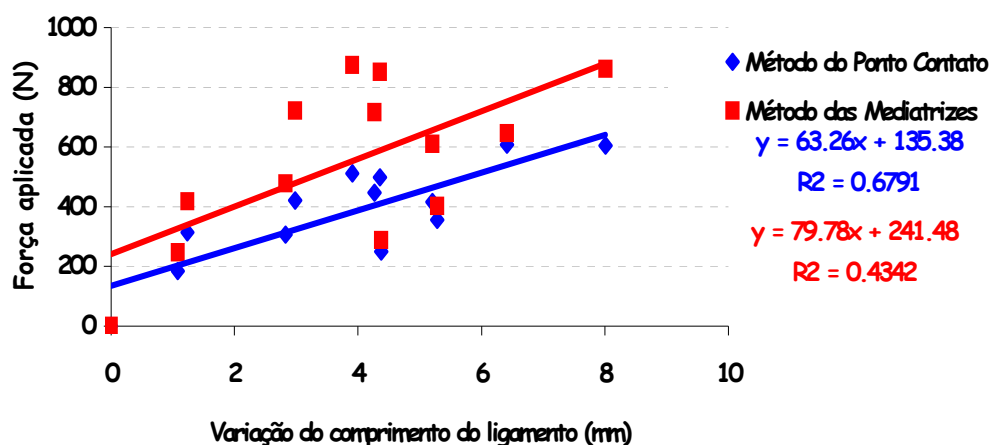


Figura 5.15 – Curva Força x Variação do comprimento obtida a partir da calibração do ligamento patelar.

Como pode ser observado na Figura 5.15, as curvas apresentam índices de determinação muito baixos, indicando uma correlação fraca.

Em situações estáticas a ocorrência de co-contrações musculares é bastante comum, em virtude da necessidade de manter a estabilidade articular em determinada posição Enoka, (2000). Como o procedimento de calibração foi realizado em situações estáticas, é possível

que a amostra tenha realizado uma co-contracção de quadríceps e ísquios-tibiais para a manutenção da postura no ângulo desejado. Dessa forma, a força exercida pelos músculos ísquios-tibiais pode ter afetado a deformação do ligamento patelar. No entanto, a contribuição dos ísquios-tibiais não foi computada no modelo.

Contudo, ao analisar os dados apresentados por Tambyah *et al* (2000) para a constante de deformação do ligamento patelar, observa-se um desvio padrão com valor bastante elevado, cerca de 45% do valor da média (36,5 kg/mm \pm 16,6 kg/mm). O autor atribui este comportamento à variabilidade inerente aos materiais biológicos.

5.2.7 Força do ligamento patelar

Cabe lembrar ao leitor que a resolução do sistema de forças 1, a partir da dinâmica inversa, proporciona dois resultados para a força do ligamento patelar (F_{LP}) que dependem da forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral escolhida (método das mediatrizes ou do ponto de contato). Assim, obtém-se: F_{LP}^M e F_{LP}^{PC} .

A Figura 5.16 apresenta o comportamento da força do ligamento patelar em função do ângulo de flexão, obtida pela resolução do sistema de forças 1, a partir da dinâmica inversa (F_{LP}^M (a) e F_{LP}^{PC} (b)). Os dados são referentes a fase concêntrica do exercício de extensão do joelho nas seis situações de carga.

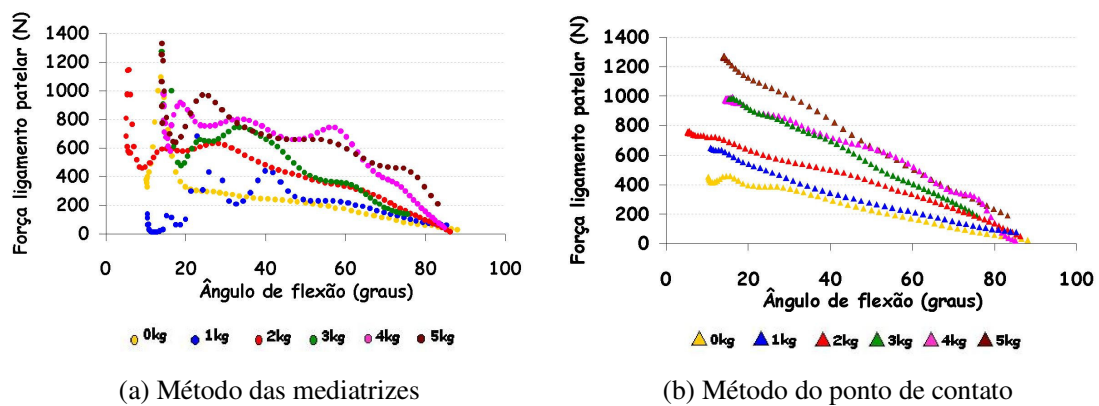


Figura 5.16– Força do ligamento patelar obtida a partir da dinâmica inversa.

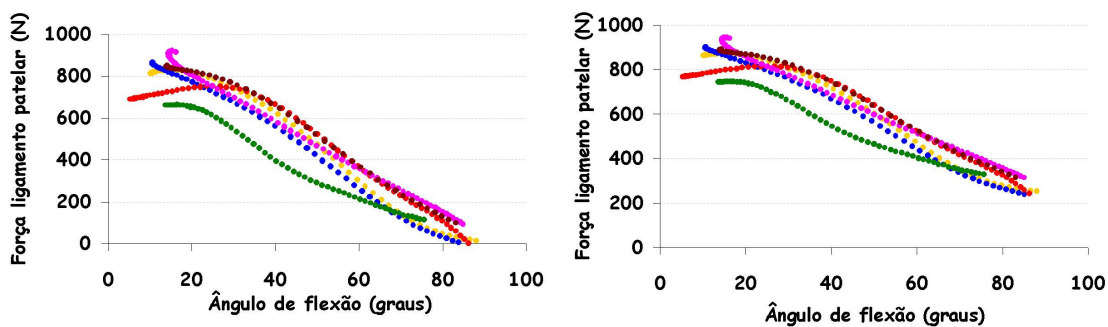
Independente do método utilizado (M ou PC), conforme o indivíduo estende o joelho, ocorre um aumento da força do ligamento patelar. Tendo em vista que, independente da carga externa aplicada, o momento muscular resultante é crescente ao longo da extensão do joelho (Figura 5.11) e que a distância perpendicular do ligamento patelar (D_{LP}) decresce ao longo da

extensão (Figura 5.9), o comportamento da força do ligamento patelar apresenta-se bastante coerente para ambos métodos.

Contudo, nota-se na Figura (5.16–a) que a F_{LP}^M apresenta um comportamento bastante disperso próximo ao final da amplitude de extensão. Este padrão oscilatório se deve a grande variação dos valores de distância perpendicular (D_{LP}^M) nesta angulação (Figura 5.9 – a).

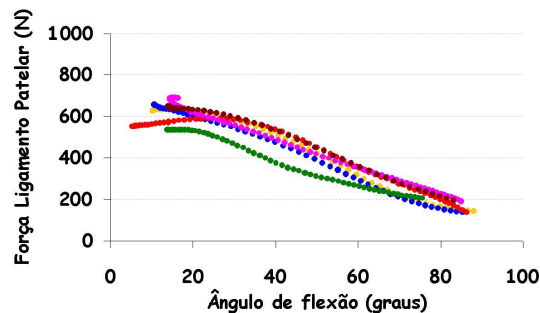
Na Figura (5.16 – b) observa-se um comportamento mais linear da F_{LP}^{PC} , reflexo do padrão da D_{LP}^{PC} ao longo de toda amplitude de movimento. Entre as cargas de 3 e 4kg, e 4 e 5kg, nota-se uma sobreposição dos valores de força. Ao analisar o comportamento da D_{LP}^{PC} na carga de 4kg, é possível verificar um aumento da magnitude no início do exercício e uma leve diminuição próxima de 20° , fazendo com que a F_{LP}^{PC} apresente valores que ora se aproximam da carga de 3kg e ora se aproxima da carga de 5kg.

A resolução do sistema de forças 1, a partir da lei de Hooke, proporciona três resultados para a força do ligamento patelar (F_{LP}) que dependem da constante de deformação escolhida (k_T , k_M e k_{PC} ,).



(a) Tambyah adaptado

(b) Mediatrizes



(c) Ponto de contato

● 0kg ● 1kg ● 2kg ● 3kg ● 4kg ● 5kg

Figura 5.17 – Força do ligamento patelar obtida a partir da dinâmica inversa.

Observa-se que independente da magnitude da carga que foi utilizada para a realização do exercício e independente da constante de deformação escolhida, a força exercida pelo ligamento patelar durante a extensão do joelho apresenta um comportamento padronizado. Conforme o indivíduo realiza a extensão de joelho, a força exercida pelo ligamento patelar aumenta. Isto se deve ao aumento da deformação do ligamento patelar ao longo da extensão do joelho (Figura 5.13).

Dessa forma, é em virtude do ligamento patelar sofrer a mesma deformação durante o exercício de extensão de joelho, independente da carga externa aplicada ao segmento, que a força exercida por esse ligamento varia minimamente nas diferentes cargas.

Analisando de forma comparativa a Figura 5.17 (a), (b) e (c), nota-se que existem diferenças quanto a magnitude da força do ligamento patelar entre as três constantes utilizadas. Como a deformação do ligamento patelar parece não variar entre as situações de carga, as diferenças de magnitude encontradas se devem aos valores das constantes de deformação. Os valores de k_T e k_{PC} , são próximos (68,9 N/mm e 63,26 N/mm respectivamente) assim como as magnitudes da força do ligamento patelar determinadas a partir de cada uma. Já a k_M apresenta um valor maior (79,78 N/mm) acarretando magnitudes de força maiores.

Buff *et al* (1988) mensuraram a força do ligamento patelar de forma direta em cadáveres, durante simulação de uma extensão do joelho sem carga externa. A Figura 5.18 apresenta os valores encontrados por Buff *et al* (1988). Pode-se notar que o comportamento apresentado é similar ao encontrado no presente estudo para ambas formas de determinação deste parâmetro.

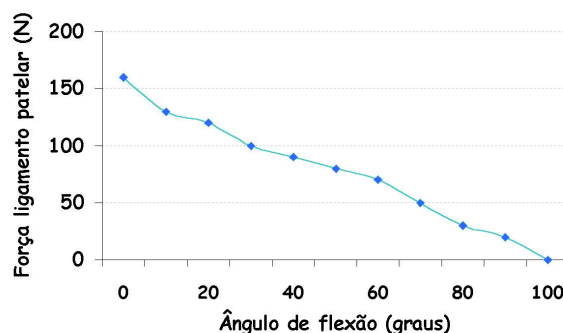


Figura 5.18 – Força do ligamento patelar (Buff *et al*, 1988).

Contudo, os valores apresentados por Buff *et al* (1988) subestimam a realidade, em virtude de realizarem a extensão de joelho com uma carga menor que o peso do “segmento perna-pé” . Isso ocorreu em função dos autores realizarem o experimento com uma peça de um cadáver composta apenas pelo terço proximal da tíbia, como representação do segmento perna-pé.

Diferente da dinâmica inversa, a força do ligamento patelar determinada a partir da lei de Hooke não possibilita discriminar, de forma clara, a força em cada uma das situações de carga. Em virtude da força do ligamento patelar obtida a partir da lei Hooke ser o resultado do produto entre uma constante e a deformação do ligamento, é possível inferir que o ligamento deforme-se minimamente frente as cargas aplicadas, em uma quantidade menor que a acurácia do instrumento utilizado neste estudo.

A partir destas considerações parece ficar claro a inviabilidade da utilização da lei de Hooke como forma de resolução do sistema de forças 1.

5.3 Resultados do sistema de forças 2

No sistema 2, determinam-se os parâmetros necessários para a obtenção da magnitude da força do músculo quadríceps (conforme Figura 5.19). Pontualmente, são necessários seis parâmetros:

- centro de rotação patelofemoral (CRPF)
- linha de ação do músculo quadríceps
- distância perpendicular do músculo quadríceps em relação ao CRPF (D_Q)
- distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao CRPF (D_{LP2})
- distância efetiva (D_{ef})
- deformação efetiva (Δ_{ef})

A seqüência de apresentação dos resultados desta seção será conforme a Figura 5.19.

SISTEMA DE FORÇAS 2

A solução do sistema 2 determina:
$$F_Q = \frac{F_{LP} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$$

A partir das cinco soluções encontradas para F_{LP} existem cinco opções:

Dinâmica Inversa		Lei de Hooke		
$F_{Q^{PC}} = \frac{F_{LP^{PC}} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{PC}} = \frac{M_{LP} \cdot D_{LP2}}{D_{LP^{PC}} \cdot D_Q}$ $F_{Q^{PC}} = \frac{M_{LP}}{D_{ef}^{PC}}$	$F_{Q^M} = \frac{F_{LP^M} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^M} = \frac{M_{LP} \cdot D_{LP2}}{D_{LP^M} \cdot D_Q}$ $F_{Q^M} = \frac{M_{LP}}{D_{ef}^M}$	$F_{Q^{AT}} = \frac{F_{LP^{AT}} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{AT}} = \frac{k^T \cdot \Delta_p \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{AT}} = k^T_A \cdot \Delta_{ef}$	$F_{Q^{AM}} = \frac{F_{LP^{AM}} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{AM}} = \frac{k^M \cdot \Delta_p \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{AM}} = k^M \cdot \Delta_{ef}$	$F_{Q^{APC}} = \frac{F_{LP^{APC}} \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{APC}} = \frac{k^{PC} \cdot \Delta_p \cdot D_{LP2}}{D_Q}$ $F_{Q^{APC}} = k^{PC} \cdot \Delta_{ef}$

Figura 5.19 – Legenda dos resultados do sistema de forças 2.

5.3.1 Centro de rotação patelofemoral

A Figura 5.20 representa a localização espacial do CRPF com cargas de 0kg a 5kg determinado a partir do ponto de contato entre a patela e o fêmur.

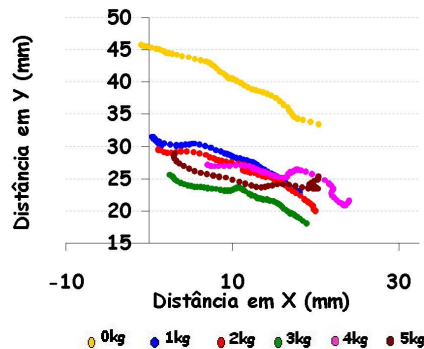


Figura 5.20 – Centro de rotação patelofemoral.

Nota-se que conforme ocorre um incremento na magnitude da carga, o comportamento do centro de rotação tende a ser similar, sugerindo que o comportamento do CRPF independe da carga aplicada. Apesar disso, ocorre um deslocamento maior dos pontos no eixo x. Assim como no CRTF, este deslocamento representa apenas a localização do ponto representativo do CRPF no espaço, podendo ser portanto, resultado de uma modificação da posição do joelho durante a troca das cargas.

Alguns autores (Andrews *et al.* 2000; Komistek *et al.*, 2000; Kapandji, 2000) relatam que a patela movimenta-se no sentido cranial (no sentido do quadríceps) 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).

O CRPF foi definido como o ponto representativo da menor distância entre a patela e o fêmur (ponto de contato). Durante a extensão do joelho, este ponto desloca-se tanto em relação aos côndilos quanto em relação à patela, de maneira que a localização do CRPF representa a variação deste ponto em relação à geometria condilar e à geometria patelar, conforme pode ser observado na Figura 5.20.

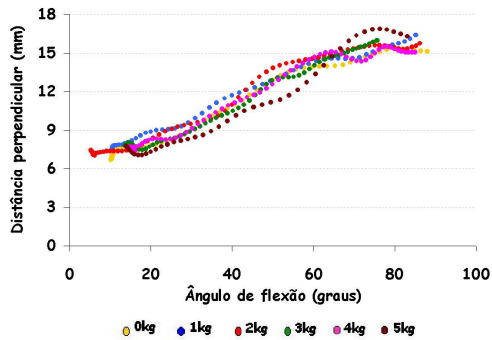
Dessa forma, considerando que a trajetória do centro de rotação patelofemoral é reflexo da variação de posição do ponto de contato em relação aos côndilos e em relação à patela, os resultados obtidos no presente estudo, discordam dos estudos de Andrews *et al.* (2000) e Kapandji (2000). Estes autores consideram que o CRPF, 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) e Komistek *et al.* (2000) consideram a localização do CRPF 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 CRPF desloca-se linearmente, da base em direção ao ápice da patela durante a extensão do joelho.

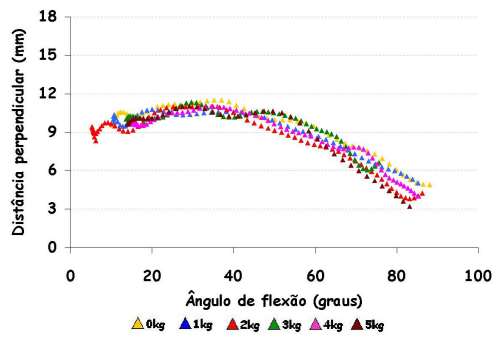
Cabe salientar que a determinação do CRPF foi realizada a partir da identificação visual e digitalização manual de um ponto representativo da menor distância entre o fêmur e a patela, de maneira que pode estar associado a erros. Contudo, a identificação do CRPF não é crítica, em virtude de ser utilizada apenas para tornar possível a solução da equação de equilíbrio das forças que atuam na patela (sistema 2) tendo em vista que o mesmo foi considerado como local em que a força de contato ocorre.

5.3.2 Distância perpendicular do ligamento patelar e do músculo quadríceps ao CRPF

A Figura 5.21 apresenta a distância perpendicular do ligamento patelar e do músculo quadríceps ao CRPF durante uma extensão de joelho concêntrica.

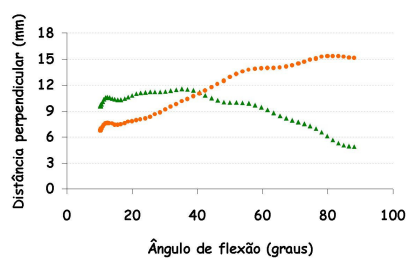


(a) Distância perpendicular ligamento patelar (D_{LP2})

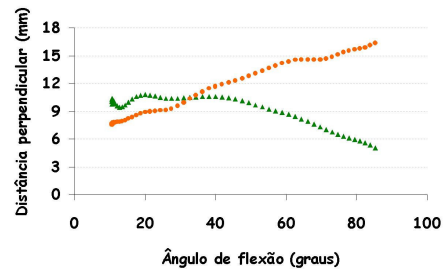


(b) Distância perpendicular quadríceps (D_Q)

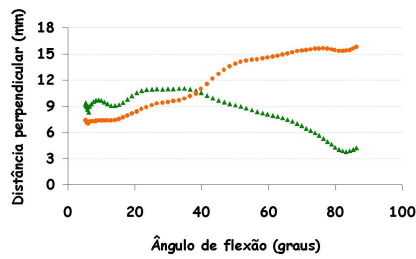
Figura 5.21 – Distância perpendicular do ligamento patelar e do quadríceps ao CRPF.



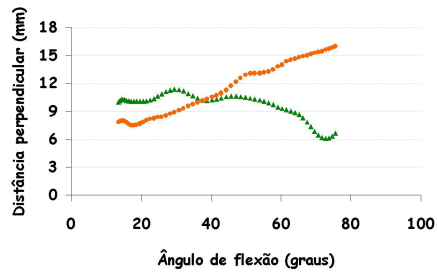
(a) 0kg



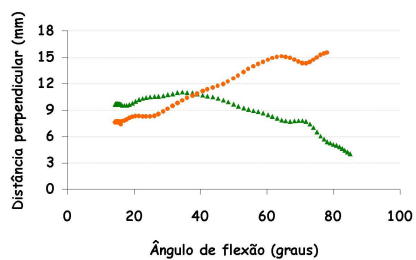
(b) 1kg



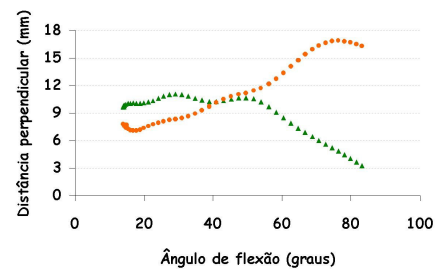
(c) 2kg



(d) 3kg



(e) 4kg



(f) 5kg

● Distância perpendicular ligamento patelar ▲ Distância perpendicular músculo quadríceps

Figura 5.22 – Distância perpendicular do ligamento patelar e do quadríceps ao CRPF.

Analisando a Figura 5.21 é possível observar que a distância perpendicular do ligamento patelar (D_{LP2}) apresenta um comportamento decrescente ao longo da extensão do joelho. Em contrapartida a distância perpendicular do músculo quadríceps (D_Q) comporta-se

de maneira crescente até, aproximadamente 30° , e em seguida tende a diminuir. O comportamento de ambos parâmetros sugere que a sua variação não é dependente da carga aplicada, mas sim do ângulo de flexão.

A Figura 5.22 (a-f) apresenta o comportamento de D_{LP2} e D_Q em função do ângulo de flexão para cada uma das cargas separadamente.

O comportamento das distâncias perpendiculares pode ser melhor compreendido quando visualiza-se, simultaneamente, a localização espacial da trajetória das linhas de ação (ligamento patelar e do quadríceps) e do CRPF, conforme pode ser observado na Figura 5.23.

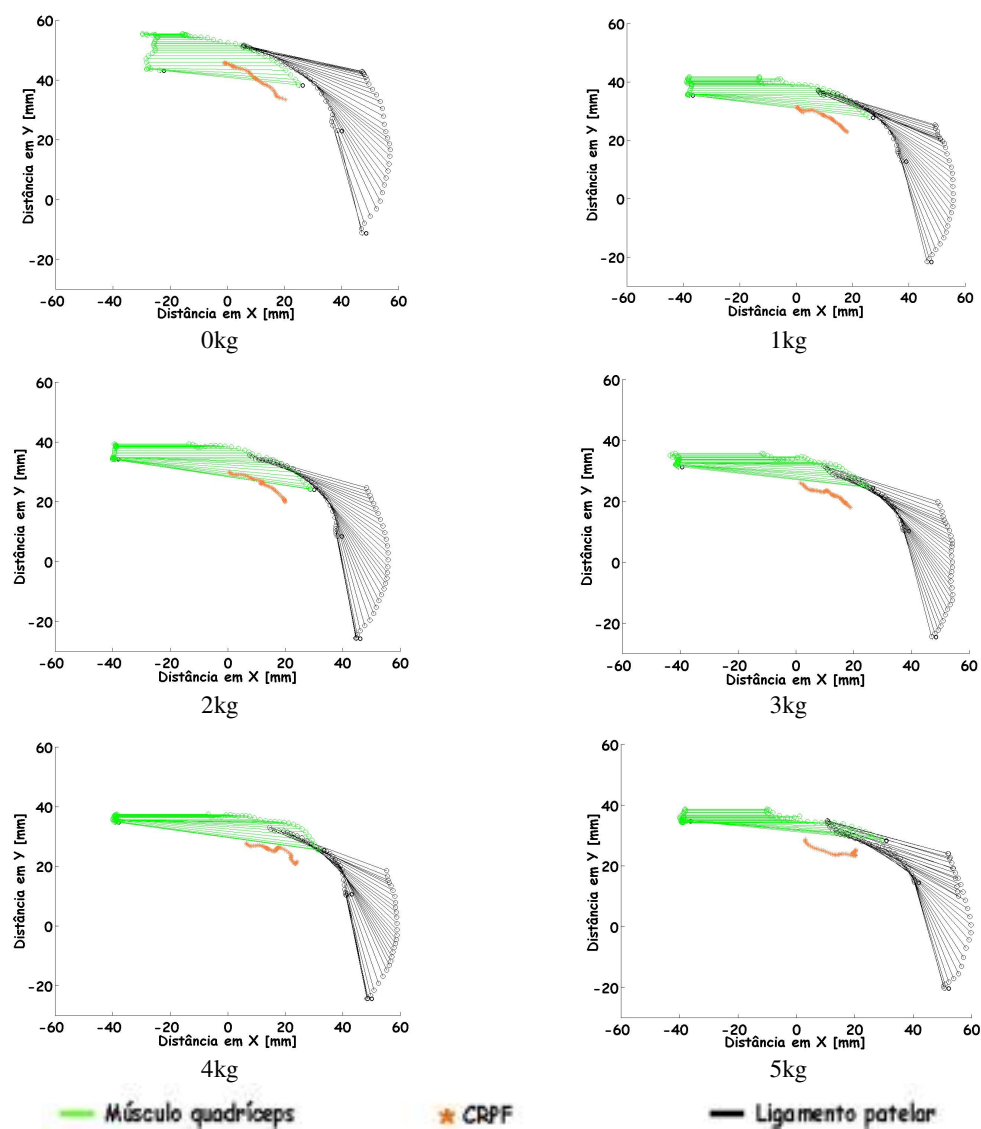


Figura 5.23- Linhas de ação (ligamento patelar e quadríceps) e CRPF.

5.3.3 Distância efetiva

A distância efetiva (D_{ef}) é calculada a partir das distâncias perpendiculares do ligamento patelar (em relação ao CRTF e ao CRPF) e do quadríceps (em relação ao CRPF). Como a distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao CRTF pode ser obtida a partir de dois métodos, obteve-se dois valores para a distância efetiva: um obtido pelo método das mediatrizes (D_{ef}^M) e outro pelo método do ponto de contato (D_{ef}^{PC}). A Figura 5.24 (a) e (b) apresenta o comportamento da distância efetiva em função do ângulo de flexão durante a fase concêntrica do exercício de extensão do joelho obtida por ambos métodos.

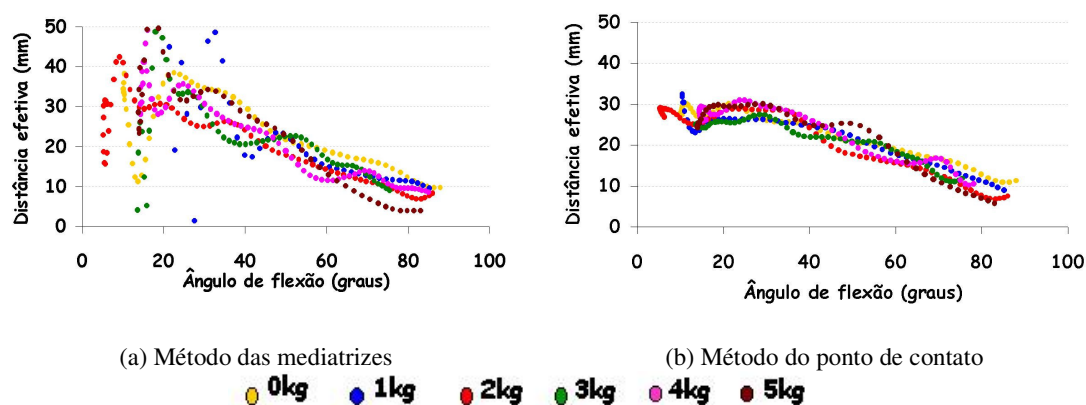


Figura 5.24 – Distância efetiva pelo método das mediatrizes (a) e do ponto de contato (b).

Nota-se que para ambos os métodos a D_{ef} apresenta um comportamento crescente ao longo da extensão do joelho. Da mesma forma, o comportamento da D_{ef} parece ser independente da carga externa aplicada, apresentando um comportamento similar entre as cargas em cada um dos métodos separadamente.

No entanto, observa-se que a maior diferença na D_{ef} obtida pelos dois métodos se deve a uma severa dispersão dos pontos a partir dos 20° de flexão, aproximadamente, para a D_{ef} determinada pelo método das mediatrizes. Em virtude de ambos métodos utilizaram-se dos mesmos valores de distância perpendicular em relação ao CRPF, esta diferença parece ocorrer em função do comportamento da distância perpendicular do ligamento patelar em relação ao CRTF. Na Figura 5.9 (a, b) é possível verificar que a D_{LP}^M apresenta um grupo de pontos que assume valores bastante elevados nos menores ângulos de flexão, contrariamente ao comportamento da D_{LP}^{PC} .

Por sua vez, o padrão apresentado pela D_{LP}^M é reflexo do comportamento do CRTF^M. De maneira que, a utilização do método das mediatrizes como forma de determinação do

CRTF, e conseqüentemente dos parâmetros mecânicos a partir deste, parece ser crítica. Principalmente, nos menores ângulos de flexão (próximo ao final da extensão do joelho).

Bressel *et al* (2001), calcularam a distância efetiva a partir de uma equação proposta por Yamaguchi & Zajac (1989). Especificamente, a distância efetiva foi definida pelo produto da distância perpendicular do ligamento patelar (distância do ligamento ao centro de rotação tibiofemoral, definido por sua vez, pelo ponto de contato) pela razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps.

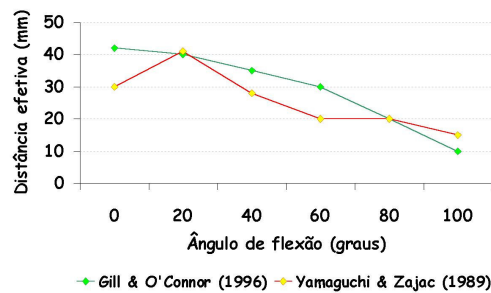


Figura 5.25 – Distância efetiva (Yamaguchi & Zajac (1989) e Gill & O'Connor (1996)).

Gill & O'Connor (1996) determinaram a distância efetiva da mesma forma. Como pode ser visto na Figura 5.25 o comportamento da distância efetiva proposta por Yamaguchi & Zajac (1989) e por Gill & O'Connor (1996) é similar a do presente estudo.

5.3.4 Deformação efetiva

Na Figura 5.26 Apresenta o comportamento da deformação efetiva ao longo de uma extensão de joelho realizada concentricamente.

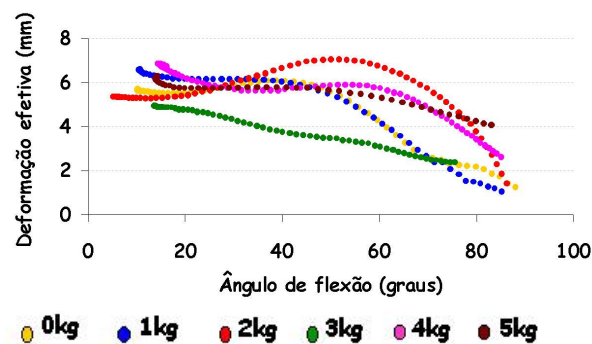


Figura 5.26 – Deformação efetiva.

Este parâmetro representa a relação entre a deformação do ligamento patelar e as distâncias perpendiculares das forças que atuam na patela. Haja visto que tanto a distância quanto a deformação efetiva baseiam-se na relação entre as distâncias perpendiculares em relação ao CRPF (D_{LP2} e D_Q), é provável que a diferença entre ambas ocorra devido ao comportamento da deformação do ligamento patelar.

Conforme visto na Figura 5.13 o ligamento patelar deforma-se cada vez mais durante a extensão do joelho. O padrão de deformação do ligamento patelar sugere este comportamento crescente da deformação efetiva (Figura 5.26), que é modulado de acordo da taxa de variação das distâncias perpendiculares (D_{LP2} e D_Q) ao longo da extensão do joelho. Contudo, assim como para a deformação do ligamento patelar, a deformação efetiva não permite identificar diferenças entre as cargas externas aplicadas.

5.3.5 Força do músculo quadríceps

A resolução do sistema de forças 2, a partir da dinâmica inversa, proporciona dois resultados para a força do músculo quadríceps (F_Q) que dependem da forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral escolhida (método das mediatrizes ou do ponto de contato). Dessa forma, obtém-se: F_Q^M e F_Q^{PC} .

A Figura 5.27 apresenta o comportamento da força do músculo quadríceps em função do ângulo de flexão, obtida pela resolução do sistema de forças 2, a partir da dinâmica inversa (F_Q^M (a) e F_Q^{PC} (b)). Os dados são referentes a fase concêntrica do exercício de extensão do joelho nas seis situações de carga.

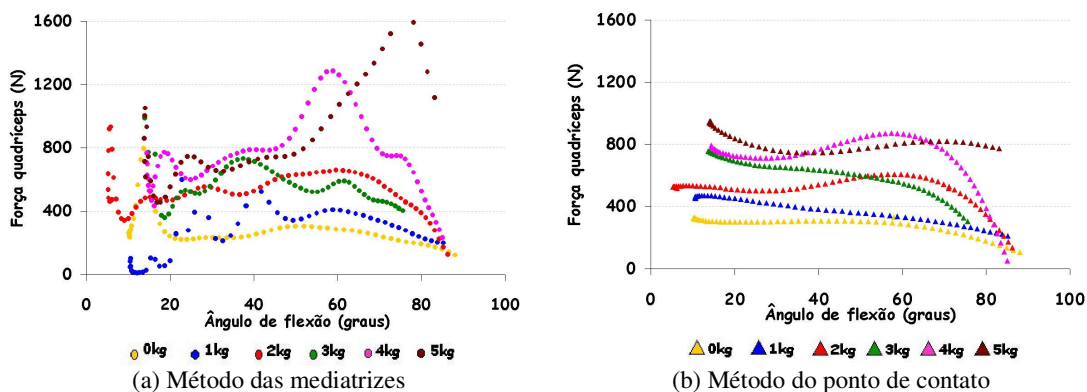


Figura 5.27 – Força do músculo quadríceps obtida a partir da dinâmica inversa.

A força do músculo quadríceps, quando calculada a partir da dinâmica inversa, é diretamente proporcional à variação do momento resultante, e inversamente proporcional à variação da distância efetiva. Haja visto que o momento muscular resultante (Figura 5.11) e a distância efetiva (Figura 5.24) apresentam comportamento crescente ao longo da extensão do joelho, o comportamento da F_Q será dependente da taxa de variação de cada um dos parâmetros (M e D_{ef}).

Na Figura 5.27(a) pode-se observar um padrão oscilatório da F_Q^M conforme ocorre a extensão do joelho. Este padrão se deve ao comportamento da D_{ef}^M (Figura 5.24 (a)), principalmente nos menores ângulos de flexão, que por sua vez é consequência dos elevados valores que o CRTF assume, quando determinado pelo método das mediatrizes.

A F_Q^{PC} , na Figura 5.27(b), apresenta um comportamento crescente ao longo da extensão do joelho, com exceção da carga de 5kg. Ao analisar o comportamento da D_{ef}^{PC} (Figura 5.24 (b)) na carga de 5kg, nota-se que apresenta os menores valores no início do exercício (próximo aos 90° de flexão) e ao longo da extensão do joelho, assume valores similares aos das demais cargas. Da mesma forma, é possível observar que nos ângulo menores de 30° de flexão ocorre uma diminuição da taxa de aumento da D_{ef}^{PC} e do momento muscular resultante (Figura 5.11), proporcionando uma menor variação dos valores de F_Q^{PC} .

A resolução do sistema de forças 2, a partir da lei de Hooke, proporciona três resultados para a força do músculo quadríceps (F_Q^k) que dependem da constante de deformação escolhida (k_T, k_M e k_{PC}).

Quando calculada a partir da lei de Hooke, a força do músculo quadríceps (F_Q^k) depende diretamente da constante de deformação e da deformação efetiva. Dessa forma, o comportamento da F_Q^k será similar ao apresentado pela deformação efetiva, porém com magnitude diferente, de acordo com a constante utilizada. Isso pode ser observado ao analisar de forma comparativa a Figura 5.28 (a), (b) e (c), em que os comportamentos da força do músculo quadríceps são padronizados, e que existem diferenças apenas quanto a magnitude entre as três constantes utilizadas.

Assim como para o cálculo da F_{LP}^k (sistema 1) pela lei de Hooke, a força do quadríceps determinada a partir da lei de Hooke não permite discriminar a força obtida para cada uma das cargas aplicadas. Apenas na carga de 3kg a F_Q^k apresenta valores diferentes das demais situações de carga. No entanto, este comportamento não faz sentido pois o quadríceps

apresentaria valores inferiores aos necessários para realizar a mesma atividade sem carga externa aplicada ao segmento.

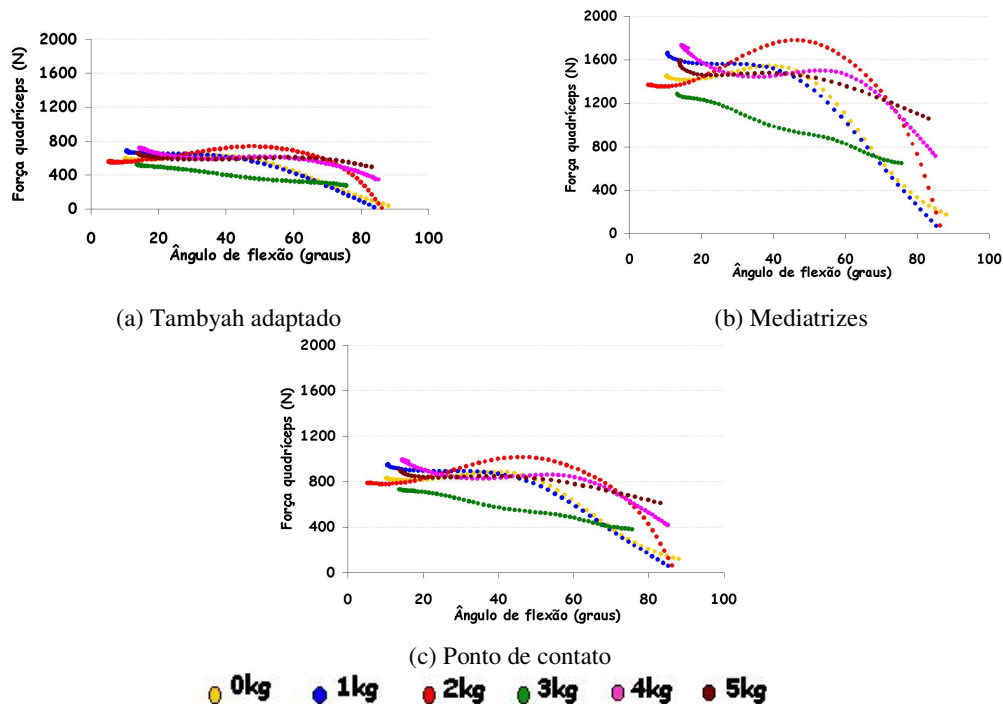


Figura 5.28 – Força do músculo quadríceps obtida a partir da lei de Hooke.

Além disso, o cálculo da F_Q^k considera a deformação do ligamento patelar, que deforma-se de forma similar frente as diferentes cargas aplicadas, acarretando um padrão de comportamento para a deformação efetiva. Estas considerações, assim como para o sistema 1, reiteram a inviabilidade da utilização da lei de Hooke como forma de resolução do sistema de forças 2.

Reilly & Martens (1972) determinaram a força do quadríceps em análise estática de exercício de extensão de joelho com carga externa aplicada a partir de uma bota de 9kg. 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° de flexão (extensão completa).

Buff *et al* (1988), ao analisarem a força aplicada ao quadríceps de um modelo experimental (construído com o joelho de um cadáver), encontraram um comportamento crescente, atingindo 150N ao final da amplitude extensão do joelho (Figura 5.29).

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 (Figura 5.29). Os autores identificaram um comportamento crescente dos valores de força do quadríceps durante a realização do exercício de extensão do joelho sem carga externa.

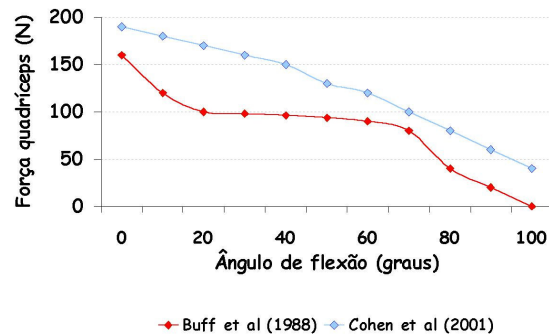


Figura 5.29 – Força do músculo quadríceps (retirado de Buff *et al*, 1988 e Cohen *et al*, 2001).

O comportamento encontrado pelos autores está de acordo com encontrado no presente (em particular quando comparado à F_Q^{PC}) apresentando no entanto, magnitudes diferentes (Figura 5.27 (b)). É provável que estas diferenças sejam devido as divergências metodológicas entre os estudos.

Buff *et al* (1988) relatam que a resistência aplicada à tíbia durante a execução do experimento foi menor que o peso segmento perna-pé. Cohen *et al* (2001) em contrapartida, apresentam resultados a partir de simulações computacionais, em que a carga externa foi considerada sendo aplicada perpendicularmente ao segmento perna, ao longo de toda amplitude de extensão do joelho.

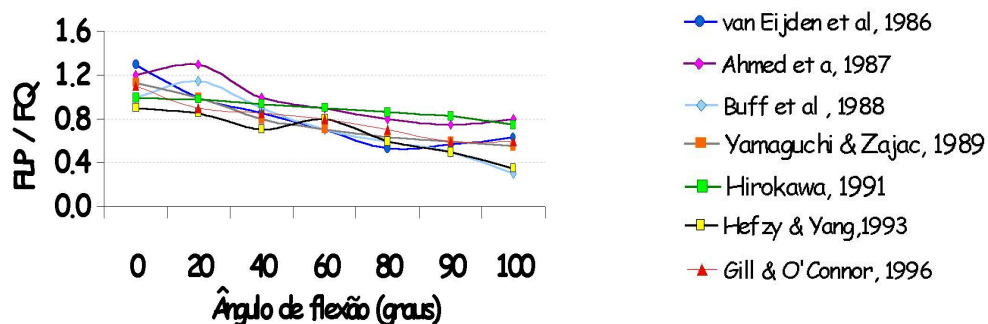


Figura 5.30 – Razão entre FLP e FQ (retirado de van Eijden *et al*, 1986; Ahmed *et al*, 1987; Buff *et al*, 1988; Yamaguchi & Zajac, 1989; Hirokawa, 1991; Hefzy & Yang; 1993; Gill & O'Connor, 1996).

Ao realizar-se uma análise da relação entre as forças do ligamento patelar e do quadríceps durante a extensão do joelho, uma série de autores concordam que a força exercida pelo quadríceps difere daquela exercida pelo ligamento patelar (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), conforme pode ser observado na Figura 5.30.

A fim de realizar uma análise comparativa com estes autores, apresenta a razão F_{LP}/F_Q encontrada no presente estudo nas diferentes formas de determinação destes parâmetros e nas seis situações de carga. Os dados apresentados são referentes a F_{LP} e F_Q determinados a partir do método do ponto de contato.

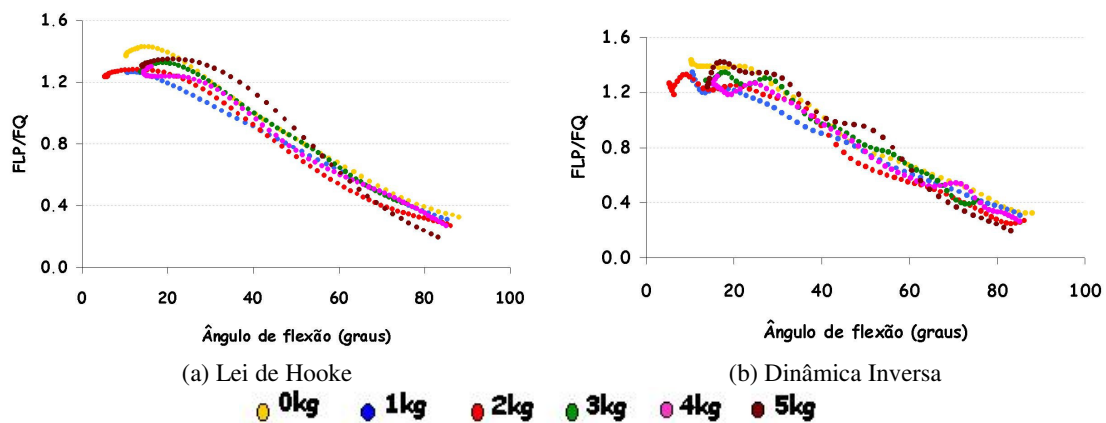


Figura 5.31 – Razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps obtida neste estudo.

Independente da maneira escolhida para resolução dos sistemas 1 e 2, a razão F_{LP}/F_Q apresenta o mesmo comportamento, crescente ao longo da extensão do joelho. Além disso, nota-se que a relação entre as forças independe da carga aplicada.

Ao comparar os resultados do presente estudo com alguns autores (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) pode-se observar uma aceitável concordância, do comportamento e da magnitude da razão durante a extensão do joelho (Figuras 4.30 (a) e (b)). Estes resultados permitem ratificar a concepção da patela como uma roldana excêntrica. Capaz de alterar além da direção da força aplicada, a sua magnitude.

5.3.6 Força de contato patelofemoral

A partir das duas formas de resolução dos sistemas de forças 1 e 2, podem ser obtidos cinco valores de força de contato patelofemoral (FC).

	FLP	FQ	FORÇA CONTATO
Dinâmica Inversa	→ F_{LP}^{PC} → F_{LP}^M	→ F_{Q}^{PC} → F_{Q}^M	1) → FC^{PC} 2) → FC^M
Lei Hooke	→ F_{LP}^{KPC} → F_{LP}^{KM} → F_{LP}^{KT}	→ F_{Q}^{KPC} → F_{Q}^{KM} → F_{Q}^{KT}	3) → FC^{KPC} 4) → FC^{KM} 5) → FC^{KT}

Figura 5.32 – Resumo dos métodos de determinação da força de contato patelofemoral.

A Figura 5.33 apresenta os valores da força de contato patelofemoral obtidos a partir da dinâmica inversa como forma de resolução dos sistemas de forças 1 e 2. Os dados são referentes a fase concêntrica de um exercício de extensão de joelho.

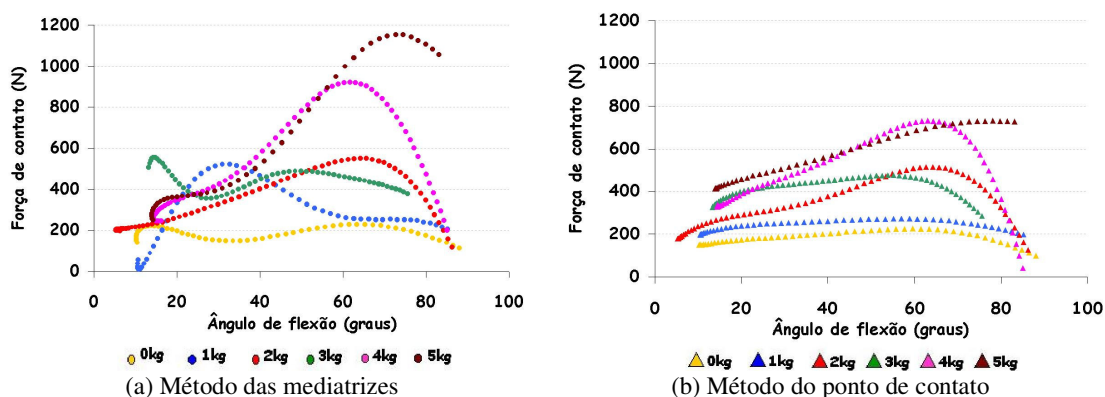


Figura 5.33 – Força de contato patelofemoral obtida a partir da dinâmica inversa.

Como visto anteriormente, as forças determinadas a partir do método das mediatrizes (F_{LP}^M e F_{Q}^M) não apresentam um comportamento padronizado entre as cargas, de maneira que o comportamento apresentado pela força de contato patelofemoral calculada a partir do método das mediatrizes (FC^M) é reflexo das diferenças entre os padrões assumidos frente às diferentes situações de carga (Figura 5.33– a).

A força de contato patelofemoral calculada a partir do método do ponto de contato (FC^{PC}) permite identificar um comportamento mais padronizado entre as cargas (Figura 5.33– b). Nas diferentes situações de carga, com exceção da carga de 5kg, a FC^{PC} apresenta um

comportamento crescente no início da execução do exercício, e a partir de aproximadamente 60° de flexão, apresenta um decréscimo de magnitude.

Na Figura 5.34 (a-c) nota-se que o comportamento da FC^k , da mesma forma como a F_{LP}^k e a F_Q^k , independe da constante de deformação utilizada. De maneira que a variação da magnitude da FC é a única diferença que existe entre as constantes.

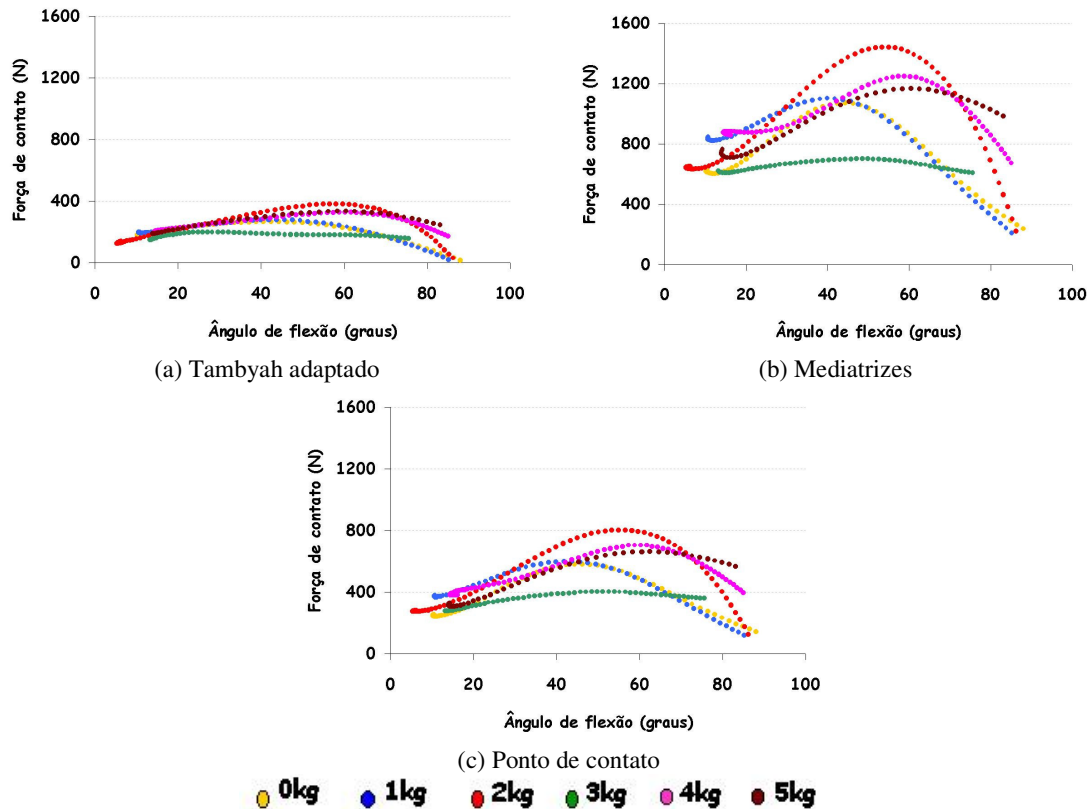


Figura 5.34 – Força de contato patelofemoral obtida a partir da lei de Hooke.

A lei de Hooke como forma de determinação da FC parece não ser capaz de diferenciar a variação das cargas externas implementadas com diferenças de 1kg. A variação crescente da carga externa aplicada ao segmento, parece não ser acompanhada por um acréscimo de magnitude da FC^k determinada pela lei de Hooke.

Considerando o comportamento crescente das forças que compõe o cálculo da força de contato patelofemoral (F_{LP} e F_Q), independente do método utilizado, esperava-se que a FC apresentasse o mesmo comportamento. A fim de compreender o porquê do decréscimo de magnitude da FC dos 60° de flexão até a extensão máxima, realizar-se-á uma análise da forma de determinação da FC sob dois aspectos: a resolução analítica da equação de Maquet (1969) e a resolução geométrica das forças que atuam na patela. Como exemplo, serão utilizados os

resultados obtidos a partir do método do ponto de contato para a o exercício de extensão do joelho realizado sem carga externa.

Analisando o cálculo da FC, inicialmente, do aspecto analítico de resolução da equação de Maquet (1969), a equação pode ser dividida, didaticamente, em três componentes: A, B e C (Figura 5.35).

$$F_C^2 = \underbrace{F_{LP}^2}_A + \underbrace{F_Q^2}_B - \underbrace{2 F_Q F_{LP} \cos \alpha}_C$$

Figura 5.35– Equação para cálculo da força de contato patelofemoral (Maquet, 1969).

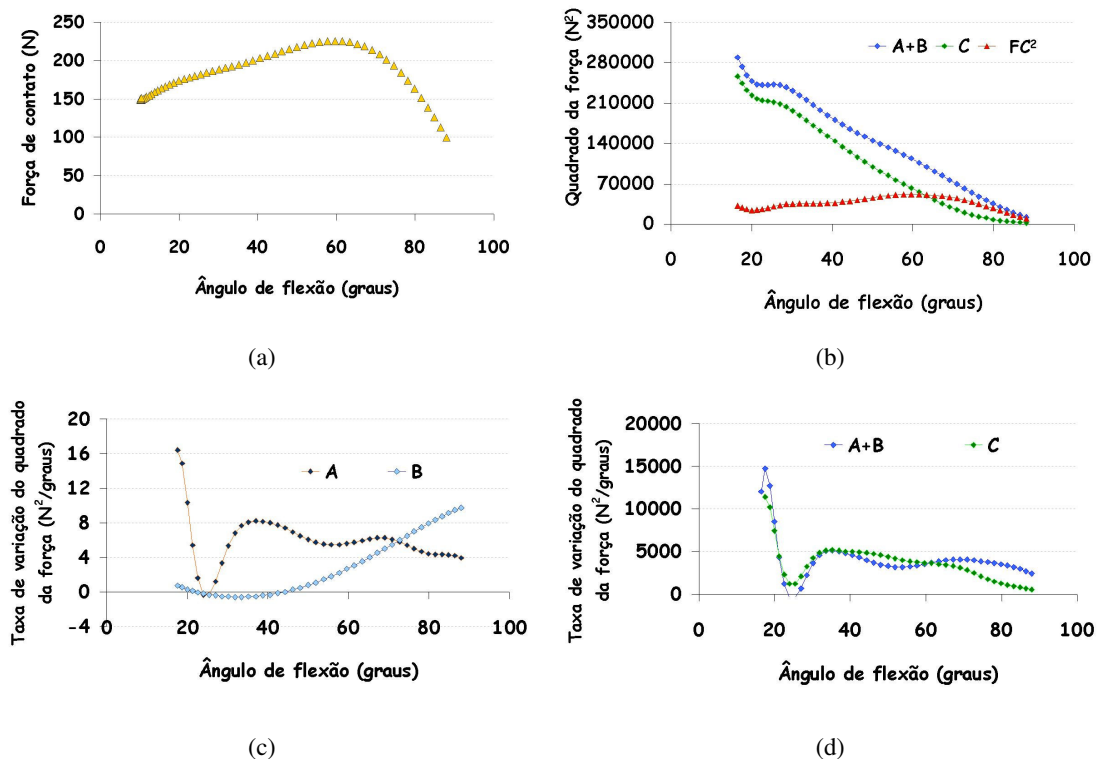


Figura 5.36 – Força de contato sem carga externa (a). Comportamento (b) e taxa de variação dos componentes A e B (c), A+B e C (d).

A partir das Figuras 5.36 (b), pode-se observar a contribuição dos componente A+B (positivas na equação de Maquet) e do componente C durante todo a amplitude de execução do exercício (Figura 5.35). Em função da similaridade na magnitude destas componentes é possível entender um comportamento variável da FC ao longo da amplitude de execução do exercício, dependendo da taxa de variação de cada parcela.

Analisando o comportamento dos componentes A+B e C na Figura 5.36 (d), nota-se que de 90° até cerca de 60° de flexão a taxa de variação do componente A+B é maior que a taxa do componente C, acarretando um aumento da magnitude da força de contato. Em 60° de flexão ocorre o máximo valor da força de contato em função da igualdade das taxas dos componente A+B e C. A partir de 60° em função da maior taxa de variação do componente C ocorre uma diminuição da força de contato. A partir de 40° as taxas de variação se mantêm aproximadamente iguais mantendo a tendência de queda da força de contato patelofemoral.

Também é possível compreender o comportamento da força de contato patelofemoral a partir das forças que atuam na patela, utilizando-se da resolução geométrica como instrumento de análise. A partir da magnitude e direção das forças do ligamento patelar e do quadríceps é possível obter-se a força de contato patelofemoral, conforme a Figura 5.37.

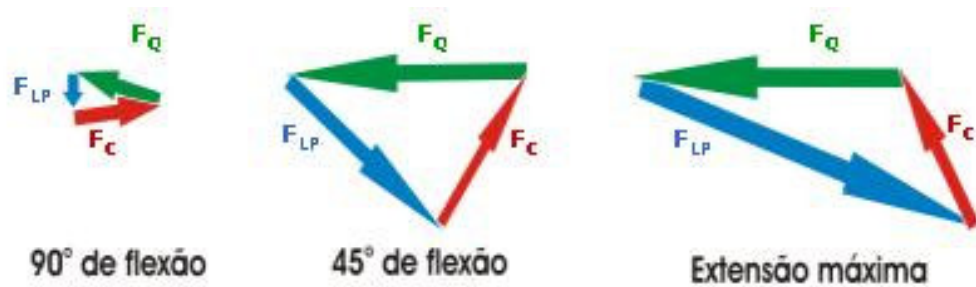


Figura 5.37 – Desenho esquemático da resolução geométrica a partir das força que atuam na patela.

Transportando esta solução para as imagens radiográficas, as Figuras 5.38 (a-c) possibilitam uma visualização esquemática da posição e da direção da FC em três situações distintas: início, meio e final da amplitude de movimento. Os vetores estão representados nas direções de atuação das respectivas forças e proporcionalmente a sua magnitude.

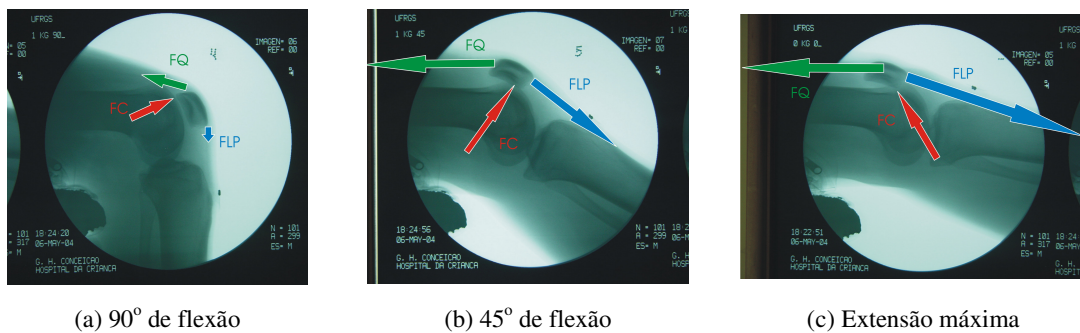


Figura 5.38 – Desenho esquemático da posição e direção da força de contato patelofemoral.

Tendo em vista que no início da execução do exercício (90° de flexão) o ângulo formado entre as forças F_{LP} e F_Q é próximo de 90° ($88,7^\circ$ na situação sem carga externa), quando o aparelho extensor é ativado, praticamente toda a força gerada pelo músculo quadríceps atua no sentido de comprimir a patela contra o fêmur, de maneira que apenas uma pequena quantidade da força gerada é transmitida para o ligamento patelar. Conforme o joelho é estendido, a patela passa a contornar os côndilos femorais, aumentando o ângulo entre F_{LP} e F_Q . Em, aproximadamente, 45° de flexão a força gerada pelo músculo quadríceps é em grande parte transmitida ao ligamento patelar. Nesta posição angular, as forças apresentam magnitudes similares.

Ao longo da extensão do joelho tanto a força do ligamento patelar, quanto a força do músculo quadríceps aumentam suas magnitudes. Entretanto, como a taxa de aumento da força do ligamento (componente A) é maior durante a maior parte da amplitude de movimento (Figura 5.36 - c), na extensão máxima do joelho a F_{LP} é a que apresenta a maior magnitude entre as forças deste sistema. Tendo em vista que o aumento da magnitude da F_Q (componente B) não acompanha o aumento da magnitude da F_{LP} , a única maneira do sistema se manter em equilíbrio é através da força de contato atuar no sentido de se opor à tração produzida pela F_{LP} . Nota-se que na extensão máxima do joelho, a patela encontra-se apoiada no côndilo femoral, tornando viável a idéia de que a FC atua no sentido de auxiliar a força do quadríceps, e ambas se opondo à F_{LP} . Dessa forma, para que o sistema mantenha-se em equilíbrio, se faz necessária uma “pequena” magnitude de FC somada a uma “pequena” magnitude de F_Q para equilibrar uma “grande” magnitude de F_{LP} nesta angulação.

Com base nestas análises é possível inferir a respeito do porquê a força de contato patelofemoral assume um comportamento decrescente na amplitude final de execução do exercício de extensão do joelho.

Apesar da grande diversidade metodológica, serão apresentados os dados obtidos a partir de alguns referenciais bibliográficos na tentativa de estabelecer algumas comparações.

Reilly & Martens (1972), determinaram que a força de contato patelofemoral apresenta um comportamento crescente até aproximadamente 30° de flexão, quando atinge um pico de 1400N. Desta amplitude até a máxima extensão do joelho, ocorre uma diminuição da magnitude da força de contato patelofemoral. Cohen *et al* (2001) por sua vez, encontraram um comportamento decrescente da força de contato, que apresenta seu máximo valor (1500N) no início da execução do exercício (90° de flexão aproximadamente). Na Figura 5.39 é possível

observar estes resultados. Porém, cabe salientar que foram mantidas as escalas originais a fim de viabilizar uma comparação entre o comportamento da força de contato patelofemoral a partir de diferentes métodos.

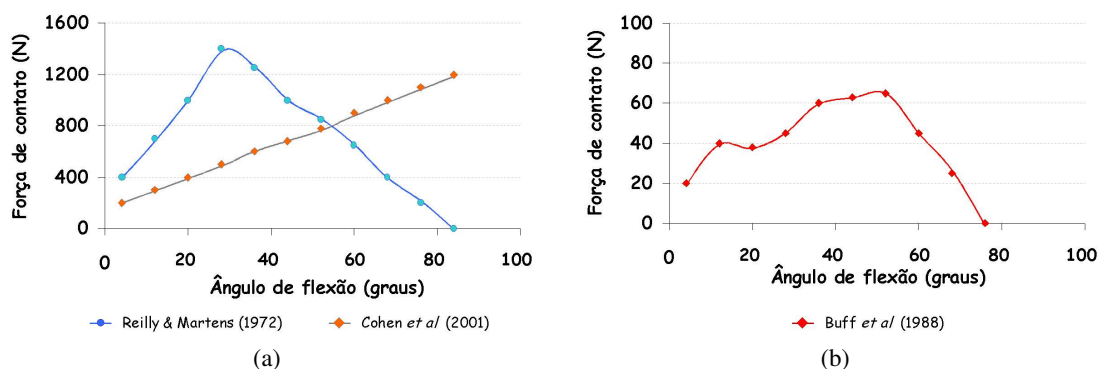


Figura 5.39 – Força de contato patelofemoral durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados da literatura, retirados de: Reilly & Martens (1972), Buff *et al* (1988) e Cohen *et al* (2001).

Pode-se observar uma relativa concordância do comportamento da força de contato entre os dados apresentados por Reilly & Martens (1972) e por Buff *et al* (1988). Reilly & Martens (1972) realizaram uma análise estática do exercício de extensão do joelho, e calcularam a força de contato através de solução teórica com base em diagramas de corpo livre. Buff *et al* (1988), no entanto, realizaram medida direta da força do ligamento patelar e do músculo quadríceps em cadáveres, e a partir destes dados, calcularam a força de contato a partir da equação proposta por Maquet (1969).

Apesar da grande divergência metodológica entre os estudos, o comportamento dos dados apresentados por Reilly & Martens (1972) e Buff *et al* (1988) é similar ao encontrado neste estudo para a força de contato patelofemoral determinada a partir do método do ponto de contato (FC^{PC}). As diferenças de magnitude são decorrentes das diferentes cargas utilizadas entre os estudos. Reilly & Martens (1972) utilizaram uma bota com uma massa de 9kg, diferente de qualquer uma das cargas apresentadas no presente estudo. Buff *et al* (1988) apesar de simular a extensão do joelho sem carga externa aplicada à tibia, relatam que o peso da peça óssea utilizada no experimento é menor do que o peso de um segmento perna-pé.

É provável que os resultados apresentados por Cohen *et al* (2001) não estejam de acordo com os deste estudo em virtude de que o seu modelo de extensão de joelho em cadeia cinética aberta representa um exercício que pode ser realizado apenas em uma máquina que mantenha a carga externa aplicada perpendicularmente à tibia durante toda amplitude do exercício, independente do ângulo de flexão. Esta simulação não representa apropriadamente

um exercício realizado sem carga externa ou com uma caneleira aplicada sobre a tíbia, na medida em que apresenta um momento flexor que não varia em função do ângulo de flexão.

Outros autores (Hirokawa 1991; Hefzy& Yang, 1993 e Gill & O'Connor, 1996) apresentam seus resultados quanto a força de contato patelofemoral através de uma razão entre a força de contato patelofemoral e a força do músculo quadríceps (F_C/F_Q). A fim de estabelecer uma análise comparativa a Figura 5.40 apresenta a razão F_C/F_Q encontrada neste estudo (a partir da dinâmica inversa) e nos estudos acima citados.

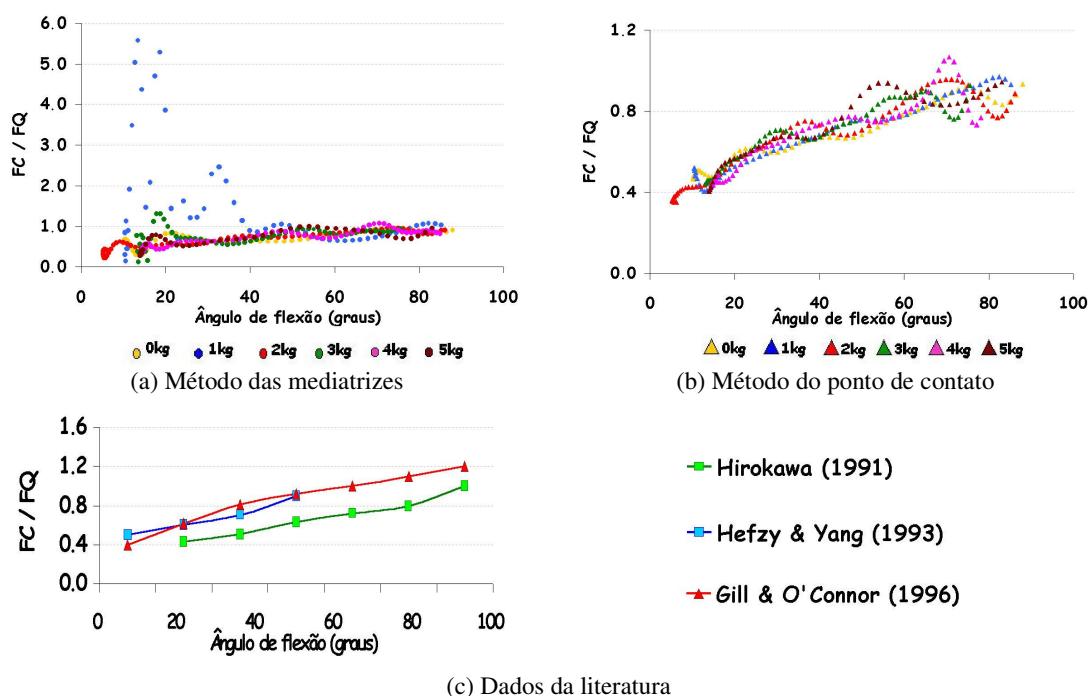


Figura 5.40 – Razão entre força de contato patelofemoral e força do quadríceps (F_C/F_Q) durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Dados do presente estudo (a), (b) e dados da literatura (c): Hirokawa (1991), Hefzy& Yang (1993) e Gill & O'Connor (1996).

O comportamento apresentado por estes dados indicam 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 diminuição na magnitude da razão F_C/F_Q .

Nota-se que existe uma aceitável concordância entre os dados da literatura e os resultados obtidos no presente estudo (para a dinâmica inversa). Esta concordância pode ser melhor visualizada quando a comparação é feita em relação ao método do ponto de contato (Figura 5.40 – b), haja visto que os resultados obtidos a partir do método das mediatrizes apresentam um comportamento oscilatório próximo da extensão máxima do joelho, em virtude do comportamento do CRTF^M.

5.3.7 Análise da propagação erro

A partir da equação de propagação do erro proposta por Kleine & McClintock foi possível calcular o erro associado à determinação da força de contato patelofemoral a partir da dinâmica inversa (Figura 5.41 e 5.42) e da lei de Hooke (Figura 5.43).

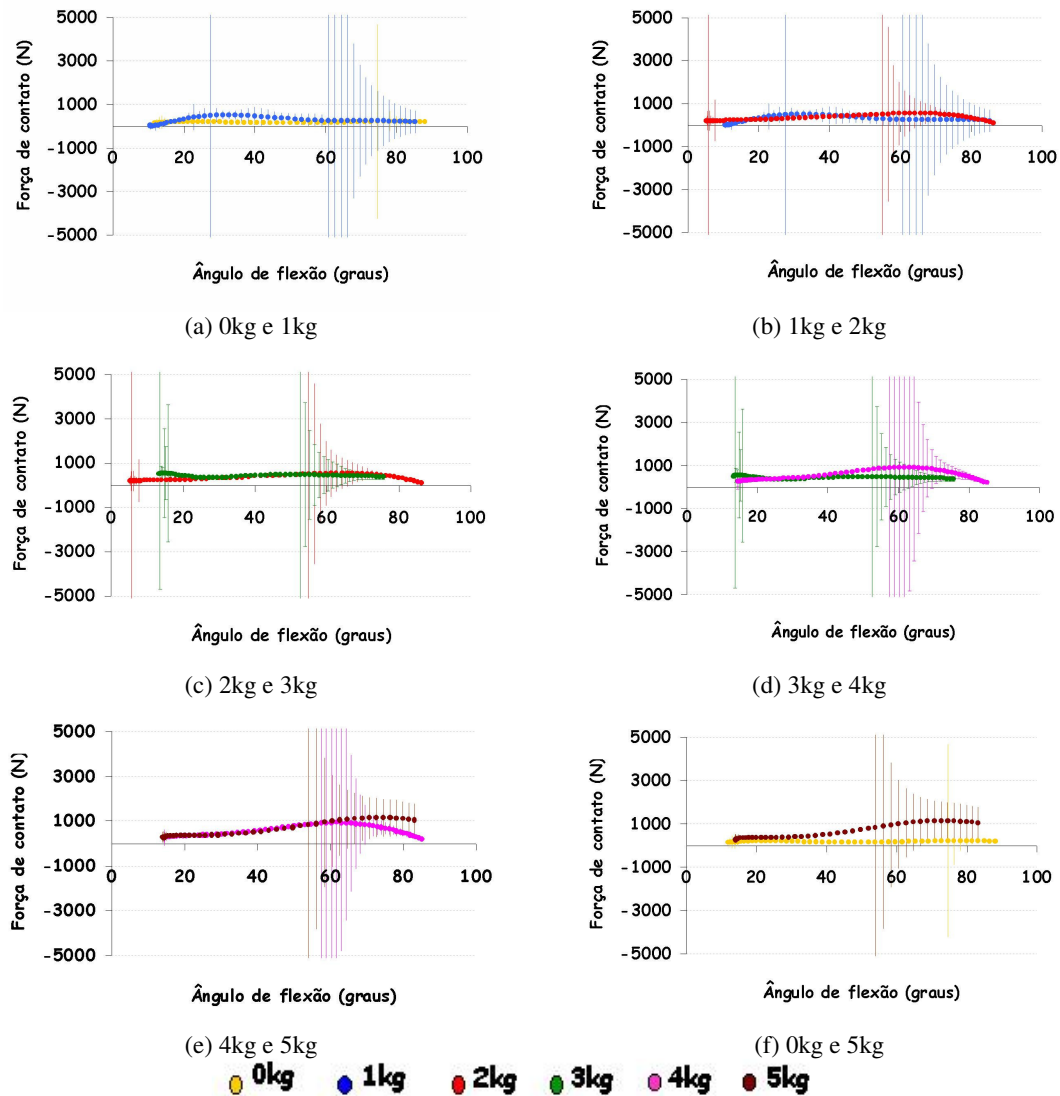


Figura 5.41 – Análise do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da dinâmica inversa, utilizando o método das mediatrizes.

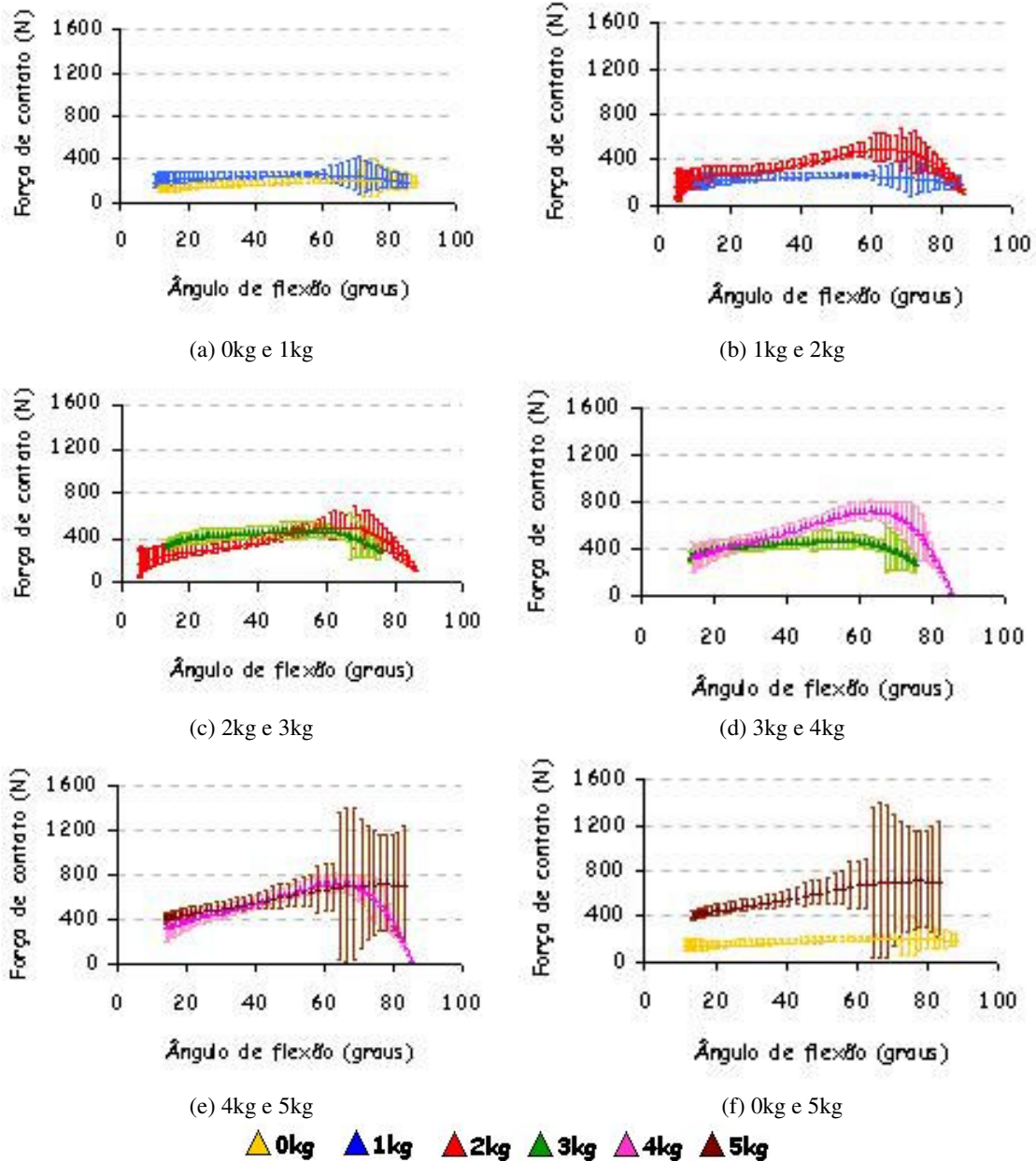


Figura 5.42– Análise do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da dinâmica inversa, utilizando o método do ponto de contato.

Comparando-se as Figuras 5.41 e 5.42, pode-se verificar que o cálculo da força de contato patelofemoral a partir do método das mediatrizes (FC^M) apresenta níveis de erro maiores que o cálculo da força de contato patelofemoral a partir do método do ponto de contato (FC^{PC}). Em virtude dos níveis de erro associados ao cálculo da FC^M fica inviável diferenciar o comportamento da FC^M entre as diferentes situações de carga ao longo de toda amplitude de execução do exercício. Mesmo quando se comparam as situações sem carga

externa e com carga de 5kg, como pode ser observado na Figura 5.42(f). Em contrapartida, quando utiliza-se o método do ponto de contato, o comportamento da FC^{PC} pode ser diferenciado em grande parte da amplitude de execução do exercício, e entre a maioria das cargas.

A fim de estabelecer uma comparação entre as formas de determinação da força de contato, a Figura 5.43 apresenta o comportamento da força de contato patelofemoral, nas situações sem carga externa e com carga de 5kg, calculada a partir da lei de Hooke (a) e da dinâmica inversa (b), utilizando o método do ponto de contato.

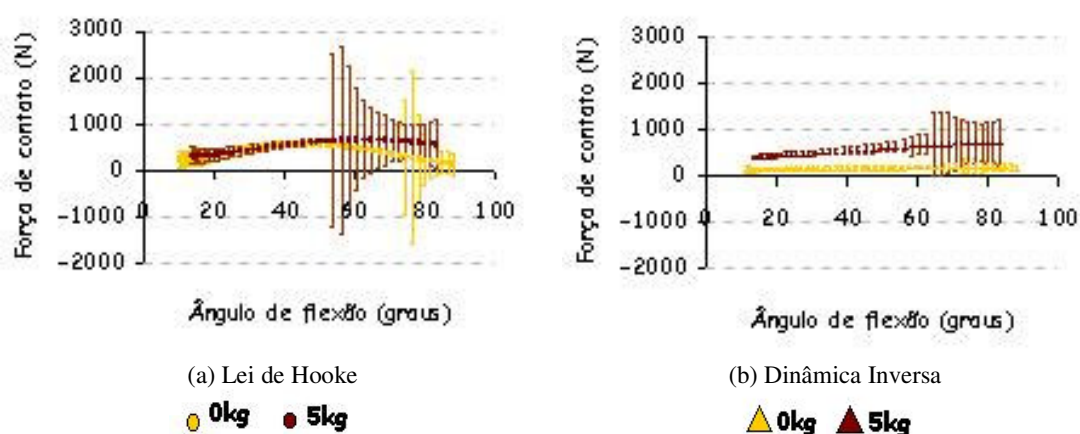


Figura 5.43 – Análise comparativa do erro na determinação da força de contato patelofemoral calculada a partir da lei de Hooke e da dinâmica inversa, utilizando o método do ponto de contato.

Assim como no cálculo da FC^M , a comparação entre as situações sem carga externa e com carga de 5kg não permite identificar um comportamento diferenciado da FC^k para cada carga. Tendo em vista que a utilização da lei de Hooke como forma de resolução dos sistemas de forças 1 e 2 não permitiu diferenciar o comportamento das forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps nas diferentes situação de carga, por menor que sejam os erros associados ao cálculo da FC^k , torna-se inviável sua utilização.

Independente da forma utilizada para a deteminação da força de contato patelofemoral, pode-se notar que os maiores níveis de erro ocorrem nos maiores ângulos de flexão. Isso pode ser melhor visualizado na Figura 5.44, que apresenta o comportamento da magnitude do erro, com carga externa de 5 kg (normalizado pelo valor da força de contato) em função do ângulo de flexão. A Figura abaixo permite uma análise comparativa entre a lei de Hooke e a dinâmica inversa (método das mediatrizes e do ponto de contato).

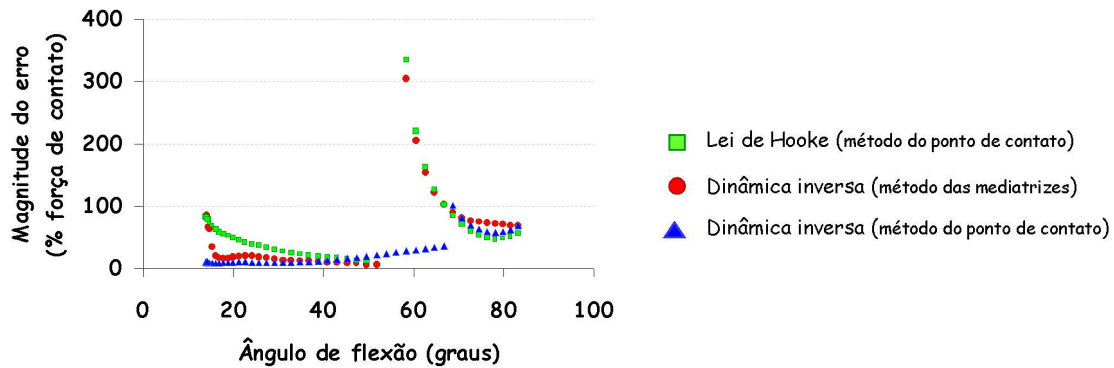


Figura 5.44 – Análise comparativa da magnitude do erro na determinação da força de contato patelofemoral determinada a partir da lei de Hooke e da dinâmica inversa, utilizando o método das mediatrizes e do ponto de contato.

A partir deste gráfico é possível identificar dois comportamentos distintos do erro ao longo da extensão do joelho: um comportamento exponencial (que ocorre aproximadamente entre 80° e 60° de flexão), e outro, apresentando um comportamento mais linear (que ocorre dos 60° de flexão até a máxima extensão). Dessa forma, é possível inferir que o principal responsável por estes comportamentos da magnitude do erro seja a determinação da linha de ação do quadríceps.

Inicialmente, cabe lembrar o leitor que para a determinação da linha de ação do quadríceps foi realizado um procedimento de ajuste. Este procedimento consistia em determinar que a linha de ação do quadríceps era paralela ao fêmur nas situações em que o ponto proximal que define a linha de ação do quadríceps (ponto médio entre o fêmur e a massa muscular) estivesse localizado abaixo do ponto da base da patela. Portanto, a determinação da distância perpendicular do quadríceps (D_Q) pode ser realizada de duas formas: uma enquanto o ponto proximal é mais alto que a base da patela, e outra quando o procedimento de ajuste é realizado.

Enquanto a linha de ação não é considerada paralela ao fêmur, a determinação de dq é realizada a partir de uma sequência de seis cálculos matemáticos. Entre eles, está a determinação do coeficiente angular da linha de ação do quadríceps e da reta que é perpendicular a ela. Como o coeficiente angular de uma reta perpendicular é o inverso negativo do coeficiente da primeira reta, conforme o ponto proximal da linha de ação torna-se mais alinhado com a base da patela, tornando a linha de ação paralela ao fêmur, o cálculo do coeficiente angular da reta dq torna-se crítico, pois o coeficiente angular da linha de ação

aproxima-se de zero. Esta condição aumenta a probabilidade de propagação do erro de forma exponencial, até o momento em que a linha de ação do quadríceps é considerada paralela ao fêmur.

Quando a linha de ação do quadríceps é considerada como sendo paralela ao fêmur, a dq é então definida apenas por uma subtração de dois valores, proporcionando menor propagação do erro, e de forma mais linear.

De acordo com o gráfico da Figura 5.44, a escolha do método do ponto de contato para a localização do CRTF, e da dinâmica inversa como forma de determinação da força de contato patelofemoral apresentam menores níveis de erro (valores médios de 15% na maior parte da amplitude de execução do exercício, atingindo valores na ordem de 100% no início do exercício, entre 90° e 70°), aparentando ser a escolha mais adequada.

Com base nos resultados apresentados pode-se verificar que o método das mediatrizes como forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral apresenta um comportamento com maiores oscilações quando comparado ao método do ponto de contato. Conseqüentemente, os parâmetros biomecânicos determinados a partir do CRTF^{PC} apresentarão menor variabilidade. Ao analisar a propagação do erro de cada um dos métodos, verificou-se que o método do ponto de contato está associado a menores níveis de erro.

Com relação a forma de resolução dos sistemas de forças (1 e 2), a lei de Hooke parece ser um método inviável, em virtude de não diferenciar o comportamento da força de contato patelofemoral frente as cargas externas aplicadas. Além disso, ao analisar o erro associado a determinação da FC, a lei de Hooke apresenta níveis maiores de erro quando comparado à dinâmica inversa, mesmo quando utiliza-se do ponto de contato como forma de determinação do CRTF.

Dessa forma, a utilização da dinâmica inversa como forma de resolução dos sistemas de forças, associada ao método do ponto de contato como forma de determinação do CRTF, parece ser a maneira mais apropriada para a determinação da força de contato patelofemoral.

6. CONCLUSÕES

Com base nos dados analisados é possível afirmar que:

- A localização do centro de rotação pelo método das mediatrizes apresenta uma grande dispersão dos pontos, em virtude de ser suscetível ao movimento de translação característico da articulação tibiofemoral. A avaliação dos parâmetros que derivam desta variável fica automaticamente comprometida, como a distância perpendicular do ligamento patelar, e conseqüentemente todos os demais fatores que advêm, como a força do ligamento patelar, a força do músculo quadríceps e conseqüentemente a força de contato patelofemoral. Desta forma o método das mediatrizes não se mostra adequado para ser utilizado com as demais etapas da metodologia proposta.
- A localização do centro de rotação pelo método do ponto de contato apresenta os resultados sempre na região da interface tibiofemoral, implicando em uma dispersão menor, comparativamente ao método das mediatrizes. Conseqüentemente as distâncias perpendiculares, momentos e forças calculadas com base neste método também apresentam uma menor dispersão, sendo desta forma a escolha mais adequada para ser utilizada na metodologia proposta.
- A medida da deformação do ligamento patelar não possibilita discriminar diferentes cargas aplicadas, tanto pela pequena diferença na deformação do ligamento, quanto pelos erros associados à medida realizada. A constante de deformação utilizada no cálculo da força ligamentar apresenta grande variação quando utilizada da literatura, e baixa correlação quando utilizado o procedimento de calibração proposto. Desta forma a utilização da Lei de Hooke não se mostra adequada para ser utilizada dentro da metodologia proposta.
- O cálculo dos momentos e forças envolvidas a partir da dinâmica inversa permite distinguir cargas externas, pelo menos com diferenças de 1 kg, sendo a forma mais indicada para ser utilizada com a metodologia proposta.
- A linha de ação das forças envolvidas na patela é fundamental no resultado final da força de contato patelofemoral, implicando em grande cuidado na definição dos critérios para sua determinação.

- A propagação do erro, avaliada pelo método de Kleine & McClintock, culmina em valores médios da ordem de 15% da força de contato, utilizando a dinâmica inversa e o método do ponto de contato para determinação do centro de rotação, na maior parte da amplitude de execução do exercício. No início do exercício, entre 90° e 70° aproximadamente, o erro atinge valores da ordem de 100%, em virtude da forma de determinação da linha de ação da força do músculo quadríceps nesta amplitude, reinterando a importância da definição dos critérios utilizados na definição deste parâmetro.
- A utilização da dinâmica inversa como forma de resolução dos sistemas de forças, associada ao método do ponto de contato como forma de determinação do centro de rotação tibiofemoral, aparenta ser a proposta mais apropriada para a determinação da força de contato patelofemoral *in vivo*, durante a execução de um exercício dinâmico de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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.R.; HARRELSON G.L. E WILK K.E. Reabilitação Física das Lesões Desportivas. Guanabara Koogan (2a edição): Rio de Janeiro, 2000.
- ARROL, B., ELLIS-PEGLER, E., EDWARDS, A., SUTCLIFFE, G. Patellofemotal pain syndrome – a critical review of the clinical trials on nonoperative therapy. *American Journal of Sports Medicine*, v.25, n.2, p.212, 1997.
- 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.
- 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.
- BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.*, n.24, p.969-990, 1993.
- 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
- 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.
- 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.
- CATON, J., DESCHAMPS, C., CHAMBAT, P., LERAT, J.L., DEJOUR, H. Les Rotules basses. A propos de 128 observations. *Rev Chir Orthop*, n.68, p. 317-325, 1982.
- 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.
- CLAUSER, C.E.; McCONVILLE, J.T.; YOUNG, J.W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- COHEN, Z.A., et al. Patellofemoral stress during open and closed kinetic chain exercises. *American journal of sports medicine*, v.29, p.480-487, 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, WOLFE, S.W., DUNCAN, J.S. Two-dimensional rigid-body kinematics using image countour registration. *Journal of Biomechanics*, v.28, n.1, p. 119-124, 1995.

- CROWNINSHIELD, R.O.; JOHNSTON, R.C.; ANDREWS, J.G.; BRAND, R.^a A biomechanical investigation of the human hip. *J.Biomech*, n.11, p.75-85, 1978
- CURRIER, D.P., NELSON, R.M. Dynamics of human biologic tissues. Davis company: Philadelphia, 1992.
- DEMPSTER, W.T. Space Requirments of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159).Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- ELLENBECEKER, T.S. Reabilitação dos ligamentos do joelho. Manole:São Paulo, 2000.
- ELLIS, M.I., SEEDHOM, B.B., WRIGHT, V. AND DOWSON, D. An evaluation of the ratio between tensions along the quadriceps tendon and the patellar ligament. *Engeneering Medical*, v.9, p.189-194, 1980.
- 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* vol. 65-B, n°4, p. 391-399, 1983.
- GILL H. S.; O'CONNOR J. J.; Barticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. *Clin Biomec*, v. 11, n. 2, p. 81-89, 1996
- GRELSAMER, R.P.; KLEIN, J.R. The biomechanics of the patellofemoral joint. *J. Orthopedic and Sport Physical Therapy*, v.28, n.5, 1998.
- GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J.; NOYES, F.R.; BUTLER, .L. Biomechanics of the knee-extension exercise. *J.Bone Joint Surg.* 66A, p.725-734, 1984.
- HALVORSEN, K. Bias compensated least squares estimates of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, n.36, p. 999-1008, 2003.
- 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.
- HASLER, E. M; HERZOG, W; FICK, G. H. Appropriateness of plane pressure-sensitive film calibration for contact stress measurtements in articular joints. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n. 6, p. 358-360, 1996.
- 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, E.S. A three-dimensional anatomical model of the human patelofemoral joint, for the determination of patelofemoral 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.
- HERZOG, W.; READ, L.J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human joint. *J.Anatomy*, n.182, p.213-230, 1993.
- HIROKAWA, S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J.Biomech*, n. 24, p. 659-671, 1991.

- HUBERTI, H.H., HAYES, W.C., STONE, J.L. AND 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.
- INSALL, J., SALVATI, E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology*, n. 101, p. 101-104, 1971.
- KANNUS, P., NITTYMAKI, S. Wich factors predict outcome in the nonoperative treatment of patelofemoral pain syndrome? A prospective follow-up study. *Med Sci Sports Exerc*, v.26, n. 3, p.289-296, 1994.
- KAPANDJI, A. I. *Fisiologia Articular – volume 2. Panamericana (5a edição): São Paulo, 2000*
- 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 flrxion. *Clinical Biomechanics*, n.14, p. 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 in the human knee. *J.Biomechanics*, n.37, p.785-788, 2004.
- LEARDINI, A., OÇONNOR, J.J. A model for lever-arm length calculation of the flexor and extensor muscles at the ankle. *Gait & Posture*, n.15, p. 220-229, 2002.
- 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*, in press, 2003.
- LOSS, J.F. Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. Porto Alegre: Universidade Fderal 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, W.T.; 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.Anatomy*, n.189, p.575-85, 1996.
- MACQUET, P. *Biomechanics of the Knee*. New York, Springer Verlag, 1984
- MANGINE, R.E. *Physical Therapy of the knee*. Churchill Livingstone: New York, 1995.
- MATHEWS, L.S., SONSTERGARD, D.A., HENKE, J.A. Load Bearing characteristics of the patelofemoral joint. *Acta Orthopedica Scandinavica*, v.48, p. 511-516, 1977.
- McCONNEL, J. Management of patellofemoral problems. *Manual Therapy*, n.1, p.60-66, 1996.

- McGINNIS, P.M. Biomechanics of Sport and Exercise. Human Kinetics: Illinois, 1999.
- MILLER, M. C., ZHANG, A. X., PETRELLA, A. J., BERGER, R. A., RUBASCH, H. E. The effect of component placement on knee kinetics after arthroplasty with an unconstrained prosthesis. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 19, p. 614-620, 2001.
- 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.
- MOOREHEAD, J.D, MONTGOMERY, S.C., HARVEY, D.M. Instant center of rotation estimation using the Reuleaux technique and a Lateral Extrapolation technique. *Journal of Biomechanics*, in press, 2003.
- 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. Lea & Febiger: Philadelphia, 1980.
- PERSSON, T., LANSHAMMAR, H., MEDVED, V. A marker-free method to estimate joint center of rotation by video image processing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, n.46, p. 217-224, 1995.
- PUTZ, R.; PABST, R. Sobotta - Atlas de anatomia humana. Guanabara Koogan (20a edição): Rio de Janeiro, 1995.
- 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.
- ROLF, C., WESTBLAD, P., EKENMAN, I., LUNDERG, A., MURPHY, N., LAMONTAGNE, M., HALVORSE, K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports*, v.7, n.3, p. 144-151, 1997.
- RONSKY, J.L., HERZOG, W., BROWN, T.D., PEDERSEN, D.R., GROOD, E.S., BUTLER, D.L. In vivo quantification of the cat patellofemoral joint contact stresses and areas. *Journal of Biomechanics*, v.28, n.8, p. 977-983, 1995.
- 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.
- 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.
- 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.
- SMIDT, G.L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, v.6, p. 79-92, 1973.
- 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.

- SPOOR, C.W.; VELDPAUS, F.E. Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. *J.Biomech*, n. 13, p. 391-393, 1980.
- 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.
- THAMBYAH, A., THIAGARAJAN,P., GOH, J.C.H. Biomechanical study on the effect of twisted human patellar tendon. *Clinical Biomechanics*, n.15, p. 756-760, 2000.
- TOBIN, S., ROBINSOSN, G. The effect of McConnell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physioterapy*, n.86, p. 173-183.
- 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.
- 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.
- 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.
- WEIBERG, G. Roengenographic and anatomic studies of the femoropatellar joint. With special referenca to chondromalacia patellae. *Acta Orthop. Scan.*, v.319, 1941.
- WHITE, S.C.; YACK, H.J.; WINTER, D.A . A three dimensional musculoesketal model for gait analysis: anatomical variability estimates. *J.Biomech*, n.22, p.885-893, 1989.
- WILLIAMS, P.L.; WARWICK, R.; DYSON, M. E BANNISTER, L. Gray – Anatomia volumes 1 e 2. Guanabara Koogan (37a edição): Rio de Janeiro, 1995.
- WOLCHOC, J. C.; HULL,M. L.; HOWELL, S. M. .The effect of intersegmental knee moments on patelofemoral contact mechanics in cycling. *Journal of Biomechanics*. v. 31, p. 677-683, 1998.
- 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.439-446, 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.
- ZACHAZEWSKI, J. E.; MAGEE, D. J. AND QUILLEN, W. S. *Athletic Injuries and Rehabilitation*. Saunders: Philadelphia, 1996.
- ZHANG, G.; HE, J.; YANG, X. Calibrating camera radial distortion with cross-ratio invariability. *Optics & Laser Technology*, n.35, p.457-461, 2003.

**MÉTODO PARA A CORREÇÃO DA DISTORÇÃO DE IMAGENS
OBTIDAS POR VIDEOFLUOROSCOPIA**

Luis Felipe Silveira; João Paulo Cañeiro; Jefferson Loss; Daniela Aldabe;
Caroline Bernardes; Manoel Araújo

Resumo

O objetivo deste estudo é operacionalizar um protocolo para a correção de imagens obtidas por videofluoroscopia a partir de um modelo matemático descrito por Baltzopoulos (1995), e da construção de um padrão de calibração não linear. Além disso, avaliar a magnitude do erro pelos métodos de calibração linear e não linear. A fim de demonstrar a aplicabilidade do método foi avaliada a deformação do ligamento patelar ao longo da execução de um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta sem carga externa, a uma velocidade de 45°/s controlada por um metrônomo digital. A utilização do padrão de calibração linear produz um erro máximo de 0,086 mm, enquanto o padrão de calibração não linear atinge um valor máximo de 0,019 mm. Já com relação ao erro médio, a calibração linear atinge o valor de 0,024 mm, e a não linear apresenta um valor de 0,007 mm. Os resultados evidenciam a necessidade de utilização de um procedimento de calibração não linear.

Palavras-chave: Videofluoroscopia. Calibração de imagens.

8.1 Introdução

A articulação do joelho move-se, predominantemente, no plano sagital. De maneira que modelos bidimensionais são adequados para a avaliação da sua função (YAMAGUCHI & ZAJAC, 1998). O desenvolvimento desses modelos exige a determinação de parâmetros anatômicos, utilizando dados a partir de cadáveres ou de métodos de imagem diagnóstica (radiografia, tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética) (SMIDT, 1973).

A análise da cinemática articular baseada em mensurações feitas a partir de imagens radiográficas estáticas, permite grande acurácia na determinação de parâmetros anatômicos do sistema esquelético (MOSCA & MOSCA, 1971; REES et al. 2002). Entretanto, esta técnica propicia exposição do indivíduo a altas doses de radiação. Quando se deseja realizar uma análise de grande amplitude de um determinado evento esse fator se torna ainda mais pronunciado, pois são necessárias imagens estáticas em diversos ângulos articulares, aumentando a exposição do indivíduo à radiação (MOSCA & MOSCA, 1971; BALTZOPOULOS, 1995).

As imagens por ressonância nuclear magnética, por sua vez, apresentam grande acurácia na determinação de parâmetros anatômicos em virtude de propiciarem ótima resolução das imagens nas regiões limítrofe entre tecido mole e tecido ósseo (RUG et al., 1990). No entanto, assim como a radiografia, as imagens obtidas por ressonância magnética são estáticas, exigindo um tempo de coleta prolongado. Wretenberg et al. (1996) reportam em seu estudo que o tempo de coleta para cada imagem foi de aproximadamente vinte minutos, sendo este um fator contraproducente desta técnica.

Dessa forma, surge como nova proposta à obtenção de imagens radiográficas, utilizando um sistema de vídeo acoplado a um intensificador de imagens. Esta técnica, que recebe o nome de videofluoroscopia, é bastante antiga, mas sua aplicabilidade no âmbito da cinemática articular é recente.

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

A radiação oferecida pelo exame através de um intensificador de imagens é 80% menor comparando-se a um exame radiográfico convencional (estático), estando os indivíduos da amostra submetidos a doses de radioscopia bastante baixas, sem o risco de promover danos teciduais ou quaisquer outros prejuízos lesivos à sua saúde (MOSCA & MOSCA, 1971; SQUIRE & NOVELLINE, 1992; BALTZOPOULOS, 1995).

Em virtude da capacidade de obtenção de imagens dinâmicas e da pequena exposição à radiação, a técnica da videofluoroscopia apresenta-se como a mais apropriada para a determinação de parâmetros anatômicos in vivo de forma não invasiva. Por outro lado, a videofluoroscopia possui como fator limitante a distorção ótica da imagem de raio X (BALTZOPOULOS, 1995; KELIS & BALTZOPOULOS, 1999; SOIMU et al., 2003).

A distorção da imagem de raio X por videofluoroscopia ocorre por diferentes aspectos durante sua captação (SQUIRE & NOVELLINE, 1992). À 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 o raio X, o plano do objeto e a tela, a correção de erros de perspectiva é desenvolvida por métodos geométricos de relativa simplicidade (BALTZOPOULOS, 1995).

A distorção mais aparente é chamada de efeito “pin-cushion” (almofada para alfinete) e ocorre devido ao mapeamento de uma imagem plana sobre uma superfície de fósforo curva (SOIMU et al., 2003). A projeção do raio 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 (BALTZOPOULOS, 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 acarreta uma falsa interpretação das informações que podem ser obtidas a partir da imagem. Dessa forma, é essencial a correção da distorção ótica de imagens radiográficas (BALTZOPOULOS, 1995; KELLIS & BALTZOPOULOS, 1999; SOIMU et al., 2003; ZHANG, et al., 2003).

Sendo assim, o objetivo deste estudo é operacionalizar um protocolo para a correção de imagens de joelho obtidas por videofluoroscopia a partir de um modelo matemático descrito por Baltzopoulos (1995), e da construção de um padrão de calibração não linear (usualmente

designado *phantom*). Além disso, avaliar a magnitude do erro pelos métodos de calibração linear e não linear.

8.2 Materiais e Métodos

Instrumentação: as imagens radiográficas foram captadas utilizando-se um videofluoroscópio (intensificador de imagens) de marca Axiom Siemens Iconos R100 com um televisor Siemens e um videocassete Philips acoplados à unidade a uma frequência de amostragem de 50 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 análise dos dados.

Calibração não linear: Foi construído um padrão de calibração (*phantom*), constituído de uma chapa de acrílico de 900 cm^2 (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. Para a determinação da posição de cada esfera foi utilizado um paquímetro da marca Mytutoio, com resolução de 0,05 mm. Desta forma, cada ponto deste phantom possui uma coordenada conhecida, estabelecendo um sistema de referência denominado global (Figura 8.1 - a).

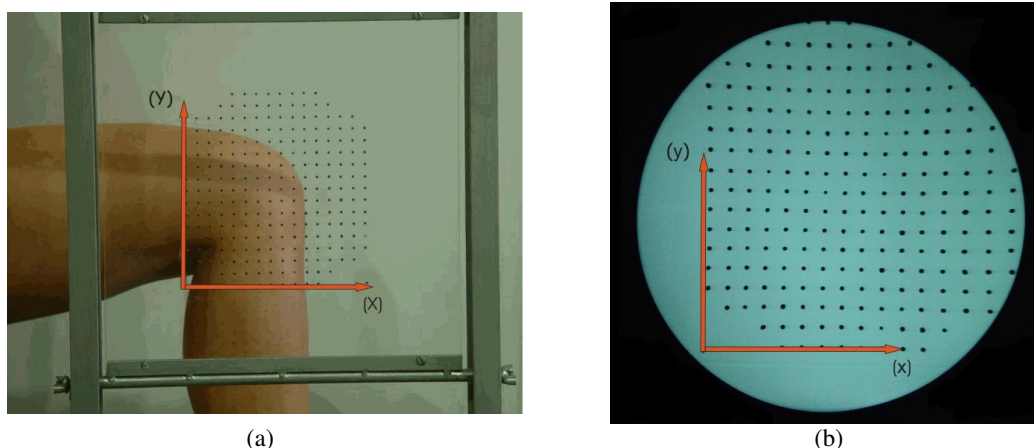


Figura 8.1- (a) Padrão de calibração não linear –Phantom (o joelho é mostrado na imagem apenas como ilustração). Em (b) Imagem do videofluoroscópio

Entre os 242 foram escolhidos 35 pontos do phantom de forma a cobrir toda a área radiografada. Estes pontos foram manualmente digitalizados no sistema de vídeo, onde o conjunto de coordenadas deu origem a um sistema de referência denominado local (Figura 8.1 -b).

Calibração linear: A título de comparação o sistema foi calibrado a partir de dois pontos somente, método usualmente utilizado em sistemas de vídeo bidimensionais. Foram escolhidos dois pontos centrais do phantom, e a partir da distância conhecida entre eles, todos os pontos da imagem radiográfica foram proporcionalmente ajustados.

Modelo matemático: O método utilizado baseia-se naquele desenvolvido por Baltzopoulos (1995), que consiste em estabelecer uma correlação entre as coordenadas de pontos conhecidos do phantom (sistema de referência global) com as coordenadas correspondentes no vídeo (sistema de referência local). Dessa forma, as coordenadas locais (x_p, y_p) do phantom são computados a partir das coordenadas correspondentes no sistema de referência global (X_p, Y_p) , utilizando funções polinomiais:

$$X_p = a_1 + a_2 x_p + a_3 y_p + a_4 x_p^2 + a_5 x_p y_p + a_6 y_p^2 \quad (1)$$

$$Y_p = b_1 + b_2 x_p + b_3 y_p + b_4 x_p^2 + b_5 x_p y_p + b_6 y_p^2 \quad (2)$$

Para determinar os coeficientes $a_1 \dots a_6$, são utilizados seis pontos de calibração que tenham coordenadas conhecidos em ambos sistemas, global e local. O mesmo procedimento deve ser seguido para que determine os coeficientes $b_1 \dots b_6$, para a definição das coordenadas Y. Foi elaborada uma rotina no software MATLAB[®] para avaliar o erro de cada uma das combinações possíveis de trinta e cinco pontos tomados seis a seis (um total de 1,6 milhões de combinações). O erro foi avaliado a partir dos trinta e cinco pontos do sistema, conforme descrito por Baltzopoulos (1995), e a partir do erro médio e o erro máximo. Após calculada a posição de um dado ponto $W_i (X_i, Y_i)$ utilizando-se os coeficientes de calibração, obtém-se a diferença entre as coordenadas reais deste pontos (conhecidas através do sistema global) e as calculadas. Repetindo-se o processo para todos os 35 pontos selecionados do phantom, elevando-se cada diferença ao quadrado, fazendo-se a média, e extraindo a raiz quadrada, obtém-se o erro médio do sistema (equação 3). O erro máximo será dado pelo maior valor obtido entre todas as diferenças calculadas. O conjunto de seis pontos que apresentava o menor erro foi selecionado para calibração da imagem.

$$e = \sum_{i=1}^m \sqrt{\frac{(X_{Pi} - x_{Pi})^2 + (Y_{Pi} - y_{Pi})^2}{m}} \quad (3)$$

Amostra: Um sujeito do sexo masculino 23 anos de idade, 1.7 metros de altura, uma massa de 68 kg, sem história de lesão no joelho.

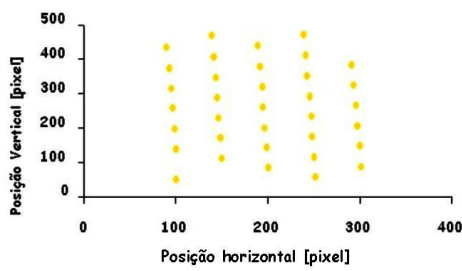
Procedimento de coleta: A coleta foi realizada no setor de radiologia do Hospital Nossa Senhora da Conceição, Porto Alegre / RS, em que estavam presentes um médico radiologista e o técnico em radiologia, responsáveis pelo setor.

O indivíduo foi posicionado sentado sobre uma cadeira medindo 74 cm de altura. Preso à cadeira havia um mecanismo para fixação da coxa sobre o assento, que visava impedir movimentos desse segmento, mantendo um ângulo 90° entre a coxa e o tronco. A cadeira foi posicionada de forma a permitir a exposição sagital da articulação do joelho, do membro a ser analisado. Com o indivíduo devidamente posicionado, o videofluoroscópio foi ajustado para que a articulação do joelho fosse contemplada no campo de visão do aparelho. O exercício foi realizado com velocidade baixa e constante, controlada por um metrônomo digital a 45°/s, dentro de uma amplitude de movimento de 90°.

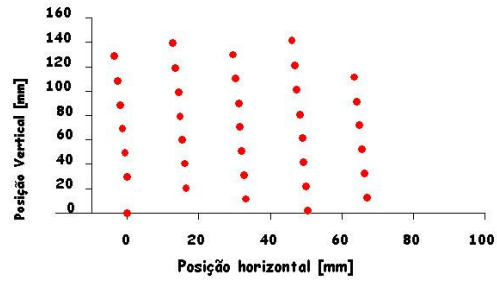
8.3 Resultados e Discussões

Medida do erro: A Figura 8.2 (a) apresenta, em unidades de tela (pixels) os 35 pontos do phantom digitalizados. Observa-se que os pontos estão dispostos em linhas e colunas, no entanto, apresentam uma leve inclinação para a esquerda. Esta disposição revela a distorção devido o sistema de captação de imagem.

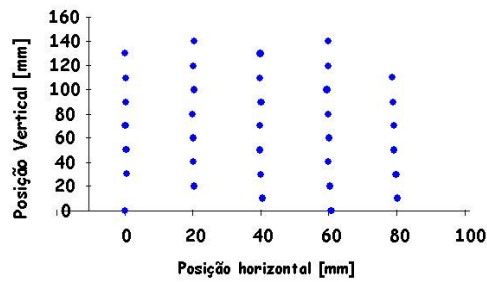
Aplicando o procedimento de calibração linear (Figura 8.2 (b)), os pontos mantêm a mesma disposição, alterando apenas suas coordenadas que ficam em unidades métricas (mm). Na Figura 2c os pontos estão representados em unidades métricas (mm) após a realização de uma calibração não linear. É possível observar que os pontos apresentam as mesmas coordenadas, no entanto, estão dispostos de uma forma mais verticalizada, apresentando maior concordância com a disposição real dos pontos (Figura 8.1).



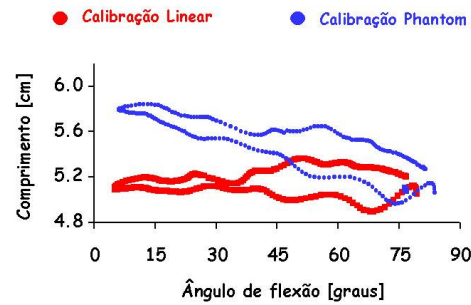
(a) Imagem do phantom digitalizada, em unidades de tela (pixels).



(b) Pontos calibrados pelo procedimento de calibração linear, em unidades métricas (mm).



(c) Pontos calibrados pelo procedimento de calibração não linear, em unidades métricas (mm).



(d) – Comparação entre os procedimentos de calibração linear e não linear

Figura 8.2 – (a, b, c) Imagem do phantom digitalizada. Em (d) é apresentada a mensuração da deformação do ligamento patelar.

A Tabela 1 apresenta uma comparação entre os valores de erro médio e erro máximo nos procedimentos de calibração linear e não linear.

Erro	Padrão de calibração linear	Padrão de calibração não-linear
Máximo	0,086 mm	0,019 mm
Médio	0,024 mm	0,007 mm

Tabela 1 – Comparação do valor de erro máximo e médio entre os padrões de calibração linear e não-linear (phantom).

A utilização do padrão de calibração linear produz um erro máximo de 0,086 mm, enquanto o padrão de calibração não linear atinge um valor máximo de 0,019 mm. Já com relação ao erro médio, a calibração linear atinge o valor de 0,024 mm, e a não linear apresenta um valor de 0,007 mm.

É importante ressaltar que o valor do erro máximo produzido pelo procedimento de calibração não linear (0,019 mm) é inferior que o valor do erro médio associado ao procedimento de calibração linear (0,024 mm). A diferença dos valores de erro evidencia a importância da escolha do procedimento adequado para que seja possível a mensuração correta dos dados.

Huiskies et al. (1985), utilizando imagens radiográficas estáticas, em um estudo da geometria tri-dimensional das superfícies articulares do joelho, encontraram valores de erro entre 42 e 492 μm . Cholewicki et al. (1991), utilizando-se da videofluoroscopia para analisar a cinemática da coluna vertebral, relatam um erro médio de 0,33 mm.

Em seu estudo Baltzopoulos (1995), realizou a mensuração dos valores de erro encontrando o valor de 0,246 mm, porém levando em consideração todos os 240 pontos de seu padrão de calibração. De acordo com Kellis et al. (1999), utilizando 35 pontos do padrão de calibração o erro calculado foi apenas 0,02% maior do encontrado por Baltzopoulos (1995) e 0,1% menor do encontrado por Cholewicki et al. (1991). Conforme os valores apresentados acima, os resultados de Kellis et al. (1999) são similares ou mais precisos quando comparados com outros estudos, com base nesta referência utilizamos 35 pontos para calibração da imagem.

Parâmetro anatômico:

A fim de exemplificar a aplicabilidade dos procedimentos de calibração, foi avaliada a deformação do ligamento patelar durante a execução de um exercício de extensão do joelho em cadeia cinética aberta sem carga externa de um único indivíduo. Os resultados são apresentados de forma comparativa entre as duas formas de procedimento de calibração: linear e não linear. A Figura 2d apresenta os resultados do cálculo de deformação do ligamento patelar obtidos pelos procedimentos de calibração linear e não linear.

De acordo com os resultados, a utilização de um procedimento de calibração linear levaria a conclusão de que praticamente não houve deformação do ligamento durante a amplitude articular do exercício. Entretanto, quando aplicado o procedimento de calibração não linear é possível verificar uma deformação da ordem de 0,8 cm entre a extensão e a flexão máxima executada.

8.4 Considerações finais

A aplicação deste método permite a calibração de imagens dinâmicas e estáticas de raios-X, sendo elas apenas em um plano de movimento (Bi-dimensionais). Deve-se considerar que a aquisição dos parâmetros anatômicos do joelho na sua atividade específica de análise (extensão de joelho) permite maior acurácia na análise quantitativa destas imagens. Os resultados evidenciam a necessidade de utilização de um procedimento de calibração não linear.

8.5 Referências bibliográficas

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.

CHOLEWICKI, J. , MCGILL, S., WELLS, R., VERNON, H. Methods for measuring vertebral kinematics from videofluoroscopy. *Clinical Biomechanics*, n. 6, p. 73-78, 1991.

HUISKES,R.;KREMERS, J.,DeLANGE, A.et al. Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee-joint geometry. *J. Biomechanics*, n.18, p.559-570, 1985.

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*, n.14, p. 118-124, 1999.

MOSCA, L. G.; MOSCA, L. E. *Tecnica Radiologica: Teoria y Practica*. López Libreros Editores, p. 141-145. Buenos Aires, 1971,.

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.

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.

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

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.

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.439-446, 1996.

YAMAGUCHI, G.T., ZAJAC, F.E. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J.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.

COMPARAÇÃO DE MÉTODOS PARA DETERMINAÇÃO DA TRAJETÓRIA DO CENTRO DE ROTAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL

Caroline Bernardes; João Paulo Cañeiro; Jefferson Loss; Daniela Aldabe;
Luis Felipe Silveira; Manoel Araújo

Resumo

O centro de rotação trata-se de uma variável não fixa, apresentando um comportamento que depende do arco de movimento realizado, não havendo um consenso para a sua determinação. O objetivo deste estudo foi analisar a trajetória do centro de rotação da articulação tibiofemoral, estimada a partir de quatro métodos radiográficos distintos. Os métodos analisados diferem quanto ao número de pontos considerados em cada segmento, a localização desses pontos nas estruturas ósseas, o segmento de referência utilizado para determinação da trajetória do centro de rotação articular e a relação matemática estabelecida entre os pontos marcados. Foi analisado um exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta por meio de videofluoroscopia. As imagens obtidas pela videofluoroscopia foram digitalizadas utilizando uma placa de captura da marca Silicon graphics 320 com entrada de super vídeo e vídeo composto integrado a sua workstation, de maneira a identificar os pontos de interesse nos segmentos fêmur e tíbia. Desenvolveu-se uma rotina em um software dedicado (Matlab®) a fim de definir a trajetória do centro de rotação articular com base em cada um dos métodos. Baseado em aspectos como relação com a interface tibiofemoral, praticidade (número de pontos digitalizados) e reprodutibilidade (identificação dos mesmos pontos em imagens subsequentes), o estudo sugere que o método pelo ponto de contato, proposto por Baltzopoulos (1995), parece o mais adequado na determinação do comportamento do centro de rotação da articulação tibiofemoral, podendo ser empregados na implementação de modelos que analisam as forças impostas à articulação do joelho.

Palavras-chave: centro de rotação, joelho, videofluoroscopia.

9.1 Introdução

A implementação de modelos biomecânicos capazes de representar a cinemática articular humana depende diretamente da determinação do comportamento do centro de rotação articular ao longo de sua trajetória. Além disso, a avaliação funcional do centro de rotação em articulações humanas permite identificar e quantificar alterações nas superfícies articulares (Frankel *et al.*, 1971; Challis, 2001).

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 apresentam o comportamento do centro de rotação tibiofemoral de forma gráfica ou numérica, o que dificulta comparações a cerca das metodologias empregadas (Gerber & Matter, 1983; Grieve *et al.*, 1978; Crisco *et al.*, 1994; Persson *et al.*, 1995; Wretenberg *et al.*, 1996; Capozzo *et al.*, 1996; Challis, 2001; Moorehead *et al.*, 2003).

Analisando os estudos que se propõem a determinar o centro de rotação tibiofemoral, apenas os apresentados por Fischer, em 1907, e Brenzikofer *et al.*, em 2001, descrevem graficamente o seu comportamento a partir dos resultados obtidos. No estudo de Fischer (1907), o centro de rotação tibiofemoral apresenta um comportamento curvilíneo. No entanto, a metodologia deste estudo não é apresentada de forma clara, e seus resultados não são elucidativos no que diz respeito à localização do centro de rotação. Simulações de movimento das articulações humanas para determinação do centro de rotação foram adotados por Brenzikofer *et al.*, (2001). A utilização de dispositivos não humanos para a localização dos centros articulares deixam dúvidas quanto a reprodutibilidade dos resultados, mais especificamente quando se faz necessária a análise do movimento em articulações humanas e *in vivo*.

A trajetória do centro de rotação também 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 (RNM) em suas análises. Apesar de apresentar informações de todas as estruturas que compõem a articulação, a RNM é obtida e analisada estaticamente, além de tratar-se de um exame menos acessível pelo seu alto custo. Esse tipo de exame diagnóstico não poderia ser utilizado quando se objetiva analisar dinamicamente o sistema musculoesquelético.

Também objetivando a predição das distâncias perpendiculares e linhas de ação dos músculos que envolvem a articulação do joelho, Lu & O'Connor (1996), desenvolveram um

modelo matemático bidimensional (plano sagital), definindo o centro de rotação como sendo o ponto de cruzamento entre os ligamentos cruzados anterior e posterior. Ao assumir que o centro de rotação localiza-se na intersecção de estruturas ligamentares, esse método restringe sua utilização a estudos que disponibilizem de RNM e impede a análise dinâmica das articulações humanas.

Estudos que utilizam-se de modelos radiográficos para a determinação do centro de rotação tibiofemoral são descritos na literatura (Reuleaux, 1876; Grieve *et al.*, 1978; Baltzopoulos, 1995). O método Reuleaux e o método proposto por Grieve *et al* 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 o movimento. Além disso, os estudos originais também não apresentam o comportamento da trajetória do centro de rotação. O método pelo ponto de contato utiliza imagens radiográficas dinâmicas (videofluoroscopia) para reproduzir o centro de rotação tibiofemoral. No entanto, assim como os métodos anteriores não apresenta seus resultados através de representações gráficas da trajetória do centro de rotação.

Correções matemáticas para a determinação do centro de rotação a partir do método Reuleaux (1876), foram propostas nos estudos de Montgomery *et al* (1998), Gamage & Lasenby (2002) e Halvorsen *et al.* (2003). Como desconhece-se 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.

Não havendo um consenso na literatura para determinação do centro de rotação tibiofemoral, se faz necessária a reprodução dos métodos já descritos na literatura com a finalidade de identificar e implementar um modelo metodológico representativo do comportamento do centro de rotação tibiofemoral ao longo de um arco de movimento. Com a disponibilidade de analisar a articulação do joelho dinamicamente, por meio de imagens radiográficas, o presente estudo se propôs a comparar quatro métodos para determinação do centro de rotação tibiofemoral descritos na literatura.

9.2 Materiais e Métodos

Caracterização da Amostra

A amostra foi composta por um indivíduo do sexo masculino, praticante de atividade física regular, sem história de lesão na articulação do joelho, apresentando ângulo Q de 13° e com resposta negativa aos seguintes testes de instabilidade articular: *Lachman*, *Gaveta anterior e posterior*, *Slocum*, *Pivot shift*, *Jerk test*, *Apley*, *Apreensão*, *Waldron* e *Smile* (Magee, 2002). Os objetivos e métodos do estudo foram explicados ao indivíduo, que autorizou sua participação no estudo mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido.

Coleta

O protocolo de coleta consistiu na execução de três repetições do exercício de extensão/flexão do joelho em cadeia cinética aberta, sem implementação de carga externa. O exercício foi realizado com velocidade baixa e constante, controlada por um metrônomo digital a 45°/s, dentro de uma amplitude de movimento igual a 90°.

O sujeito do estudo foi posicionado sentado sobre uma cadeira medindo 74 cm de altura. Preso à cadeira havia um mecanismo para fixação da coxa sobre o assento, que visava impedir movimentos desse segmento, mantendo um ângulo de flexão de quadril de 90°. A cadeira foi posicionada de forma a permitir exposição sagital da articulação do joelho ao videofluoroscópio. Com o indivíduo devidamente posicionado, o videofluoroscópio foi ajustado para que a articulação do joelho fosse contemplada no campo de visão do aparelho.

A coleta foi realizada no setor de radiologia do Hospital Nossa Senhora da Conceição, Porto Alegre / RS, onde estavam presentes um médico radiologista e o técnico em radiologia, responsáveis pelo setor.

Instrumentação

As imagens radiográficas foram captadas utilizando-se um videofluoroscópio de marca Axiom Siemens Iconos R100 com uma televisão Siemens e um videocassete Philips acoplados à unidade. A radiação oferecida pelo exame fluoroscópico através de um intensificador de imagens é 80% menor comparando-se a um exame fluoroscópico convencional (MOSCA & MOSCA, 1971), estando os indivíduos da amostra submetidos a doses de radiação bastante baixas, sem o risco de promover danos teciduais ou quaisquer outros prejuízos à sua saúde. 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 videofluoroscópio e o sistema de vídeo apresentam uma frequência de amostragem de 50 Hz. Foram desenvolvidas rotinas computacionais utilizando o software Matlab® para a análise dos dados.

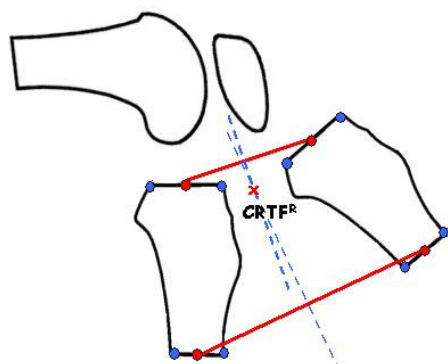
Delineamento dos Métodos de Determinação do Centro de Rotação Tibiofemoral

Os métodos analisados foram: método Reuleaux, proposto em 1876; método proposto por Grieve *et al.* em 1978; método pelo ponto de contato, proposto por Baltzopoulos em 1995 e o método das mediatrizes, proposto por Montgomery *et al* em 1998. Para todos os métodos foram identificados pontos nas imagens radiográficas representando as estruturas ósseas de interesse. A diferença entre os métodos analisados referem-se às estruturas ósseas utilizadas para a reprodução dos métodos, ao número de pontos a serem identificados, a posição desses pontos nas imagens radiográficas e a relação matemática estabelecida entre os mesmos.

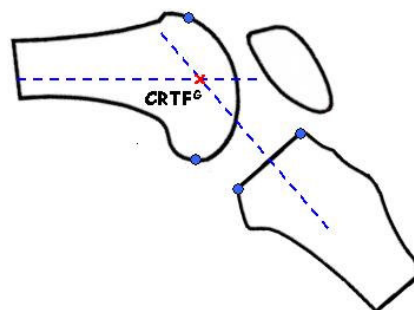
O método Reuleaux (1876) consiste na localização do centro de rotação a partir de quatro pontos definidos no segmento tíbia: dois pontos na porção distal da tíbia (um na margem mais anterior e outro na margem mais posterior da tíbia, visíveis ao videofluoroscópio) e dois pontos no platô tibial (localizados nas extremidades mais anterior e mais posterior do platô). Estabelece-se o ponto médio entre os pontos distais e proximais da tíbia. O mesmo processo é realizado para uma imagem subsequente. É traçada uma reta entre os pontos médios estabelecidos para o platô tibial e entre os pontos médios estabelecidos para a tíbia distal entre as duas imagens. Dessas novas retas estabelecidas, são identificados os seus pontos médios e traçadas perpendiculares a partir deste ponto, tanto proximal quanto distal. A intersecção das perpendiculares traçadas darão origem ao centro de rotação tibiofemoral pelo método Reuleaux. O processo ocorre para todas imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento (Figura 9.1 a).

O método proposto por Grieve *et al.* (1978) consiste na localização do centro de rotação a partir de quatro pontos definidos nos segmentos fêmur e tíbia: dois no côndilo femoral (o primeiro na porção mais anterior do côndilo e o segundo na porção mais posterior do côndilo) e dois no platô tibial (localizados nas extremidades mais anterior e mais posterior do platô), em uma imagem radiográfica. São estabelecidas relações para os pares de pontos, tanto do côndilo femoral quanto do platô tibial, por meio de retas. O ponto médio de cada uma das retas é identificado. São traçadas perpendiculares a partir do ponto médio do platô tibial e

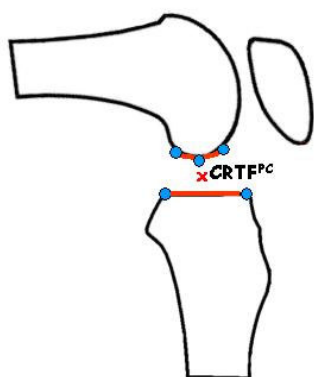
do côndilo femoral. A intersecção das perpendiculares traçadas darão origem ao centro de rotação tibiofemoral pelo método proposto por Grieve *et al.* O mesmo processo ocorre para as demais imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento (Figura 9.1 b).



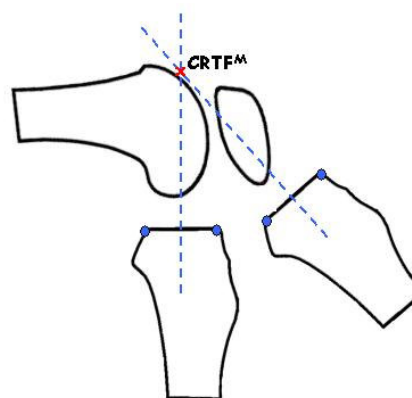
(a) Método Reuleaux (1876)



(b) Método proposto por Grieve *et al.* (1978)



(c) Método do ponto de contato (Baltzopoulos, 1995)



(d) Método das mediatrizes (Montgomery *et al.*, 1998)

Figura 9.1 – Modelo esquemático dos métodos de determinação do centro de rotação tibiofemoral.

O método pelo ponto de contato (1995) consiste em assumir que o centro de rotação tibiofemoral localiza-se no ponto de menor distância entre os segmentos fêmur e tíbia. Para isso, são identificados cinco pontos: três pontos no fêmur (localizados na margem mais distal do côndilo medial, a distâncias equidistantes entre eles) e dois pontos na tíbia (localizados nas extremidades mais anterior e mais posterior do platô tibial), em uma imagem radiográfica. Por meio de uma rotina computacional, são 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 mais distal), e a reconstrução do platô tibial através de uma reta. Reconhecendo-se as coordenadas dos pontos que compõem o côndilo femoral e dos pontos que compõem o platô tibial é 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 do ponto de contato, naquele instante de tempo. O mesmo processo ocorre para as demais imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento (Figura 9.1 c).

O método das mediatrizes (1998) para a determinação do centro de rotação é uma adaptação do *método Reuleaux*, (1876) e consiste na localização do centro de rotação a partir de dois pontos definidos no platô tibial: um localizado na extremidade mais anterior e o outro localizado na extremidade mais posterior. Estabelece-se, por meio de uma reta, a relação entre os pares de pontos do platô tibial. O mesmo processo é realizado para uma imagem subsequente. O ponto médio de cada uma das retas é identificado. São traçadas perpendiculares a partir dos pontos médios identificados do platô tibial. A intersecção das perpendiculares traçadas darão origem ao centro de rotação tibiofemoral pelo método das mediatrizes. Este processo ocorre para todas imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento (Figura 9.1 d).

9.3 Resultados e Discussões

Para a análise dos resultados encontrados para cada método de localização do centro de rotação tibiofemoral serão considerados os seguintes aspectos:

Praticidade - quantidade de pontos digitalizados em cada imagem. Quanto menor o número de pontos a serem digitalizados, mais prático é o método.

Reprodutibilidade - identificação dos mesmos pontos em imagens subsequentes. Como a digitalização é manual, quanto mais fácil a identificação dos pontos, menor será a chance de erro.

Relação com a interface tibiofemoral – a interface tibiofemoral refere-se à unidade formada pelos côndilos femorais e o platô tibial. Essas estruturas ósseas apresentam uma variação de posição espacial conforme o movimento é realizado. Na análise computacional das metodologias para determinação do centro de rotação tibiofemoral se faz necessário o conhecimento da posição da interface tibiofemoral no sistema cartesiano, a fim de estabelecer relações entre o comportamento do centro de rotação e a interface articular analisada. No

presente estudo, a posição da interface tibiofemoral é representada no sistema cartesiano variando 50 mm na posição vertical e 60 mm na posição horizontal. Só será estabelecida alguma relação com a interface tibiofemoral quando a grande maioria dos pontos para a localização do centro de rotação articular apresentar-se dentro dos limites de variação da posição da interface tibiofemoral citada neste item.

A partir da reprodução dos métodos para determinação do centro de rotação tibiofemoral, obtiveram-se os seguintes resultados:

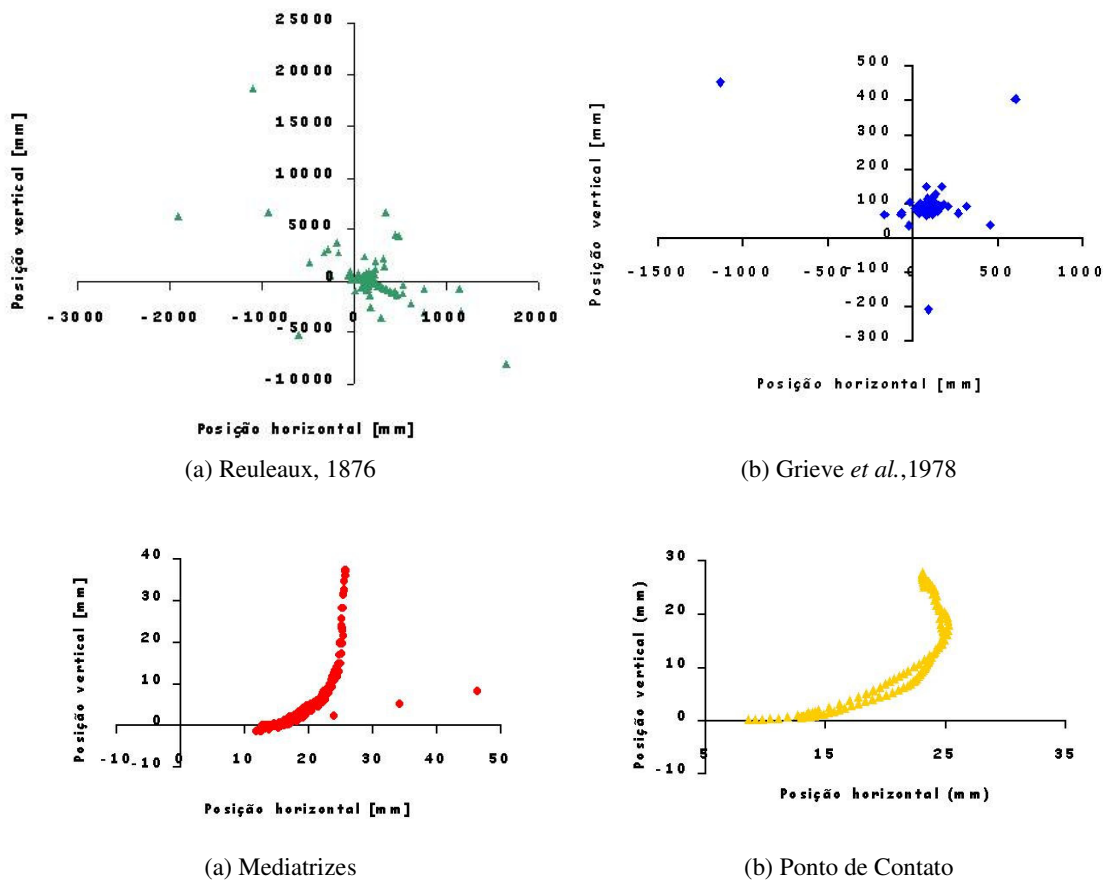


Figura 9.2 – Comportamento do centro de rotação pelos métodos: Reuleaux (a), Grieve (b), Mediatrizes (c) e Ponto de contato(d).

Os resultados pelo método proposto por Reuleaux (1876) são apresentados na Figura 9.2 (a). Analisando o comportamento das coordenadas representativas do centro de rotação tibiofemoral por este método, observamos uma grande dispersão das coordenadas para a localização do centro de rotação tibiofemoral para cada instante de tempo, assumindo valores que ultrapassam os limites da posição da interface tibiofemoral. Tendo em vista a

característica de translação da articulação do joelho, associada à rotação fisiológica para a realização de movimentos de flexão e extensão, quando estabelece-se uma relação entre o segmento tíbia de uma imagem com o mesmo segmento em imagem subsequente, como é proposto pelo método Reuleaux, pode-se esperar que para determinadas angulações haja uma tendência de paralelismo das mediatrizes formadas pela relação entre platô tibial e tíbia distal, diminuindo assim a probabilidade de sua intersecção. Essa situação provavelmente ocorre em angulações de movimento em que a tíbia apenas translada sobre o fêmur. Dessa maneira, a intersecção das mediatrizes tende ao infinito, acarretando valores elevados das coordenadas para localização do centro de rotação tibiofemoral.

A grande dispersão dos pontos também pode estar relacionada a erros associados à digitalização manual para determinação do método. Mesmo que os pontos digitalizados para a reprodução do método fossem de fácil identificação, não se pode descartar a possibilidade de erros associados à subjetividade da digitalização, embora tenha sido realizada por um único operador, somando eventuais erros sistemáticos desta origem.

A Figura 9.2 (b) apresenta os resultados pelo método proposto por Grieve *et al.* (1978). Ainda observa-se uma grande dispersão dos pontos no sistema cartesiano, embora menores quando comparados com o método Reuleaux, assumindo valores que também ultrapassam os limites da interface tibiofemoral. Suas coordenadas para localização do centro de rotação tibiofemoral, assim como no método Reuleaux, apresenta um comportamento aleatório. A dispersão dos pontos apresentada pelo método proposto por Grieve *et al.* também pode ser explicada pelo movimento de translação que a tíbia realiza sobre o fêmur em determinadas angulações. Além disso, os erros associados à digitalização manual dos pontos poderiam influenciar especialmente a reprodução deste método, visto que a identificação dos pontos sobre o côndilo medial, como propõe o método, não é facilmente realizada como a identificação dos pontos do platô tibial e tíbia distal.

Os resultados pelo método das mediatrizes (1998), demonstrados na Figura 9.2 (c), apresentam algumas coordenadas para a localização do centro de rotação tibiofemoral assumindo alguns valores ainda dispersos. No entanto, a grande totalidade dos pontos assume um comportamento curvilíneo ao longo da execução do movimento. Segundo Kapandji (2000), durante a execução de uma extensão de joelho em cadeia cinética aberta, a tíbia roda no sentido cranial em relação ao fêmur, perfazendo a trajetória semicircular dos côndilos. Visto que o método das mediatrizes utiliza-se do platô tibial como base para a determinação do centro de rotação tibiofemoral, é aceitável que o centro de rotação apresente um

comportamento que acompanhe a relação das faces articulares do fêmur e da tíbia ao longo de uma extensão de joelho. De acordo com o comportamento dos pontos no sistema cartesiano pelo método das mediatrizes, e os limites apresentados para a localização da interface tibiofemoral, pode-se observar que há concordância entre eles para a maior parte dos pontos localizados.

No entanto, verifica-se que a representação gráfica da localização do centro de rotação a partir da totalidade de seus pontos contém um pequeno grupo de pares ordenados que assumem valores elevados. É provável que algumas características do método utilizado e a influência dos efeitos de translação da articulação do joelho sejam responsáveis por estes pontos dispersos.

O resultado pelo método do ponto de contato (1995), na Figura 9.2 (d), não apresenta dispersão na localização das coordenadas para a determinação do centro de rotação tibiofemoral. Além disso, assume um comportamento curvilíneo que coincide com os limites da interface tibiofemoral no sistema cartesiano. Esse resultado poderia ser previsto em função da metodologia proposta pelo método, que baseia-se no acompanhamento do movimento do côndilo femoral medial e platô tibial na digitalização dos pontos de referência nas estruturas ósseas. É também importante ressaltar que a elaboração de uma rotina computacional para mapeamento do côndilo femoral e platô tibial a partir dos pontos digitalizados, utilizada por esta metodologia permite identificar, de forma mais criteriosa, a localização do centro de rotação tibiofemoral, se comparada a métodos que utilizam-se da determinação de um único ponto entre fêmur e tíbia como ponto de contato.

Comparando os gráficos apresentados pelos quatro métodos, podemos identificar uma grande dispersão dos pontos no método proposto por Reuleaux, (1876), e no método proposto por Grieve *et al.*, (1978), assumindo posições que ultrapassam os limites da interface tibiofemoral no sistema cartesiano. O método das mediatrizes (1998) ainda apresenta algumas coordenadas dispersas no sistema cartesiano, mas mantém maior parte dos pontos coincidindo com os limites da interface tibiofemoral. Por outro lado, o método pelo ponto de contato (1995), não apresenta dispersão de pontos, além de assumir um comportamento curvilíneo que coincide com os limites da interface tibiofemoral.

Todos os métodos apresentados neste estudo parecem adequados, mesmo apresentando pontos dispersos no sistema cartesiano, visto que o cálculo do centro de rotação tibiofemoral considera os efeitos translatórios e rotatórios que poderiam ser responsáveis por este comportamento dos pontos na representação gráfica. No entanto, quando propõe-se a

determinar a distância perpendicular de específico grupo muscular em relação ao centro de rotação articular, torna-se inviável a utilização de métodos que apresentem coordenadas que não coincidem com a interface articular de superfície ósseas. Sendo assim, quando a translação é o movimento pronunciado, o centro de rotação tende ao “infinito”, inviabilizando o uso destas coordenadas para o cálculo da distância perpendicular.

Considerando este aspecto, o método pelo ponto de contato, baseado no seu comportamento e localização no sistema cartesiano, estabelece essa relação com a interface tibiofemoral. Sua metodologia apresenta-se criteriosa, no que diz respeito à relação entre os pontos definidos para determinar o centro de rotação tibiofemoral, o que se deve à rotina computacional utilizada para mapear a menor distância entre os segmentos fêmur e tíbia nas imagens. O número de pontos a ser digitalizados (cinco para cada instante de tempo) e à facilidade de identificá-los nas imagens radiográficas também demonstra sua adequação em relação à praticidade e reprodutibilidade, corroborando com os aspectos estabelecidos no presente estudo para a determinação da trajetória do centro de rotação tibiofemoral.

Baseado nos resultados, o método das mediatrizes para a determinação da trajetória do centro de rotação tibiofemoral também alia praticidade, sendo o método que utiliza o menor número de pontos a serem digitalizados (dois para cada instante de tempo) e reprodutibilidade, referente à facilidade em identificá-los nas imagens radiográficas. No entanto, não satisfaz os critérios necessários na caracterização da relação com a interface tibiofemoral, sugerida por este estudo.

Conhecendo o comportamento do centro de rotação tibiofemoral apresentado pelos métodos, seria interessante reportarmos-nos à literatura com a finalidade de confrontar estes resultados obtidos com os apresentados pelos demais. Mas apesar da diversidade metodológica descrita na literatura para determinação do centro de rotação tibiofemoral são escassas as informações quanto a representação gráfica e numérica da trajetória do centro de rotação tibiofemoral. Além disso, são raros os estudos que propõem-se a determinar o centro de rotação tibiofemoral de forma dinâmica e *in vivo*, como realizado por este estudo.

Poderíamos ressaltar que o comportamento curvilíneo, demonstrado pelos métodos do ponto de contato (1995) e pelo método das mediatrizes (1998) também foi apresentado por Fischer (1907). A inespecificidade da metodologia utilizada por Fischer e a não representação gráfica de sua trajetória impede que comparações mais detalhadas dos resultados apresentados neste estudo sejam estabelecidas.

9.4 Considerações Finais

Os resultados apresentados sugerem que o método das mediatrizes, proposto por Montgomery *et al.* (1998) apresenta-se como o método de maior praticidade e reprodutibilidade para a determinação da trajetória do centro de rotação tibiofemoral. Isso se deve ao número de pontos necessários para a reprodução do método (apenas 2 pontos no platô tibial) e à facilidade de determiná-los em imagens subseqüentes, pois localizam-se em estruturas ósseas que podem ser monitoradas por meio de imagens radiográficas. No entanto, o método das mediatrizes não satisfaz os critérios estabelecidos para a relação do método com a interface tibiofemoral, bem como o método Reuleaux (1876) e o método proposto por Grieve *et al.*

O método pelo ponto de contato, proposto por Baltzopoulos (1995), apesar de não caracterizar-se como o método de maior praticidade e reprodutibilidade, trata-se de um método de simples reprodução. Além disso, foi o único dos três métodos que satisfaz o critério de relação com a interface tibiofemoral. Considerando estudos futuros para determinação da variação da distância perpendicular ao longo de um arco de movimento, em relação a um centro de rotação tibiofemoral dinâmico, sugere-se que o método pelo ponto de contato, reproduzido no presente estudo, seja o mais adequado a ser utilizado.

9.5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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.

BRENZIKOFER, R.; ROCHA, A. R.; LIMA FILHO, E. C. & BARROS, R. M. L.. Localização 3D de Eixos e Centros Articulares. *Revista Brasileira de Biomecânica. Sociedade Brasileira de Biomecânica (SBB)*, ano 2, n.3, p. 45-50, 2001.

CAPOZZO, A., CATANI, F., LEARDINI, 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.

CHALLIS, J.H. Estimation of the Finite Center of Rotation in Planar Movements. *Medical Engineering & Physics*, n.23, p. 227-233, 2001.

CRISCO J.J., HENTEL, WOLFE, S.W., DUNCAN, J.S. Two-Dimensional Rigid-Body Kinematics using Image Countour Registration. *Journal of Biomechanics*, v.28, n.1, p. 119-124, 1994.

FRANKEL, V.H., BURSTEIN, A.H., BROOKS D.B. Biomechanics of Internal Derangement of the Knee. *J. Bone Joint Surg*, v. 53-A, p.945-962, 1971.

- 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. *J.Bone and Joint Surgery* vol. 65-B, n4,p. 391-399, 1983.
- GRIEVE, D. W.; PHEASANT, S.; CAVANAGH, P.R. Prediction of Gastrocnemius Length from Knee and Angle Joint Posture. *Biomechanics – VI- A*, v.2A, p.405 – 412, 1978.
- HALVORSEN, K. Bias Compensated Least Squares Estimates of the Center of Rotation. *Journal of Biomechanics*, n.36, p. 999-1008, 2003.
- KAPANDJI, A. I. *Fisiologia Articular. Panamericana*, 5^a edição, v.2. São Paulo, 2000.
- LU & O' CONNOR. Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment. *Anat*,n.189, p. 575-585.
- MAGEE, D. J. *Avaliação Musculoesquelética. Manole*, 3^a edição. São Paulo, 2002.
- 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.
- MOOREHEAD, J.D, MONTGOMERY, S.C., HARVEY, D.M. Instant Center of Rotation Estimation using the Reuleaux Technique and a Lateral Extrapolation Technique. *Journal of Biomechanics*, *in press*, 2003.
- MOSCA, L. G.; MOSCA, L. E. *Tecnica Radiologica: Teoria y Practica*. López Libreros Editores, p. 141-145. Buenos Aires, 1971,.
- PERSSON, T., LANSHAMMAR, H., MEDVED, V. A Marker-Free Method to Estimate Joint Center of Rotation by Video Image Processing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, n.46, p. 217-224, 1995.
- 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.439-446, 1996.