

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

**ESTIMATIVA *IN VIVO* DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR E LINHA DE AÇÃO DE
FORÇA DE ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO**

Luis Felipe Silveira

Porto Alegre, novembro de 2008

Luis Felipe Silveira

**ESTIMATIVA *IN VIVO* DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR E LINHA DE AÇÃO DE
FORÇA DE ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO**

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul apresentado para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre, novembro de 2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

S587e Silveira, Luis Felipe

Estimativa in vivo da distância perpendicular e linha de ação de força de estruturas que cruzam a articulação do joelho / Luis Felipe Silveira ; Jefferson Fagundes Loss [Orient.] – Porto Alegre: Universidade Federal do rio Grande do Sul, 2008.
140 p. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano.

1. Biomecânica 2. Joelho – articulação 3. Distância perpendicular
4. Videofluoroscopia I. Título II. Loss, Jefferson Fagundes.

CDU 706.012

Bibliotecária responsável Kátia Rosi Possobon CRB10/1782

Luis Felipe Silveira

**ESTIMATIVA *IN VIVO* DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR E LINHA DE AÇÃO DE
FORÇA DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO**

Conceito final: A

Aprovado em 10 de dezembro de 2008

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Isabel de Camargo Neves Sacco – USP

Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz – ULBRA

Prof. Dr. Carlos Bolli Mota – UFRGS

Orientador – Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – UFRGS

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Kátia e Fernando, pelo carinho, pelo amor e por sempre incentivar os meus projetos e ambições.

A minha irmã, Amanda, pela paciência (que sei que ela não tem) e pelo carinho.

A minha família, pelo apoio e compreensão, me proporcionando um apoio emocional fundamental para a continuidade dos meus estudos.

Aos meus amigos, por entender que muitas vezes temos que escolher entre o estudo e a diversão.

A minha persistência, principalmente por persistir comigo nos momentos onde parecia que não existia solução.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Jefferson Loss**, pela orientação e pela capacitação, que nestes cinco anos de laboratório permitiram-me vencer este desafio! Obrigado por ser este “mestre” que sempre mostrou o caminho e nunca entregou a solução.

Ao grupo do joelho, **Caroline Bernardes, Francisco Xavier de Araújo e Gustavo Portella**, pelo companheirismo, amizade e pelo aprendizado que me oportunizaram. A **Gabriela Santos** pela paciência com o seu inexperiente co-orientador. Em especial a minha orientadora, colega, amiga e quase irmã **Caroline**, por toda a convivência, todo carinho, todas conversas e todos os ensinamentos. **Carol** obrigado pela troca constante que foram estes anos de pesquisa lado-a-lado, saiba que estou com saudade!

Aos mestres que em sua trajetória neste laboratório permitiram a minha participação em suas pesquisas, **João Paulo Cañeiro, Daniela Aldabe e Caroline Bernardes** (mais uma vez), sem este “estágio” o meu mestrado seria inviável! Muito obrigado pela paciência e pela dedicação!

Ao grupo de pesquisa em biomecânica, citando em uma ordem (quase) cronológica: **Denise Soares** (obrigado por tudo, mas principalmente por ter me inserido neste grupo distinto), **Daniel Cury Ribeiro, Letícia Gandolfi, Éverton Kruel da Rocha, Fábio Canto da Silva, Fábria Milman Krumholz, Paulo Schiel, Leonardo Peyré Tartaruga, Joelly Mahnic de Toledo, Marcelo La Torre, Mônica Melo, Arthur Bonezi, Débora Cantergi, Maicon Pasini, Gláucia Kronbauer e a todos os bolsistas** (voluntários ou remunerados) que transitaram e transitam neste grupo, verdadeiros amigos, companheiros e professores. Obrigado pelos ensinamentos, pelo “papo” nas horas de descontração e pela convivência inspiradora.

A minha mãe **Kátia Rosi Possobom**, pelo amor, carinho, dedicação e paciência. Tenho em você um grande exemplo de que para vencer basta vontade e dedicação!

Ao meu pai **Luis Fernando Remião Silveira**, que apesar da distância, me tornou um homem justo e trabalhador. Obrigado!

A minha irmã **Amanda Fernanda Silveira**, obrigado pelo carinho, pela paciência e pela amizade.

A minha **família** pelo apoio e compreensão. Em especial a minha tia **Cynara**, que sempre me apoiou e me incentivou à carreira acadêmica.

Aos meus queridos colegas, amigos e professores do **Laboratório da Dança**, sem eles eu já estaria maluco de tantos cálculos biomecânicos. Em especial quero agradecer a Professora **Isabel Willadino**, pela contribuição imensurável a minha vida profissional, pessoal e afetiva. Reservo à ti um carinho muito especial!

Ao meu amigo e terapeuta de boteco **Leonardo Costa Dias**, pela sincera amizade e companheirismo.

Aos meus amigos da Dança de Salão, especialmente a minha amiga e partner **Luisa Bernardes**, obrigado pelas conquistas.

Aos meus **alunos de dança de salão e de musculação** pela amizade, paciência pela constante troca de horários e pelo apoio financeiro (risos).

Aos amigos (colegas e alunos) da **academia Postural**, pelo incentivo, pela amizade e compreensão. Em especial a Professora **Gabriela Cestari**, por todas as conversas e discussões científicas.

Aos meus coordenadores da academia Body One **Luciane Citadin** e **Alessandro Gamboa** pela flexibilidade nos horários de trabalho.

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

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

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!

"O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano."
Isaac Newton

RESUMO

O estudo das forças que envolvem a articulação do joelho depende da determinação de alguns parâmetros biomecânicos. Muitas vezes alguns dos parâmetros utilizados são obtidos por meio da literatura. A distância perpendicular é um parâmetro frequentemente utilizado de dados provenientes da literatura, pois sua determinação está associada a uma grande dificuldade metodológica. Muitos autores utilizam medidas em cadáveres ou medidas em imagens radiográficas estáticas, geralmente apresentam seus resultados na forma de gráficos e/ou tabelas. Entretanto, ambas fogem da situação onde são utilizadas, *in vivo* e dinâmica. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi estimar a linha de ação e a distância perpendicular das estruturas que cruzam a articulação do joelho. Especificamente, desenvolver equações de regressão para estimar a linha de ação e a distância perpendicular destas estruturas, utilizando variáveis antropométricas tais como: massa, estatura e tamanho da tíbia, como variáveis explicativas nos modelos de regressão. Foram determinadas as linhas de ação e a distância perpendicular das seguintes estruturas: o ligamento patelar, o tendão do quadríceps femoral, o tendão do semimembranoso, o tendão do semitendinoso, o tendão do bíceps femoral, o tendão proximal do gastrocnêmio, o ligamento cruzado anterior e o ligamento cruzado posterior. Além das estruturas mensuradas foi calculada a distância perpendicular efetiva do mecanismo extensor do joelho. As medidas foram realizadas em imagens radiográficas dinâmicas, por meio de videofluoroscopia, em vinte e um (21) indivíduos saudáveis executando três repetições do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta, sem carga aplicada à tíbia. Foi utilizado o método automático “stepwise” para seleção das melhores variáveis explicativas para cada equação de regressão. Por meio de modelos de regressão linear foi possível estimar as linhas de ação e as distâncias perpendiculares das estruturas que cruzam a articulação do joelho, assim como estimar a distância perpendicular efetiva do mecanismo extensor do joelho. Além do ângulo de flexão, foi possível utilizar variáveis antropométricas como variáveis explicativas do modelo de regressão.

Palavras chave: Linha de ação, Distância perpendicular, Joelho, Biomecânica, Videofluoroscopia.

ABSTRACT

The study of forces involving the knee joint depends on the determination of some biomechanical parameters. Often some of the parameters used are obtained through literature. The moment arm is a parameter frequently used data in the literature, it is difficult to determine. Many authors use measures in cadavers or measures in radiographic images from static to determine its values and its results as graphs and / or as the regression equations. Meanwhile, both fleeing the situation where they are used, in vivo and dynamic. Therefore, the purpose of this study was to estimate the line of action and moment arm structures that cross the knee joint. Specifically, the regression equations developed to estimate the line of action and moment arm of these structures. Using anthropometric variables, such as weight, height and length of the tibia as explanatory variables in the regression models. There were certain lines of action and moment arm of the following structures, the patellar ligament, the femoral quadriceps tendon, the tendon semimembranoso, the semitendinosus tendon, the femoral biceps tendon, the tendon proximal the gastrocnemius, the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament. In addition to the structures was estimated measured the effective moment arm mechanism of the knee extensor. To define the centre of rotation was the method used snapshot, to measure the moment arm geometric method was used. The measures were taken in radiographic images dynamic, through videofluoroscopic, and one in twenty (21) healthy individuals running three repetitions of the exercise of the extension of knee in open kinetic chain, no load applied to the tibia. It was the method used automatic "stepwise" to select the best explanatory variables for each regression equation. Through linear regression models were unable to estimate the lines of action and the moment arm structures that cross the knee joint, and estimate the moment arm effective mechanism of the knee extensor. Besides the angle of bending, it was possible to use anthropometric variables as explanatory variables in the regression model.

Key words: Line of action, Moment arm, Knee, Biomechanics, Videofluoroscopy.

LISTA DE ABREVEATURAS

2-D	segunda dimensão, duas dimensões
3-D	Terceira dimensão, três dimensões
AG	Ângulo de flexão do joelho
AG1, AG2 e AG3	Coefficientes referentes a variável ângulo de flexão do joelho, representando o efeito linear, quadrático e cúbico.
AG ²	Ângulo de flexão do joelho ao quadrado
AG ³	Ângulo de flexão do joelho ao cubo
BF	Bíceps femoral
cm	Centímetros
Coe ¹ , Coe ²	Coefficiente para codificação dos dados de entrada para utilização das equações de regressão
CR	Centro de rotação
CRI	Centro de rotação instantâneo
CRPF	Centro de rotação patelofemoral
CRTF	Centro de rotação tibiofemoral
Delta x (Δx)	Excursão do tendão
Delta ϕ ($\Delta\phi$)	Variação angular
DPBC	Distância perpendicular do tendão do músculo bíceps femoral
DPEF	Distância perpendicular efetiva
DPGT	Distância perpendicular do tendão do músculo gastrocnêmio
DPLCA	Distância perpendicular do ligamento cruzado anterior
DPLCP	Distância perpendicular do ligamento cruzado posterior
DPLP	Distância perpendicular do ligamento patelar
DPLP ²	Distância perpendicular do ligamento patelar com relação ao centro de rotação patelofemoral
DPLP ^{CRI}	Distância perpendicular do ligamento patelar medida a partir do centro de rotação instantâneo
DPLP ^{PC}	Distância perpendicular do ligamento patelar medida a partir do centro de rotação pelo ponto de contato
DPQU	Distância perpendicular do tendão do músculo quadríceps
DPSM	Distância perpendicular do tendão do músculo semimembranoso
DPST	Distância perpendicular do tendão do músculo semitendinoso
E	Estatura
E1, E2 e E3	Coefficientes referentes a variável estatura, representando o efeito linear, quadrático e cúbico.
E ²	estatura ao quadrado
E ³	estatura ao cubo
F	Força
F _{fl}	Força de resistência
F _{LP} ¹	Força do ligamento patelar atuando na tíbia
F _{LP} ²	Força do ligamento patelar atuando na patela
F _p	Força no ligamento patelar
F _Q	Força do músculo quadríceps femoral
GL	Gastrocnêmio lateral
GM	Gastrocnêmio medial
GR	Grácil
graus/s	Graus por segundo
GT	Gastrocnêmio

Gy	Gray (quantidade de energia de radiação ionizante absorvida por unidade de massa)
Gy/min	Gray por min
Hz	Hertz
IC	Intersecção dos ligamentos cruzados
IMC	Índice de massa corporal
k	Numero de variáveis explicativas (ou independentes) do modelo de regressão
kg	Kilogramas
LABC	Linha de ação do tendão do músculo bíceps femoral
LAGT	Linha de ação do tendão do músculo gastrocnêmio
LALCA	Linha de ação do ligamento cruzado anterior
LALCP	Linha de ação do ligamento cruzado posterior
LALP	Linha de ação do ligamento patelar
LAQU	Linha de ação do tendão do músculo quadríceps femoral
LASM	Linha de ação do tendão do músculo semimembranoso
LAST	Linha de ação do tendão do músculo semitendinoso
LCA	Ligamento cruzado anterior
LCL	Ligamento colateral lateral
LCM	Ligamento colateral medial
LCP	Ligamento cruzado posterior
LII	Limite inferior do intervalo de dados das variáveis
LP	Ligamento patelar
LSI	Limite superior do intervalo de dados das variáveis
m	Metros
M	Massa
M1, M2 e M3	Coefficientes referentes a variável massa, representando o efeito linear, quadrático e cúbico.
M ²	Massa ao quadrado
M ³	Massa ao cubo
MDC	Medida direta da carga
ME	Método de excursão
MG	Método de medidas geométricas
mm	Milímetros
M _P	Momento do peso da perna e pé
NC	Número codificado das variáveis para estatística de regressão
NR	Número real das variáveis para estatística de regressão
PC	Ponto de contato
QU	Quadríceps femoral
R	Coefficiente de correlação
R ²	Coefficiente de determinação
R ² _{AJUSTADO}	Coefficiente de determinação ajustado
RF	Reto femoral
SAR	Sartório
SM	Semimembranoso
ST	Semitendinoso
t	Teste t
TL	Tensor da Fáscia-lata
TT	Tamanho da tíbia
TT1, TT2 e TT3	Coefficientes referentes a variável tamanho da tíbia, representando o efeito linear, quadrático e cúbico.

TT^2	Tamanho da tíbia ao quadrado
TT^3	Tamanho da tíbia ao cubo
VC	Valor central do intervalo de dados das variáveis
VI	Vasto intermédio
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial
x	Variável explicativa (ou independente)
Y	Variável de resposta (ou dependente)
α	ângulo da linha de ação do ligamento patelar no sistema de referência local
β	Coefficiente de regressão
φ	ângulo de flexão do joelho
σ	ângulo entre o platô tibial e uma perpendicular a linha longitudinal da tíbia

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1 – Quadro de revisão de estudos reportados na literatura sobre distância perpendicular e linha de ação.	27
Ilustração 2 – Desenho esquemático do método de mensuração direta de carga.....	28
Ilustração 3 – Desenho esquemático do método de excursão do tendão.....	29
Ilustração 4 – Desenho esquemático do centro de rotação calculado pelo método Reuleaux (1875) Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.	31
Ilustração 5 – Desenho esquemático da distância perpendicular do ligamento patelar pelo ponto de contato tibiofemoral.	32
Ilustração 6 – Desenho esquemático da distância perpendicular do ligamento patelar pela intersecção dos ligamentos cruzados.....	33
Ilustração 7 – Fotos da seqüência da preparação do indivíduo para coleta: (A) identificação do epicôndilo medial do fêmur; (B) mensuração do tamanho do segmento perna; (C) ensaio do exercício a ser realizado.	38
Ilustração 8 – Fotos do local da coleta. (A) Posicionamento da cadeira elaborada para o estudo em relação ao tubo do videofluoroscópio. (B) Visualização frontal do intensificador de imagens do videofluoroscópio.	38
Ilustração 9 – Fotos do posicionamento do indivíduo na cadeira. (A) Detalhe da contenção da coxa com faixa de velcro. (B) Detalhe do colete de chumbo e protetor de tireóide, durante a realização do exercício proposto.	39
Ilustração 10 – Fotos do padrão de calibração não linear (Phantom). (A) Suporte e placa de acrílico que compõem o phantom (o joelho é mostrado na imagem apenas de forma ilustrativa). (B) Imagem do phantom obtida a partir da videofluoroscopia.	42
Ilustração 11 – Imagem do sistema de referência global. A origem (0,0) está no canto inferior esquerdo da tela.	43
Ilustração 12 – Imagens do sistema de referência local (a), Desenho esquemático do ângulo da linha de ação (α) do ligamento patelar (linha tracejada) mensurado no sistema de referência local (b).....	43
Ilustração 13 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho.	45
Ilustração 14 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho.	46
Ilustração 15 – Imagem do cálculo do ângulo de flexão do joelho (φ), a partir da inclinação do platô tibial (σ).	47
Ilustração 16 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes adaptado do método Reuleaux, (1876). A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.	47
Ilustração 17 – Desenho esquemático do centro de rotação tibiofemoral pelo método das mediatrizes adaptado de Reuleaux, (1876). A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.	48
Ilustração 18 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo ponto de contato.	49
Ilustração 19 – Desenho esquemático do centro de rotação tibiofemoral pelo ponto de contato.....	50
Ilustração 20 – Desenho esquemático da determinação da distância perpendicular do ligamento patelar.	51
Ilustração 21 – Desenho esquemático da determinação da linha de ação e da distância perpendicular do músculo do quadríceps. (a) linha de ação paralela ao fêmur com inserção no pólo superior da patela. (b) linha de ação entre o pólo superior da patela e o ponto superior do côndilo femoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.....	51

Ilustração 22 – Desenho esquemático do sistema de forças 1: composto pelas forças que atuam sobre a tíbia.....	52
Ilustração 23 – Desenho esquemático do sistema de forças 2: composto pelas forças que atuam sobre a patela (diferencia a F_{LPI} do sistema 1).....	53
Ilustração 24 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.....	54
Ilustração 25 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do semitendinoso. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.....	55
Ilustração 26 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do semimembranoso. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.....	56
Ilustração 27 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio medial. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.....	56
Ilustração 28 – Desenho esquemático das linhas de ação e distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados.	57
Ilustração 29 – Gráficos para comparação dos efeitos da transformação das variáveis explicativas não codificadas e codificadas.	65
Ilustração 30 – Histograma dos resíduos padronizados da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.	72
Ilustração 31 – Gráfico de probabilidade normal para os resíduos padronizados da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.	72
Ilustração 32 – Gráficos para a análise dos resíduos para verificação da homocedasticidade. Gráficos dos resíduos plotados pelas variáveis explicativas: a) Ângulo de flexão do joelho codificado; b) Ângulo de flexão do joelho codificado ao quadrado; c) Peso codificado; d) Estatura codificada.	73
Ilustração 33 – Análise gráfica do grau de concordância entre a distância perpendicular do ligamento patelar calculada com diferentes métodos para determinação do centro de rotação. A diferença foi calculada entre DPLP pelo método CRI e DPLP pelo método PC.	76
Ilustração 34 – Gráfico da diferença entre a DPLP calculada com o método CRI e a DPLP calculada com o método do PC.	77
Ilustração 35 – Gráfico da linha de ação do ligamento patelar	78
Ilustração 36 – Gráfico da linha de ação do tendão do quadríceps.	79
Ilustração 37 – Gráfico da linha de ação do tendão do semimembranoso.	80
Ilustração 38 – Gráfico da linha de ação do tendão do semitendinoso.	81
Ilustração 39 – Gráfico da linha de ação do tendão do bíceps femoral.	82
Ilustração 40 – Gráfico da linha de ação do tendão proximal do gastrocnêmio.....	83
Ilustração 41 – Gráfico da linha de ação do ligamento cruzado anterior.	84
Ilustração 42 – Gráfico da linha de ação do ligamento cruzado posterior.	85
Ilustração 43 – Desenho esquemático da mudança de linha de ação do ligamento patelar. De (a) para (b) ocorre uma diminuição do ângulo da linha de ação do ligamento patelar. A linha contínua e a linha tracejada representam OLP em dois indivíduos diferentes.	86
Ilustração 44 – Quadro do efeito das variáveis explicativas nas linhas de ação dos tendões e ligamentos do joelho.....	88
Ilustração 45 - Gráfico para comparação da linha de ação do ligamento cruzado anterior, deste estudo e (Herzog e Read, 1993).....	90
Ilustração 46 – Gráfico para comparação da linha de ação do ligamento cruzado posterior, deste estudo com (Herzog e Read, 1993)	91
Ilustração 47 – Quadro dos efeitos das variáveis antropométricas na resposta dos modelos de regressão.	92
Ilustração 48 – Gráfico do centro de rotação tibiofemoral e do centro de rotação patelofemoral de um indivíduo da amostra sobreposto a imagem de raio X. (retângulos: 0 graus de flexão; círculos: 90 graus de flexão).....	94

Ilustração 49 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento patelar.	95
Ilustração 50 – Gráfico das distâncias perpendiculares do ligamento patelar extraídas da literatura.	96
Ilustração 51 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do quadríceps.	99
Ilustração 52 – Gráfico das distâncias perpendiculares do tendão do quadríceps.	100
Ilustração 53 – Gráfico da distância perpendicular efetiva	102
Ilustração 54 – Gráfico das distâncias perpendiculares efetivas.	103
Ilustração 54 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do semimembranoso.	105
Ilustração 55 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo semimembranoso extraídas da literatura.	106
Ilustração 56 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do semitendinoso.	107
Ilustração 57 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo semitendinoso extraídas da literatura.	108
Ilustração 58 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral.	109
Ilustração 59 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo bíceps femoral extraídas da literatura, comparadas ao resultado deste estudo.	110
Ilustração 60 – Gráfico da distância perpendicular do tendão proximal do gastrocnêmio. ...	113
Ilustração 61 – Gráfico das distâncias perpendiculares do tendão do músculo gastrocnêmio.	114
Ilustração 62 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento cruzado anterior.	116
Ilustração 63 – Gráfico das distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados.	117
Ilustração 64 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento cruzado posterior.	118

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados antropométricos dos indivíduos coletados neste estudo.....	37
Tabela 2 – Distância perpendicular do ligamento patelar, ângulo de flexão do joelho e dados antropométricos para construção do modelo de regressão. Para cada ângulo foram utilizados os dados de cada um dos 21 indivíduos.....	66
Tabela 3 – Distância perpendicular do ligamento patelar, ângulo de flexão do joelho codificado e transformado e dados antropométricos codificados e transformados.....	66
Tabela 4 – Estatística de regressão dos modelos de regressão selecionados pelo software SPSS 13.0.....	67
Tabela 5 – Coeficientes de regressão dos modelos selecionados, teste de significância das variáveis explicativas e teste de colinearidade.	68
Tabela 6 – <i>Condition index</i> e <i>variance proportions</i> para avaliação da multicolinearidade.	70
Tabela 7 – Correlação de Pearson da distância perpendicular do ligamento patelar (DPLP) e suas variáveis explicativas ângulo de flexão do joelho elevado ao quadrado (AG^2) peso e estatura.	71
Tabela 8 Estatística descritiva dos resíduos calculada pelo software SPSS 13.0 para a equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.	73
Tabela 9 – Estatística do modelo de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.	74
Tabela 10 – Análise de variância (ANOVA) do modelo de regressão.....	74
Tabela 11 – Coeficientes de regressão para o modelo adequado da distância perpendicular do ligamento patelar.	74
Tabela 12 – Coeficientes utilizados na equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.	75
Tabela 13 – Comparação entre os coeficientes dos dados de estimação e dos dados de validação.	75

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	22
2. OBJETIVOS	25
2.1 OBJETIVO GERAL	25
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	25
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	26
3.1 DISTÂNCIA PERPENDICULAR E LINHA DE AÇÃO DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO	26
3.1.1 <i>Método de mensuração direta de carga</i>	27
3.1.2 <i>Método de excursão</i>	29
3.1.3 <i>Método geométrico</i>	30
3.1.3.1 <i>Método geométrico utilizando o centro de rotação instantâneo</i>	30
3.1.3.2 <i>Método geométrico utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato</i>	31
3.1.3.3 <i>Método geométrico utilizando o centro de rotação pela intersecção dos ligamentos cruzados.</i>	33
3.1.4 <i>Normalização da distância perpendicular do ligamento patelar por medidas antropométricas</i>	33
3.1 DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA	34
4 METODOLOGIA	36
4.1 PROBLEMA.....	36
4.2 AMOSTRA	36
4.3 COLETA DE DADOS.....	36
4.4 PROCEDIMENTO ÉTICO ENVOLVIDO NA PARTICIPAÇÃO DO ESTUDO E OBTENÇÃO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	39
4.5 INSTRUMENTAÇÃO	40
4.5.1 <i>Videofluoroscópio</i>	40
4.5.2 <i>Adobe Premier pro 1.5</i>	41
4.5.3 <i>Matlab 7.1</i>	41
4.5.4 <i>Phantom</i>	41
4.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS	42
4.6.1 <i>Parâmetros biomecânicos</i>	42
4.6.2 <i>Digitalização das imagens radiográficas</i>	45
4.6.3 <i>Definição do platô tibial</i>	46
4.6.4 <i>Cálculo do ângulo de flexão do joelho</i>	46
4.6.5 <i>Cálculo do centro de rotação instantâneo (CRI)</i>	47
4.6.6 <i>Cálculo do centro de rotação pelo ponto de contato</i>	48
4.6.7 <i>Delineamento do método para determinação da linha de ação e da distância perpendicular do ligamento patelar</i>	50

4.6.8 Delineamento do método para a determinação da linha de ação e da distância perpendicular do tendão do quadríceps.....	51
4.6.9 Delineamento do método para cálculo da distância perpendicular efetiva.....	52
4.6.10 Delineamento do método para cálculo da linha de ação e da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral.....	54
4.6.11 Delineamento do método para cálculo da distância perpendicular do tendão do semitendinoso.	55
4.6.12 Delineamento do método para cálculo da distância perpendicular do tendão do semimembranoso.	55
4.6.13 Delineamento do método para cálculo da linha de ação e da distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio.	56
4.6.14 Delineamento do método para cálculo da linha de ação e da distância perpendicular dos ligamentos cruzados.	57
4.6.15 Tratamento estatístico	57
4.6.15.1 Tratamento estatístico para comparação dos centros de rotação articular.....	58
4.6.15.2 Construção do modelo de regressão	59
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	64
5.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO DE REGRESSÃO.	64
5.2 COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE DETERMINAÇÃO DO CENTRO DE ROTAÇÃO	76
5.3 LINHAS DE AÇÃO DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	77
5.4 DISTÂNCIA PERPENDICULAR DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO.	92
5.4.1 Distância perpendicular do ligamento patelar.	95
5.4.2 Distância perpendicular do tendão do quadríceps.	99
5.4.3 Distância perpendicular efetiva.	102
5.4.4 Distâncias perpendiculares dos tendões dos isquiotibiais.....	105
5.4.5 Distância perpendicular do tendão do músculo gastrocnêmio.....	113
5.4.6 Distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados.	116
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	121
REFERÊNCIAS	122
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	126
APÊNDICE B - DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA E CONCORDÂNCIA DAS INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS.....	128
APÊNDICE C – TABELAS DA ESTATÍSTICA DE REGRESSÃO	130
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO PATELAR	130
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO QUADRÍCEPS.....	130
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO	130
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO.....	131
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL.....	131
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO	131
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	132
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR.....	132

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR.....	132
DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA.....	133
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS	133
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO.....	133
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO.....	134
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL.....	134
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO	134
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	135
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR.....	135
APÊNDICE D - TABELAS PARA VALIDAÇÃO DA ESTATÍSTICA DE REGRESSÃO.....	136
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO PATELAR	136
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS.....	136
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO	136
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO.....	137
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL.....	137
LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO	137
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	138
LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR.....	138
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR.....	138
DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA.....	139
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS	139
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO.....	139
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO.....	140
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL.....	140
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO	140
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	141
DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR.....	141

1. INTRODUÇÃO

A determinação das forças internas no corpo humano tem sido alvo de investigação na biomecânica, podendo ser obtida de forma direta, através da implantação de sensores diretamente sobre as estruturas analisadas. Esta técnica exige métodos invasivos e fica restrita por características éticas e tecnológicas. Uma prática metodológica não invasiva para determinação das forças internas é a aplicação de modelos matemáticos baseados na geometria e na cinemática das articulações para estimativa das cargas articulares (Colins et al., 1995). Dentre as estruturas analisadas, o joelho tem sido alvo de muitas investigações, talvez pela importância dentro do sistema músculo esquelético.

A articulação do joelho é composta por um mecanismo complexo, que depende da interação de diferentes estruturas para manter a sua mobilidade e estabilidade. Para compreender sua função é necessário o desenvolvimento de estudos que permitam avaliar a mecânica articular do joelho. As principais questões que envolvem esta temática são: a estimativa das forças musculares e o estudo do controle do movimento (Crowninshield e Brand, 1981; Dul *et al.*, 1984; Herzog, 1987; Zheng *et al.*, 1998), a determinação do stress articular, lesões articulares, cirurgias de reconstrução e implante de próteses (Grood *et al.*, 1984; Nisell, 1985). Qualquer que seja a aplicação se faz necessário o desenvolvimento de um modelo apropriado do sistema músculo esquelético.

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

A força produzida pelo músculo quadríceps é transmitida pelo tendão do quadríceps através da patela para o ligamento patelar, sofrendo a influência mecânica de duas articulações: a articulação patelofemoral e a articulação tibiofemoral. Alguns autores consideram a patela como sendo uma roldana simples, que apenas transmite a força do tendão do quadríceps para o ligamento patelar (Reilly et al., 1972). Outros estudos apontam a não igualdade destas forças (Eijden et al., 1985; Pandy, 1999). Visto que as estruturas que compõem a mecânica articular do joelho possuem diferentes distâncias perpendiculares, a articulação do joelho pode ser considerada como uma roldana assimétrica que possui dois centros de rotação distintos

(Bernardes *et al.*, 2005): um em relação ao movimento da tíbia e outro em relação ao movimento da patela.

Alguns autores verificaram que a força produzida pelo músculo quadríceps é diferente da aplicada ao ligamento patelar, de maneira que o quociente entre as duas forças tende ao valor um (1) conforme diminui o ângulo de flexão (Van Eijden *et al.*, 1985; Ahmed *et al.*, 1987; Buff *et al.*, 1988; Cohen *et al.*, 2001). De acordo com a atividade realizada, a patela pode modificar a direção da força do quadríceps, atuando como uma roldana, ou pode modificar a magnitude da força do quadríceps, atuando como uma alavanca. Tendo em vista que a patela é o ponto de inserção do aparelho extensor do joelho, ela atua de maneira a modificar a vantagem mecânica deste aparelho. Em virtude da presença da patela, o quadríceps é capaz de gerar o mesmo torque, aplicando 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). 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 e Klein, 1998; Chow, 1999). Dessa forma, a patela aparenta apresentar-se mais como uma alavanca do que como uma roldana.

Independente do objetivo a que se destina o modelo, há a necessidade de obtenção de parâmetros de entrada, que englobam características físicas e geométricas das estruturas analisadas. Esses parâmetros podem ser obtidos em indivíduos provenientes da amostra do estudo em questão, ou em dados obtidos na literatura. Um parâmetro muito utilizado a partir de dados da literatura é a distância perpendicular de músculos e ligamentos, pois é um dado de difícil aquisição e que quando obtido da literatura é bastante comum que seja a partir da avaliação em cadáveres. A distância perpendicular por sua vez é dependente de outros parâmetros como o centro de rotação e a linha de ação da estrutura em questão (músculo ou ligamento). Alguns modelos utilizam equações descritas na literatura para estimar a distância perpendicular em função do ângulo de flexão do joelho (Escamila *et al.*, 1998; Zeng *et al.*, 1998) e utilizam dados cinemáticos e cinéticos para calcular as forças e momentos musculares.

Para uma maior acurácia, alguns estudos têm utilizado imagens de ressonância magnética e imagens de raios-X dinâmicas e estáticas para quantificar a distância perpendicular das estruturas de interesse (Baltzoupoulos, 1995; Smidt *et al.*, 1973; Wretenberg *et al.*, 1996), obtendo estes dados de forma personalizada para cada indivíduo.

As linhas de ação e as distâncias perpendiculares são parâmetros fundamentais para o modelamento da articulação do joelho, mas a sua determinação depende de uma instrumentação específica. Alguns autores utilizam cadáveres para determinação destes parâmetros (Visser *et al.*, 1990; Herzog e Read, 1993), outros utilizam imagens das estruturas de interesse (Rugg *et al.*, 1990; Wretenberg *et al.*, 1996; Kellis e Baltzopoulos, 1999; Tsaopoulos, Baltzopoulos *et al.*, 2007). Outros ainda, utilizam dados obtidos em estudos encontrados na literatura (Escamilla *et al.*, 1998; Zheng *et al.*, 1998; Escamilla *et al.*, 2001). Muitas vezes a determinação destes parâmetros é realizada em imagens estáticas e em poucos graus na amplitude de movimento articular. Alguns autores apresentam seus resultados em forma de equações de regressão em função do ângulo de flexão (Visser *et al.*, 1990; Herzog e Read, 1993), e também na forma de tabelas (Baltzopoulos, 1995; Kellis e Baltzopoulos, 1999). Outros apenas na forma de gráficos (Spoor e Van Leeuwen, 1992; Delp *et al.*, 1994; Buford *et al.*, 1997).

A proposta deste estudo foi obter as linhas de ação e as distâncias perpendiculares das principais estruturas que cruzam a articulação do joelho em imagens de raio-x dinâmicas, fornecendo equações de regressão para proporcionar uma fácil aplicação destes dados em modelos do sistema músculo esquelético.

2. OBJETIVOS

Os objetivos desta pesquisa foram divididos em objetivo geral e objetivos específicos, conforme segue abaixo.

2.1 OBJETIVO GERAL

Estimar a linha de ação e a distância perpendicular de estruturas que cruzam a articulação do joelho

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

São objetivos específicos desta investigação:

- a) Desenvolver equações de regressão, utilizando como variáveis explicativas o ângulo de flexão do joelho e variáveis antropométricas para estimar as linhas de ação das estruturas que cruzam a articulação do joelho.
- b) Desenvolver equações de regressão, utilizando como variáveis explicativas o ângulo de flexão do joelho e variáveis antropométricas para estimar as distâncias perpendiculares das estruturas que cruzam a articulação do joelho.
- c) Verificar a concordância da distância perpendicular calculada com diferentes métodos de determinação do centro de rotação articular.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta seção contempla a fundamentação teórica baseada na literatura desenvolvida sobre o tema.

3.1 DISTÂNCIA PERPENDICULAR E LINHA DE AÇÃO DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Para o cálculo das forças e momentos articulares se faz necessário o conhecimento das linhas de ação e das distâncias perpendiculares das estruturas que envolvem a articulação de interesse. Segundo An e colaboradores as técnicas para determinação da orientação e distância perpendicular dos músculos estão divididas em três categorias (An *et al.*, 1984):

- (1) Método da medida direta da carga (MDC);
- (2) Método de excursão (ME);
- (3) Método de medidas geométricas (MG).

O MDC pode ser calculado de uma maneira muito simples, os músculos produzem forças que são transmitidas por meio das articulações e são aplicadas no segmento distal. As forças e momentos que atuam no segmento distal podem ser monitoradas quando cargas conhecidas são aplicadas nos músculos. Assim, por meio da equação de equilíbrio dos momentos, calcula-se a distância perpendicular.

O ME é baseado no princípio do trabalho virtual, os equipamentos utilizados neste método são um eletrogoniômetro e um eletropotenciômetro para monitorar os ângulos articulares e a excursão da estrutura analisada durante a rotação articular.

O MG parte da localização da origem e da inserção da estrutura de interesse no sistema de coordenadas da articulação para determinação da linha de ação. Além da linha de ação da estrutura de interesse, outro parâmetro importante para determinação da distância perpendicular por meio deste método é o centro de rotação articular. A literatura apresenta alguns métodos para cálculo do centro de rotação na articulação do joelho, o método de intersecção dos ligamentos cruzados (IC), o método do ponto de contato (PC) e o método do centro de rotação instantâneo (CRI). Por meio do MG a distância perpendicular é considerada como a menor distância entre o centro de rotação articular e a linha de ação da estrutura de interesse.

Ilustração 1 – Quadro de revisão de estudos reportados na literatura sobre distância perpendicular e linha de ação.

	n	in vivo/ in vitro	estático dinâmico	CR	método dp	estruturas	Δamplitude (graus)
Kaufer (1971)	8	<i>in vitro</i>	estático	-	MDC	DPEF	0 a 120
Grood (1984)	5	<i>in vitro</i>	estático	-	MDC	DPEF	0 a 90
Nissel (1986)	20	<i>in vivo/ in vitro</i>	estático	PC	MG	LP	0; 30; 60; 90; 120
Yamaguchi (1989)	-	<i>modelo 2D</i>	dinâmico	CRI	MG	LP; QU; DPEF.	0 a 90
Visser (1990)	6	<i>in vitro</i>	estático	-	ME	RF; VM; VL; VI; BF; GT.	0 a 100
Spoor (1992)	1	<i>in vitro</i>	estático	CRI	MG; ME	RF; SM; SAR; BF; GR; GM; GL; ST; TL	10 a 90
Herzog (1993)	5	<i>in vitro</i>	estático	PC	MG	LP; BF; SM; ST; LCA; LCP; LCM; LCL.	0 a 140
Delp (1994)	2	<i>in vitro</i>	dinâmico	-	ME	ST; GRA; SAR; TL	0 a 80
Baltzopoulos (1995)	5	<i>in vivo</i>	dinâmico	PC	MG	LP	0 a 90
Wretenberg (1996)	17	<i>in vivo</i>	estático	PC	MG	BF; ST; SM; GR; S; GL; GM; LP	30; 60; 90
Gill and O'Connor (1996)	-	<i>modelo 2D</i>	dinâmico	IC	MG	LP; EF	0 a 140
Lu and O'Connor (1996)	-	<i>modelo 2D</i>	dinâmico	PC	MG	LCA; LCP; LCM; LCL; LP; BF; ST; SM.	0 a 140
Buford (1997)	15	<i>in vitro</i>	dinâmico	-	ME	LP; RF; VL; VM; VI; SM; ST; SAR; GR; BF; GM; GL	0 a 130
Kellis (1999)	10	<i>in vivo</i>	dinâmico	PC	MG	LP; Isquios	0 a 90
Tsaopoulos (2007)	5	<i>in vivo</i>	dinâmico	PC	MG	LP	0 a 90
Chow (2006)	5	<i>in vivo</i>	estático	PC	MG	EF; LP	25 a 85

3.1.1 MÉTODO DE MENSURAÇÃO DIRETA DE CARGA

A distância perpendicular pode ser calculada a partir da equação de equilíbrio dos momentos, dividindo o momento resultante com a força aplicada no segmento. Uma questão pertinente quando utilizamos o método da mensuração direta de carga é o cálculo do momento e da força externa. É necessário o conhecimento da distância perpendicular da força externa, sendo necessária a identificação do centro de rotação da articulação do joelho. Kaufer et al. (1971) assume que o centro de rotação coincide com o côndilo femoral, adotando este ponto como referência.

Utilizando este método para o cálculo da distância perpendicular do quadríceps, calculando o momento do segmento perna-pé e medindo a força do tendão do quadríceps, chega-se a um resultado denominado distância perpendicular efetiva (EF). A EF leva em consideração os dois centros de rotação da articulação do joelho e a vantagem mecânica que a patela oferece ao

mecanismo extensor do joelho. Kaufer utilizou o MDC para calcular a EF, comparando esta distância após a retirada da patela (patelectomia), e após diferentes procedimentos cirúrgicos para melhorar a vantagem mecânica. Entre as técnicas de reparo o autor utiliza a diminuição do ligamento patelar e o aumento da tuberosidade da tíbia (Kaufer, 1971). Grood et al. (1984) utilizando a técnica de MDC calculou o EF com objetivo de verificar a força do quadríceps com o LCA intacto e rompido.

O método de mensuração direta de carga torna-se inviável para aplicação *in vivo*, para isto seria necessário o implante de transdutores de força na estrutura analisada para quantificação da força produzida pelo músculo.

Na Ilustração 2 observa-se a mensuração da distância perpendicular do ligamento patelar a partir do método de mensuração direta de carga. A força no ligamento patelar (F_p) é aplicada pelo tendão patelar, a força de resistência (F_{fl}) é aplicada perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia. Neste sistema y é a distância perpendicular da F_{fl} e x é a distância perpendicular do ligamento patelar.

Utilizando a equação de equilíbrio dos momentos a distância perpendicular pode ser escrita como:

$$x = \frac{F_{fl}y}{F_p} \quad (01)$$

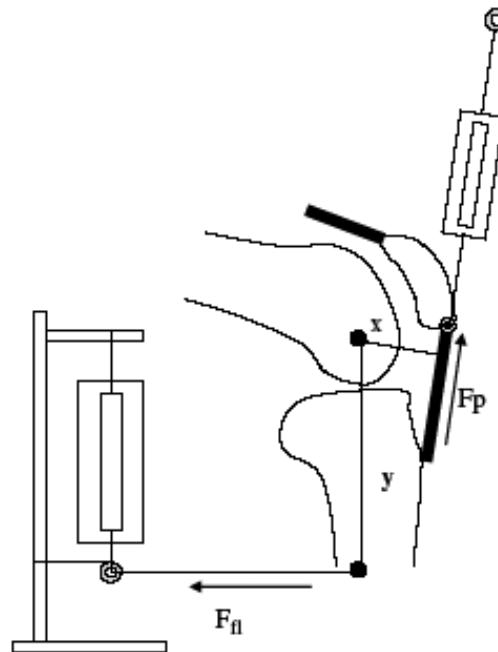


Ilustração 2 – Desenho esquemático do método de mensuração direta de carga
Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.

3.1.2 MÉTODO DE EXCURSÃO

Este método é baseado no princípio do trabalho virtual, de acordo com este princípio:

$$F\Delta x = M\Delta\varphi \quad (02)$$

Onde F é a força necessária para causar o deslocamento Δx da estrutura atuando sobre uma articulação, $\Delta\varphi$ está correspondendo à amplitude de rotação articular, e M é o momento da força F sobre a articulação. A partir da seguinte equação:

$$\frac{M}{F} = \frac{\Delta x}{\Delta\varphi} \quad (03)$$

Onde:

$\frac{M}{F}$	distância perpendicular
Δx	excursão do tendão
$\Delta\varphi$	variação angular

Na Ilustração 3 observamos dois quadros do exercício de extensão de joelho, sendo o contínuo o primeiro e o tracejado o segundo quadro (TA_1 e TA_2). Esta ilustração exemplifica o cálculo da distância perpendicular do ligamento patelar pelo ME.

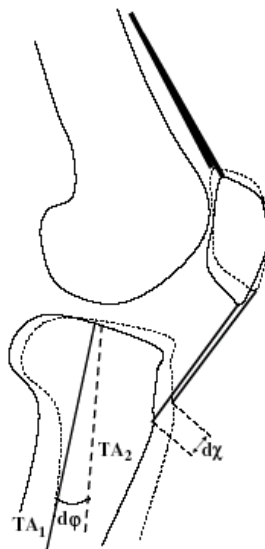


Ilustração 3 – Desenho esquemático do método de excursão do tendão
Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.

O método de excursão não necessita do conhecimento do centro de rotação ou da linha de ação para o cálculo da distância perpendicular (An *et al.*, 1984), mas é necessário que o movimento seja realizado em um plano de movimento (método 2-D). Buford *et al.* (1997) utilizaram este método para cálculo da distância perpendicular *in vitro*. Maganaris e colaboradores (2000) utilizaram este método *in vivo* a partir de imagens de raios-X, que permitia a medida da excursão do tendão patelar e a variação angular (Maganaris, 2000; Maganaris *et al.*, 2000).

3.1.3 MÉTODO GEOMÉTRICO

Utilizando o método geométrico, a distância perpendicular pode ser mensurada em duas (2-D) ou em três (3-D) dimensões. A distância perpendicular do ligamento patelar pode ser definida como a menor distância entre a linha que passa pelo pólo inferior da patela e a tuberosidade anterior da tíbia, e o centro de rotação tibiofemoral. O centro de rotação é um parâmetro muito discutido na literatura, sendo os três principais métodos para determinação do centro de rotação:

- (a) centro de rotação instantâneo (CRI);
- (b) o ponto de contato (PC);
- (c) intersecção entre os ligamentos cruzado anterior e posterior (IC).

Tanto para medidas em 2-D ou 3-D a distância perpendicular é a menor distância entre o centro de rotação e a linha de ação.

3.1.3.1 Método geométrico utilizando o centro de rotação instantâneo

O centro de rotação instantâneo pode ser calculado pelo método proposto por Reuleaux (1875) (Ilustração 4). Este método consiste na localização do centro de rotação a partir de dois pontos definidos no segmento tíbia, marcados na sua porção distal (um na margem mais anterior e outro na margem mais posterior da face lateral da tíbia, visíveis ao videofluoroscópio). O mesmo processo é realizado para uma imagem subsequente. É traçada uma reta entre os pontos estabelecidos para a tíbia distal entre as duas imagens. Dessas novas retas estabelecidas, são identificados os seus pontos médios e traçadas perpendiculares a partir destes pontos. A intersecção das perpendiculares traçadas dará origem ao centro de rotação tibiofemoral pelo

método Reuleaux. Este processo ocorre para todas as imagens radiográficas obtidas ao longo do movimento.

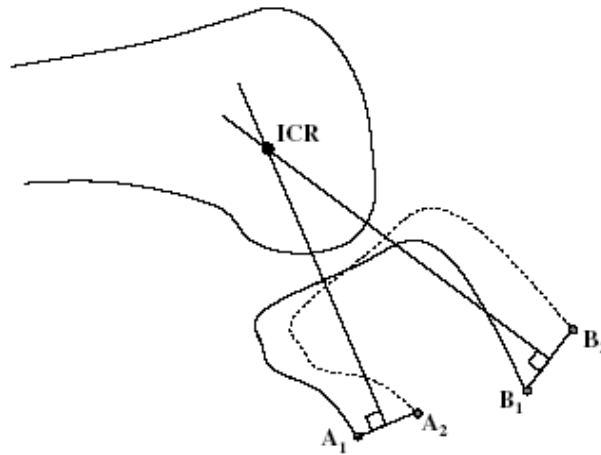


Ilustração 4 – Desenho esquemático do centro de rotação calculado pelo método Reuleaux (1875) Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.

Em exercícios de cadeia cinética aberta ocorre uma rotação externa da tíbia com relação ao fêmur que é mais aparente nos últimos 30° graus de extensão. Este fenômeno ocorre devido à assimetria dos côndilos femorais e é chamado de “*screw-home mechanism*” (Hollister *et al.*, 1993). Em exercícios de cadeia cinética fechada o efeito “*screw-home mechanism*” é desprezado, pois existe uma restrição mecânica imposta pela carga ao longo da tíbia (Koh *et al.*, 1992; Lafortune *et al.*, 1992). Alguns estudos mostraram que a acurácia do centro de rotação instantâneo diminui com o aumento do ângulo de rotação da tíbia no eixo longitudinal (Panjabi *et al.*, 1982; Woltring *et al.*, 1985). De acordo com Panjabi (1979) uma rotação de 10° pode causar um erro aproximado de 10mm na localização do centro de rotação. A distância perpendicular com o centro de rotação instantâneo pode ser superestimada ou subestimada em 18% (Panjabi, 1979).

3.1.3.2 Método geométrico utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato

O centro de rotação pelo ponto de contato não é um ponto físico, mas ele é representado entre as superfícies articulares do fêmur e da tíbia. Este ponto é definido como o ponto médio da menor distância entre as superfícies articulares do platô tibial e do côndilo femoral (Nisell *et al.*, 1986; Nisell *et al.*, 1989)(Ilustração 5). A posição espacial do centro de rotação pelo ponto de contato não coincide com o centro de rotação instantâneo.

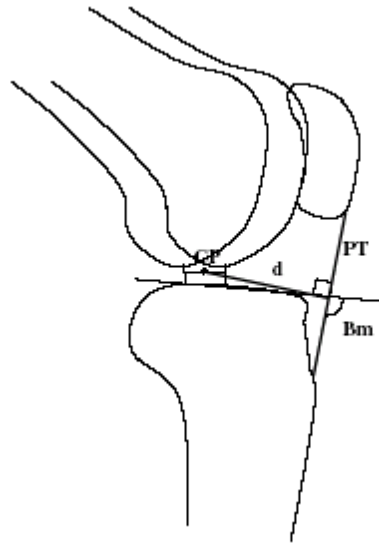


Ilustração 5 – Desenho esquemático da distância perpendicular do ligamento patelar pelo ponto de contato tibiofemoral.

Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.

Diversos autores têm utilizado o método geométrico para calcular a distância perpendicular do ligamento patelar com a determinação do centro de rotação a partir do ponto de contato (Lindahl e Movin, 1967; Nisell *et al.*, 1986; Yamaguchi e Zajac, 1989; Herzog e Read, 1993; Baltzopoulos, 1995; Lu e O'connor, 1996; Wretenberg *et al.*, 1996; Kellis e Baltzopoulos, 1999). Em contraste com o centro de rotação instantâneo, o centro de rotação pelo ponto de contato requer apenas uma imagem para a sua determinação. Este método ignora diversos erros potenciais induzidos pela rotação do segmento (Panjabi *et al.*, 1982; Spiegelman e Woo, 1987). Assim como o centro de rotação instantâneo, o centro de rotação pelo ponto de contato também pode ser obtido por meio de imagens de raios-x ou ressonância magnética. Da mesma forma, pode ser obtido a partir da digitalização direta das estruturas do joelho de cadáveres (Herzog e Read, 1993), ou em modelos construídos a partir de medidas em cadáveres (Yamaguchi e Zajac, 1989).

3.1.3.3 Método geométrico utilizando o centro de rotação pela intersecção dos ligamentos cruzados.

Alguns autores utilizam a intersecção dos ligamentos cruzados para determinação do centro de rotação tibiofemoral. Para isto é utilizado um modelo lincado formado por quatro estruturas, o platô tibial, o côndilo femoral, o ligamento cruzado posterior e o ligamento cruzado anterior (Ilustração 6). Segundo Tsaopoulos et al. (2006), o centro de rotação determinado por este método aproxima-se do centro de rotação instantâneo.

Uma característica de modelos matemáticos utilizados para determinação do centro de rotação (centro de rotação instantâneo e centro de rotação pelo ponto de contato) é a necessidade de estimar a utilização de cargas externas durante a flexo-extensão do joelho. O centro de rotação determinado pela intersecção dos ligamentos cruzados sofre ação direta da aplicação de carga no segmento tíbia, por se tratar de um ponto anatômico que pode ser mensurado com a aplicação de diferentes cargas. De acordo com Gill e O'Connor (1996), este método pode sofrer um erro associado à elasticidade dos ligamentos.

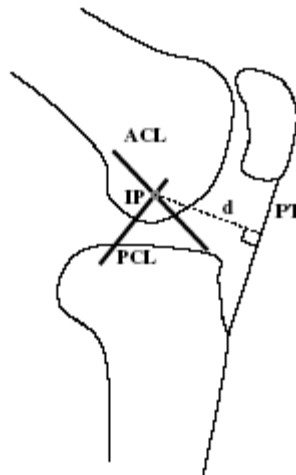


Ilustração 6 – Desenho esquemático da distância perpendicular do ligamento patelar pela intersecção dos ligamentos cruzados.

Fonte: Tsaopoulos et al. (b), 2006.

3.1.4 NORMALIZAÇÃO DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR POR MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS.

Considerando que a distância perpendicular é um parâmetro que depende da geometria da articulação de cada indivíduo e da distância das inserções musculares, alguns estudos normalizam os valores de distância perpendicular por dados antropométricos com o

objetivo de comparar estes valores desconsiderando fatores individuais da amostra (Visser *et al.*, 1990; Murray *et al.*, 2002; Tsaopoulos, Maganaris *et al.*, 2007).

Em um estudo recente Tsaopoulos e colaboradores (2007) correlacionaram diferentes dados antropométricos com a medida de distância perpendicular calculada por meio de dois métodos diferentes: um utilizando o centro de rotação instantâneo e outro utilizando o centro de rotação como a intersecção dos ligamentos cruzados anterior e posterior. As medidas antropométricas utilizadas para correlação foram: estatura, massa corporal, circunferência do joelho, diâmetro médio-lateral do joelho, diâmetro antero-posterior do joelho, tamanho da perna (do trocanter ao maléolo lateral), tamanho do fêmur (do trocanter ao epicôndilo lateral), tamanho da tíbia (do epicôndilo ao maléolo lateral) e o índice de massa corporal (IMC). Na correlação entre as medidas antropométricas e a distância perpendicular calculada com os dois métodos diferentes, apenas a circunferência do joelho teve correlação significativa com a distância perpendicular calculada utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato, apresentando um $r = 0,42$.

3.1 DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA

O mecanismo extensor do joelho é composto por três estruturas ósseas (a tíbia, o fêmur e a patela). Estas estruturas podem ser divididas em dois sistemas: a) sistema de força 1 (tíbia e ligamento patelar gerando um torque em torno do centro de rotação tibiofemoral), e b) sistema de força 2 (ligamento patelar, patela e tendão do quadríceps, gerando um torque em torno do centro de rotação patelofemoral). Sendo assim, somente a distância perpendicular do quadríceps femoral é insuficiente para o cálculo da força do quadríceps pelo método geométrico, sendo necessário o cálculo da distância perpendicular efetiva.

Considerando a relação de movimento entre os segmentos fêmur e patela, e os segmentos tíbia e fêmur, entende-se que as estruturas que compõe a mecânica articular interagem simultaneamente com dois centros de rotação distintos, um tibiofemoral e outro patelofemoral, que modificam as distâncias perpendiculares das estruturas que compõem este mecanismo, simultaneamente.

Ao utilizar a distância perpendicular do músculo quadríceps para dividir o momento extensor do joelho ignora-se a influência da articulação patelofemoral. Sendo assim, se faz necessária a determinação de uma distância perpendicular que melhor represente as características mecânicas do joelho, considerando o movimento da tíbia em relação ao fêmur e o movimento da patela em relação ao fêmur. Por essa razão, são propostos na literatura científica cálculos de distância perpendicular, relacionando a linha de ação das forças com os centros de rotação

tibiofemoral e patelofemoral. A obtenção desta distância perpendicular, denominada na maior parte dos estudos de efetiva, depende da forma de determinação da linha de ação das estruturas envolvidas e dos métodos de determinação do centro de rotação adotados, que podem variar para os diferentes estudos.

Yamaguchi & Zajac (1989) calcularam a distância perpendicular efetiva a partir do produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar (distância perpendicular da linha de ação do ligamento em relação ao centro de rotação tibiofemoral a partir do método do ponto de contato) e a razão entre as forças do ligamento patelar e do músculo quadríceps. Gill & O'Connor (1996), utilizaram o mesmo método para determinação da distância efetiva adotado por Yamaguchi & Zajac (1989), considerando, no entanto, o centro de rotação tibiofemoral como a intersecção entre os ligamentos cruzados anterior e posterior.

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

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

4 METODOLOGIA

Este capítulo tem como objetivo apresentar, de forma detalhada, a metodologia empregada no presente estudo, a partir da distribuição das informações necessárias em módulos. Dessa forma, inicialmente será apresentado o problema que norteia o estudo, seguido da caracterização da amostra avaliada, dos procedimentos de coleta, do procedimento ético envolvido na participação dos indivíduos no estudo e da forma de obtenção e processamento dos dados. Por fim, será apresentado o tratamento estatístico utilizado neste estudo.

4.1 PROBLEMA

Como estimar a distância perpendicular e as linhas de ação das estruturas que cruzam a articulação do joelho?

4.2 AMOSTRA

Foram avaliados vinte e quatro indivíduos, praticantes de atividade física regular, sem história de lesão musculoesquelética na articulação do joelho, e sem presença de instabilidade articular aos seguintes testes: Lachman, Gaveta anterior e posterior, Slocum, Pivot shift, Jerk test, Apley, Apreensão, Waldron e Smile, ângulo Q dentro dos padrões de normalidade estabelecidos para o sexo masculino (13 graus) e para o sexo feminino (18 graus) (Magee, 2002). Os testes foram realizados sempre pelo mesmo fisioterapeuta. Três indivíduos foram sorteados para validação das equações de regressão, sendo que vinte e um foram utilizados para o desenvolvimento das equações de regressão.

4.3 COLETA DE DADOS

A coleta de dados foi realizada no setor de radiologia do Hospital Mãe de Deus. Estavam presentes no momento da coleta, o médico radiologista e o técnico em radiologia responsável pelo setor.

Tabela 1 - Dados antropométricos dos indivíduos coletados neste estudo

Indivíduo	Massa (kg)	Estatura (m)	Tam. Tibia (m)
1	54	1,63	0,35
2	73	1,7	0,39
3	78	1,77	0,36
4	78	1,79	0,38
5	60	1,7	0,36
6	60	1,71	0,38
7	67	1,65	0,34
8	55	1,62	0,35
9	78	1,73	0,38
10	72	1,76	0,36
11	57	1,69	0,37
12	70	1,73	0,39
13	88	1,85	0,43
14	61	1,69	0,39
15	91	1,87	0,42
16	59	1,79	0,38
17	75	1,7	0,38
18	67	1,63	0,37
19	49	1,6	0,34
20	72	1,74	0,4
21	68	1,8	0,41
Média	68,1	1,72	0,37
Desv. Pad	11,0	0,07	0,02
Mínimo	49	1,6	0,34
Máximo	91	1,87	0,43

Inicialmente foi mensurado o peso corporal, a estatura do indivíduo e o tamanho do segmento perna (distância medida entre o epicôndilo medial do fêmur e o maléolo medial da tíbia) de cada indivíduo da amostra (Tabela 1). Em seguida, os indivíduos do estudo foram familiarizados com o protocolo de coleta, que consistiu em um ensaio do exercício, da amplitude de movimento, da velocidade e do número de repetições a serem realizadas (Ilustrações 7A, B e C).



Ilustração 7 – Fotos da seqüência da preparação do indivíduo para coleta: (A) identificação do epicôndilo medial do fêmur; (B) mensuração do tamanho do segmento perna; (C) ensaio do exercício a ser realizado.

Após a preparação, o indivíduo foi posicionado em uma cadeira confeccionada especialmente para este estudo (Ilustração 8 A), que proporcionou a exposição sagital da articulação do joelho analisado ao videofluoroscópio (Ilustração 8 A, B). O membro analisado foi fixado pelo terço distal da coxa por meio de fitas com velcro. Este posicionamento possibilitou a realização de exercícios de extensão do joelho em cadeia cinética aberta, mantendo uma exposição lateral da articulação (Ilustração 9 A).

O videofluoroscópio foi ajustado de maneira a contemplar a articulação do joelho no campo de visão do aparelho. Foi solicitado ao indivíduo que realizasse um protocolo de cinco repetições do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta sem carga externa. O exercício foi realizado com uma velocidade aproximada de 45 graus/s monitorada por um *feedback* sonoro contínuo, dentro de uma amplitude de movimento igual a 90 graus. Os indivíduos foram devidamente protegidos contra a radiação com colete de chumbo e protetor de tireóide (Ilustração 9 B).

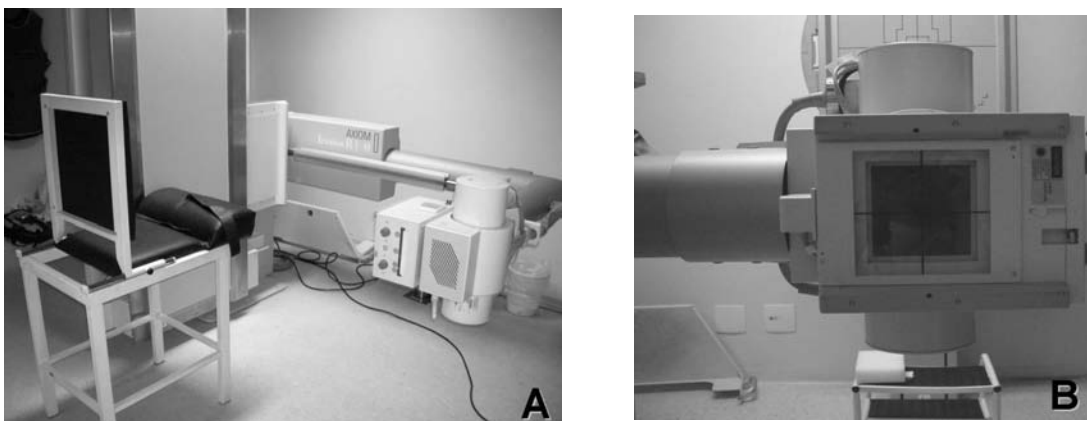


Ilustração 8 – Fotos do local da coleta. (A) Posicionamento da cadeira elaborada para o estudo em relação ao tubo do videofluoroscópio. (B) Visualização frontal do intensificador de imagens do videofluoroscópio.



Ilustração 9 – Fotos do posicionamento do indivíduo na cadeira. (A) Detalhe da contenção da coxa com faixa de velcro. (B) Detalhe do colete de chumbo e protetor de tireóide, durante a realização do exercício proposto.

Ao final da execução do protocolo, o indivíduo foi retirado do campo de visão do videofluoroscópio e, mantendo-se os ajustes do mesmo, foi filmado o padrão de calibração (Phantom), conforme Ilustração 10.

4.4 PROCEDIMENTO ÉTICO ENVOLVIDO NA PARTICIPAÇÃO DO ESTUDO E OBTENÇÃO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Os indivíduos da amostra foram informados sobre os objetivos do estudo e dos procedimentos aos quais seriam submetidos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, autorizando a sua participação voluntária na pesquisa, mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A). Os responsáveis pelo setor de radiologia do Hospital Mãe de Deus autorizaram a realização da coleta de dados nas dependências do hospital, mediante assinatura da declaração de ciência e concordância das instituições envolvidas (Apêndice B). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião n° 17, ata n°97, em 08/11/2007.

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

Embora sejam raros os estudos que apresentem os efeitos tóxicos resultantes do tempo prolongado de exposição a pequenas doses de radiação, potenciais riscos devem ser assumidos (Herscovici e Sanders, 2000). Lo (2003) a partir do seu estudo em que propõe informar sobre os riscos da exposição à radiação oferecida durante a utilização da fluoroscopia, obteve que a dose de radiação absorvida na pele, a partir de um feixe direto de raios X, é de aproximadamente 0,02 Gy/min a 0,05 Gy/min. Doses de radiação de 3 Gy e 6 Gy podem causar descamação temporária da pele e eritema, e de 15 a 20 Gy podem causar complicações mais graves como necrose e ulceração da pele(Lo, 2003).

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

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

4.5 INSTRUMENTAÇÃO

4.5.1 VIDEOFLUOROSCÓPIO

As imagens radiográficas foram captadas utilizando-se um videofluoroscópio (intensificador de imagens) de marca Siemens Pantoskop / Explorator com um monitor e um microcomputador acoplados à unidade, a uma frequência de amostragem de 30Hz. Dessa forma, as imagens foram arquivadas em mídia digital, viabilizando sua análise e processamento posterior em um sistema de vídeo apropriado.

4.5.2 ADOBE PREMIER PRO 1.5

A partir da obtenção das imagens em mídia digital foram geradas imagens correspondentes a cada um dos frames do vídeo para posterior análise. Para isto utilizou-se o software Adobe Premier Pro 1.5.

4.5.3 MATLAB 7.1

As imagens foram analisadas individualmente, a partir da digitalização manual dos pontos anatômicos de interesse nas estruturas ósseas fêmur, tíbia e patela. Os resultados procedentes deste processo foram utilizados para o cálculo das distâncias perpendiculares e linhas de ação destas estruturas. Todas estas etapas foram realizadas a partir de rotinas computacionais desenvolvidas no software MATLAB[®] 7.1.

4.5.4 PHANTOM

Embora a técnica da videofluoroscopia seja adequada para uma análise qualitativa do movimento das estruturas ósseas, a distorção que as imagens sofrem, impede uma avaliação quantitativa mais confiável sem uma correção desta distorção. Para que seja possível o acompanhamento de pontos específicos nas imagens radiográficas faz-se necessária uma calibração destas imagens. Diferentemente da calibração realizada em vídeos, as imagens de raio-x requerem um procedimento de calibração não-linear. O procedimento adotado utilizou-se de um *phantom* posicionado no plano de ação do exercício (Ilustração 10, Silveira *et al.*, 2005) e foi feito conforme descrito por Silveira *et al.*, 2005.

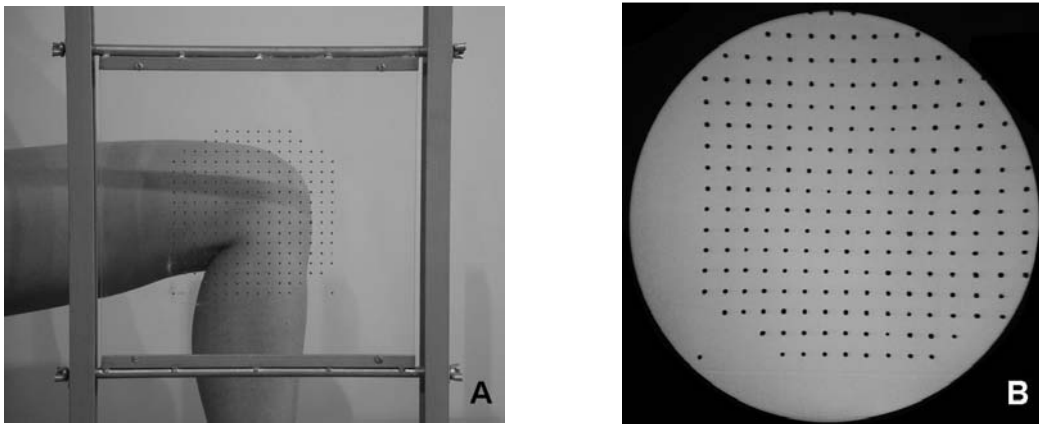


Ilustração 10 – Fotos do padrão de calibração não linear (Phantom). (A) Suporte e placa de acrílico que compõem o phantom (o joelho é mostrado na imagem apenas de forma ilustrativa). (B) Imagem do phantom obtida a partir da videofluoroscopia.

Fonte: Silveira et al., 2005.

4.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

4.6.1 PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Para a obtenção das distâncias perpendiculares e linhas de ação das estruturas que cruzam a articulação do joelho foi necessária a determinação de parâmetros biomecânicos para o modelamento desta articulação. Pontos de interesse foram localizados na imagem radiográfica a partir da utilização de rotinas para digitalização de imagens desenvolvidas no software Matlab[®] 7.1, associando-os a cada um dos parâmetros biomecânicos e identificando as coordenadas espaciais de cada ponto. As coordenadas espaciais inicialmente apresentavam-se em unidades adimensionais da tela do monitor (pixels). Dessa forma, as variáveis cinemáticas foram obtidas a partir de um sistema de referência global, tendo como ponto de origem o canto esquerdo da tela do monitor (Ilustração 11).

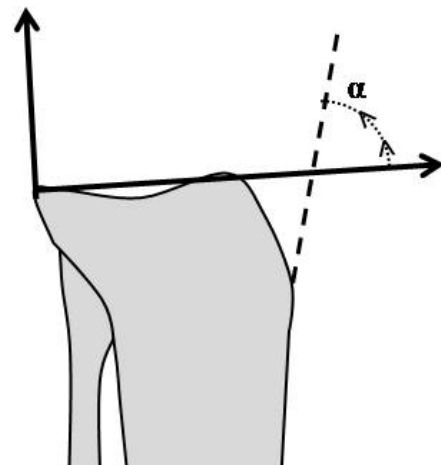


Ilustração 11 – Imagem do sistema de referência global. A origem (0,0) está no canto inferior esquerdo da tela.

Para analisar o as linhas de ação foi inserido no modelo um sistema de referência local (Ilustração 12 a,b). A referência para este sistema foram os pontos que definem o platô tibial, sendo o ponto posterior do platô tibial como origem do sistema e o ponto anterior do platô tibial para definir a direção do eixo x. O eixo y foi definido como uma perpendicular ao eixo x a partir da origem (ponto posterior do platô tibial).



(a)



(b)

Ilustração 12 – Imagens do sistema de referência local (a), Desenho esquemático do ângulo da linha de ação (α) do ligamento patelar (linha tracejada) mensurado no sistema de referência local (b).

O modelo espacial foi composto por 26 pontos identificados nas estruturas ósseas de patela, fêmur e tíbia, diretamente nas imagens radiográficas, apresentados na Ilustração 13 e listados a seguir:

- Ponto 1, 2 e 3 – Contorno posterior do côndilo medial da tíbia;
- Ponto 4 – Extremidade anterior do platô tibial;
- Ponto 5 – Tuberosidade anterior da tíbia;
- Ponto 6 7 e 8 – Contorno da superfície posterior da patela;
- Ponto 9 e 10 – Superfície anterior da patela;
- Ponto 11 – Face posterior do côndilo femoral;
- Ponto 12 a 20 – Contorno do côndilo femoral, de posterior para anterior;
- Ponto 21 – Superfície posterior da diáfise do fêmur;
- Ponto 22 – Superfície anterior da diáfise do fêmur;
- Ponto 23 – Inserção do LCP na tíbia.
- Ponto 24 – Inserção do LCA na tíbia.
- Ponto 25 – Inserção do LCA no fêmur.
- Ponto 26 – Inserção do LCP no fêmur.

Além dos pontos marcados nas estruturas ósseas, foram utilizados outros quatro pontos para referência no processo de digitalização de imagens. Dois pontos foram identificados a partir de esferas de chumbo fixadas na superfície da pele, tendo como referência a tuberosidade anterior da tíbia. Um ponto foi identificado a partir de uma esfera de chumbo fixada na cadeira da coleta, sendo referência para eventuais deslocamentos verticais para digitalização da diáfise do fêmur. E um ponto determinando a extremidade mais distal do fêmur, sendo utilizado como referência horizontal para eventuais deslocamentos do fêmur nesta direção.

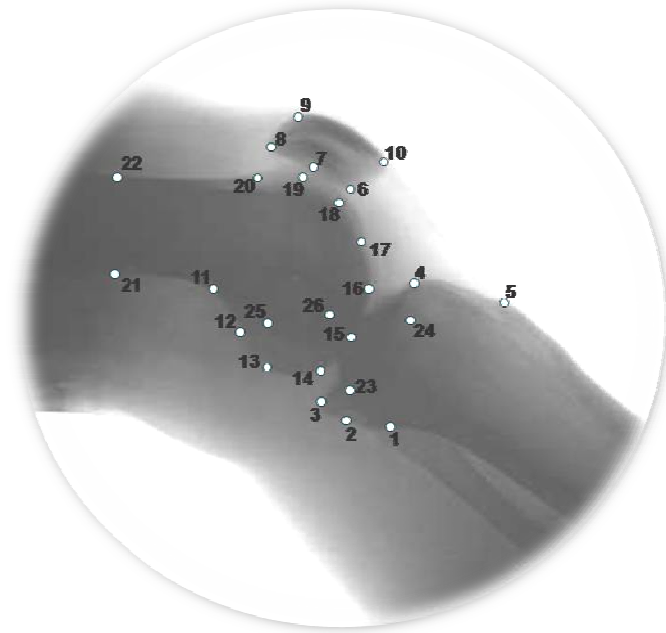


Ilustração 13 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho.

4.6.2 DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

As imagens de videofluoroscopia foram transformadas em frames, onde no primeiro frame foram identificados todos os pontos do modelo espacial, inclusive os pontos de referência. Nos frames seguintes apenas pontos de referência foram identificados, totalizando sete pontos (Ilustração 14):

Pontos 1 e 2 – Representando o deslocamento e a rotação da tíbia;

Pontos 3 e 4 – Representando o deslocamento e a rotação da patela;

Pontos 5, 6 e 7 – Representando o deslocamento e rotação do fêmur;

Cada segmento ósseo foi representado por uma matriz (matriz tíbia com sete pontos, matriz patela com cinco pontos e matriz fêmur com quatorze pontos). Por meio de uma rotina computacional, a matriz que representa o segmento ósseo foi rodada e transladada com base no deslocamento e na rotação dos pontos de referência.

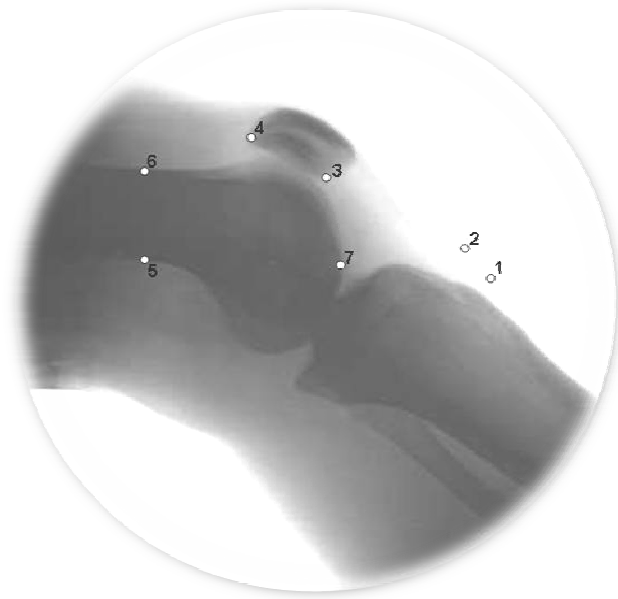


Ilustração 14 – Imagem radiográfica com os pontos digitalizados para obtenção dos parâmetros biomecânicos do joelho.

4.6.3 DEFINIÇÃO DO PLATÔ TIBIAL

A partir das imagens radiográficas foram determinados dois pontos para definir o platô tibial. Estes pontos foram definidos pela extremidade anterior e posterior do platô tibial. Com a definição do platô tibial é possível determinar o ângulo de flexão do joelho.

4.6.4 CÁLCULO DO ÂNGULO DE FLEXÃO DO JOELHO

Segundo Levy (1982), o platô tibial possui uma inclinação média de 9,2 graus para homens e de 7,2 graus para mulheres com uma linha perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia (Levy *et al.*, 1982). Conhecendo as coordenadas dos pontos que definem o platô tibial, e por meio de equações trigonométricas foi calculado o ângulo de flexão do joelho (Ilustração 15).

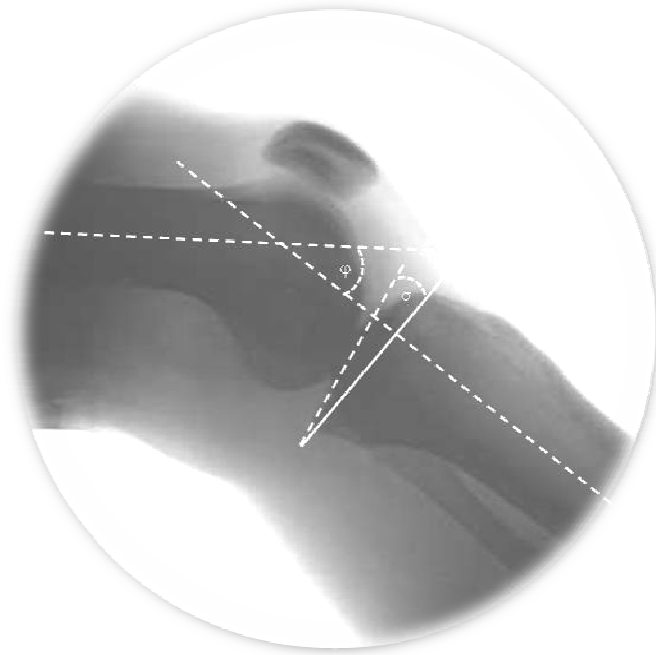


Ilustração 15 – Imagem do cálculo do ângulo de flexão do joelho (φ), a partir da inclinação do platô tibial (σ).

4.6.5 CÁLCULO DO CENTRO DE ROTAÇÃO INSTANTÂNEO (CRI)

O método instantâneo foi utilizado para determinação do centro de rotação patelofemoral por meio do ponto superior da superfície posterior da patela e do ponto inferior da superfície posterior da patela (Ilustração 16). Onde a partir do ponto superior da patela de uma imagem e do mesmo ponto em uma imagem subsequente foi definida uma reta, por meio desta reta foi calculada a sua mediatriz. O mesmo procedimento foi realizado para o ponto inferior da patela. As coordenadas da intersecção das mediatrizes foram definidas como o centro de rotação pelo método das mediatrizes adaptado de Reuleaux (1876).

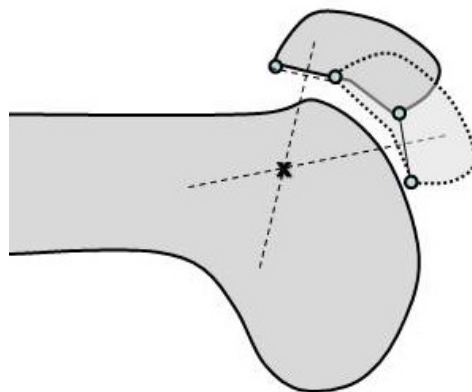


Ilustração 16 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo método das mediatrizes adaptado do método Reuleaux, (1876), x indica a localização do centro de rotação patelofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

Este método também foi utilizado para determinação do centro de rotação tibiofemoral por meio do ponto posterior do platô tibial e do ponto anterior do platô tibial (Ilustração 17). Onde a partir do ponto posterior do platô tibial de uma imagem e do mesmo ponto em uma imagem subsequente foi definida uma reta, por meio desta reta sua mediatriz foi calculada. O mesmo procedimento foi realizado para o ponto anterior do platô tibial. As coordenadas da intersecção das mediatrizes foram definidas como o centro de rotação pelo método das mediatrizes adaptado de Reuleaux (1876).

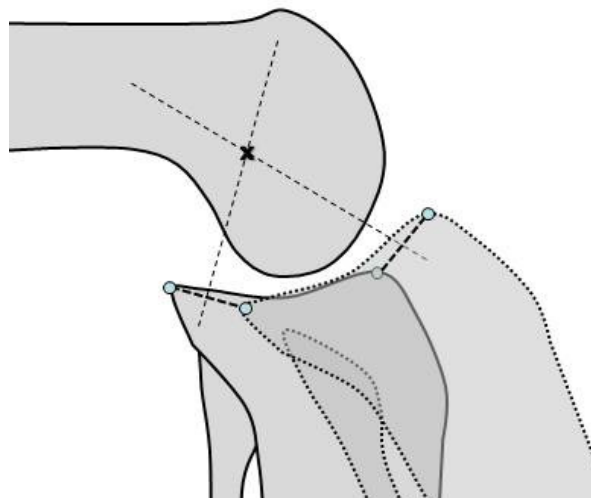


Ilustração 17 – Desenho esquemático do centro de rotação tibiofemoral pelo método das mediatrizes adaptado de Reuleaux, (1876), x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

4.6.6 CÁLCULO DO CENTRO DE ROTAÇÃO PELO PONTO DE CONTATO

Outro método utilizado para determinação do centro de rotação patelofemoral e tibiofemoral é o ponto de contato (Baltzopoulos, 1995).

O método pelo ponto de contato na determinação do centro de rotação patelofemoral consistiu na definição de um ponto que representa a menor distância entre a superfície posterior da patela e o côndilo femoral. Para isto foram definidos três pontos na superfície posterior da patela e nove pontos no côndilo femoral. Com base nos três pontos definidos na patela foram interpolados trinta que representa a sua curvatura. Com base nos nove pontos definidos no côndilo femoral foram interpolados noventa pontos que representam a sua superfície (Ilustração 18). Uma rotina computacional calculou a distância entre cada um dos pontos da patela com cada um dos pontos do côndilo femoral (30 x 90 combinações por frame). Os dois pontos que possuísem a menor distância entre todas as combinações de um mesmo frame foram

selecionados. O centro de rotação patelofemoral pelo ponto de contato foi definido pelo ponto médio dos dois pontos com a menor distância.

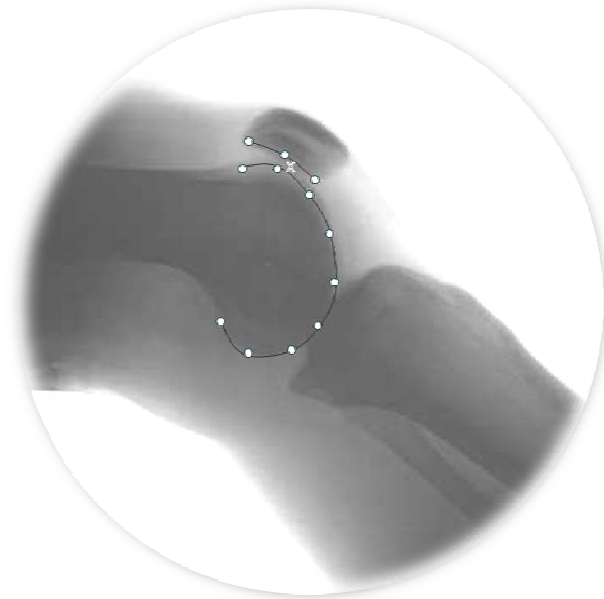


Ilustração 18 – Desenho esquemático do centro de rotação patelofemoral pelo ponto de contato, x indica a localização do centro de rotação patelofemoral.

Este método também foi utilizado para determinação do centro de rotação tibiofemoral. Para isto foram definidos dois pontos no platô tibial e nove pontos no côndilo femoral. Com base nos dois pontos definidos no platô tibial foram interpolados trinta pontos que representaram a sua superfície. Com base nos nove pontos definidos no côndilo femoral foram interpolados noventa pontos que representaram a sua superfície (Ilustração 19). Uma rotina computacional calculou a distância entre cada um dos pontos do platô tibial com cada um dos pontos do côndilo femoral (30 x 90 combinações por frame). Os dois pontos que possuíam a menor distância entre todas as combinações de um mesmo frame foram selecionados. O centro de rotação tibiofemoral pelo ponto de contato foi definido pelo ponto médio dos dois pontos com a menor distância.

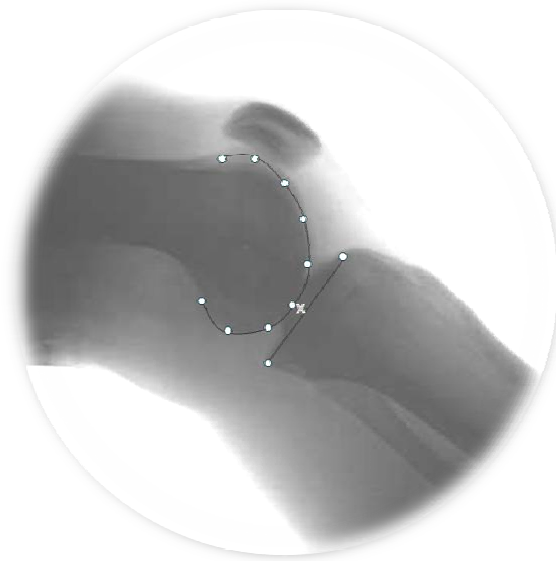


Ilustração 19 – Desenho esquemático do centro de rotação tibiofemoral pelo ponto de contato, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral.

4.6.7 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA DETERMINAÇÃO DA LINHA DE AÇÃO E DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR.

A linha de ação do ligamento patelar foi definida a partir de dois pontos demarcados na imagem radiográfica, o pólo inferior da patela e a tuberosidade anterior da tíbia. A reta que passa por estes pontos foi definida como a linha de ação do ligamento patelar (Ilustração 20).

A DPLP neste estudo foi determinada a partir do método geométrico (MG) por possibilitar a análise in vivo a partir de imagens radiográficas (Baltzopoulos, 1995), para isto foi determinado o centro de rotação da articulação tibiofemoral e a linha de ação do ligamento patelar. A DPLP utilizando o método geométrico foi definida como a distância perpendicular entre o centro de rotação tibiofemoral e a linha de ação do ligamento patelar (Ilustração 20).

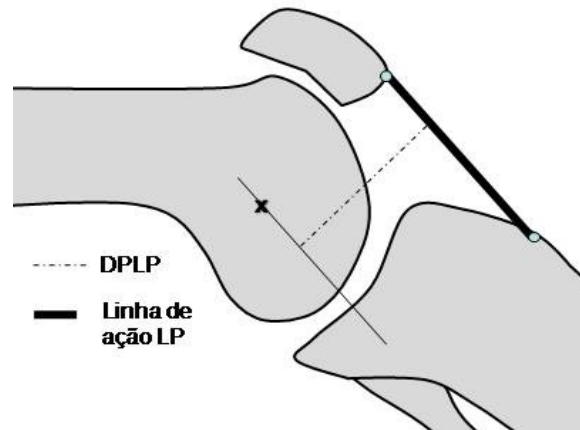


Ilustração 20 – Desenho esquemático da determinação da distância perpendicular do ligamento patelar, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral.

4.6.8 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA A DETERMINAÇÃO DA LINHA DE AÇÃO E DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO QUADRÍCEPS

A linha de ação do músculo quadríceps femoral foi definida a partir de uma linha paralela à linha longitudinal do fêmur, partindo do pólo superior da patela (Ilustração 21 a). Quando o pólo superior da patela possuía coordenadas no eixo 'y' inferiores as coordenadas do ponto do limite anterior do côndilo femoral a linha de ação do músculo quadríceps foi definida por uma linha que passa nestes dois pontos (Ilustração 21 b).

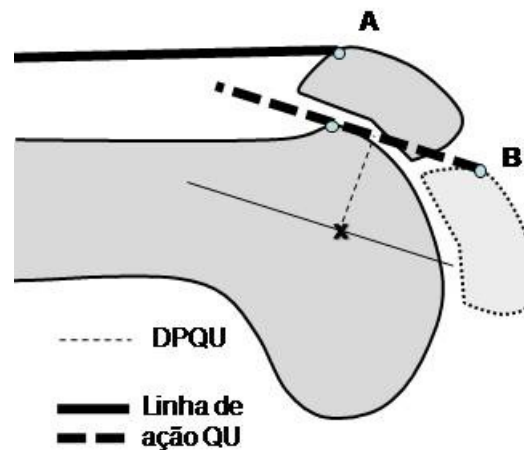


Ilustração 21 – Desenho esquemático da determinação da linha de ação e da distância perpendicular do músculo do quadríceps. (a) linha de ação paralela ao fêmur com inserção no pólo superior da patela. (b) linha de ação entre o pólo superior da patela e o ponto superior do côndilo femoral, x indica a localização do centro de rotação patelofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

A distância perpendicular do tendão do quadríceps neste estudo foi considerada como a menor distância entre o centro de rotação patelofemoral e a linha de ação do tendão do quadríceps femoral (Ilustração 22).

4.6.9 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA

Para análise da situação, a articulação do joelho foi subdividida em dois sistemas de forças, de acordo com o centro de rotação considerado. O sistema cujas forças atuam sobre a tíbia enquanto esta gira em relação ao centro de rotação tibiofemoral (CRTF) foi denominado de “sistema de forças 1” (Ilustração 22). O sistema cujas forças atuam sobre a patela enquanto esta gira em relação ao centro de rotação patelofemoral (CRPF) foi denominado de “sistema de força 2” (Ilustração 23).

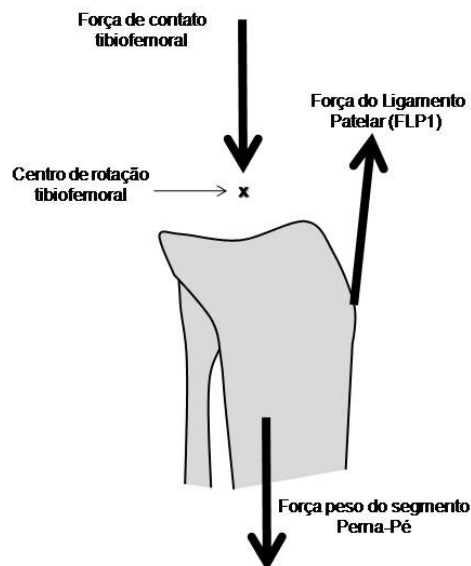


Ilustração 22 – Desenho esquemático do sistema de forças 1: composto pelas forças que atuam sobre a tíbia.

A força do ligamento patelar (F_{LP1}) foi considerada de mesma magnitude e direção nos dois sistemas, mas de sentido oposto. No sistema de forças 1 a F_{LP1} atua na tuberosidade anterior da tíbia, gerando um torque extensor do joelho, enquanto no sistema de forças 2 ela atua no pólo inferior da patela, gerando uma força de resistência ao deslocamento cranial da patela (Ilustração 23).

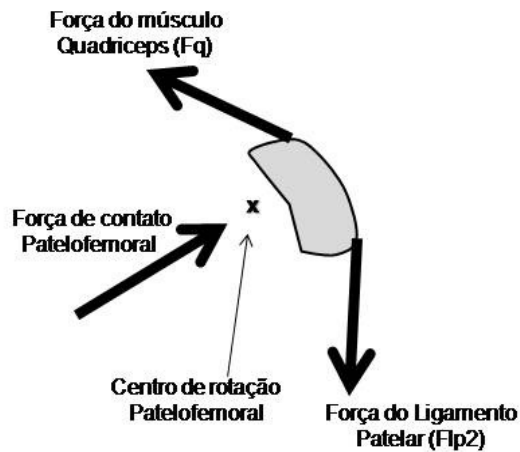


Ilustração 23 – Desenho esquemático do sistema de forças 2: composto pelas forças que atuam sobre a patela (diferencia a F_{LP1} do sistema 1)

A equação (04) expressa o equilíbrio rotacional do sistema de forças 1:

$$F_{LP1} = \frac{M_P}{DPLP} \quad (04)$$

onde:

M_P Momento do peso da perna.

$DPLP$ Distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRTF)

A equação (05) expressa o equilíbrio rotacional do sistema de forças 2:

$$F_Q = \frac{F_{LP2} DPLP^2}{DPQU} \quad (05)$$

onde:

F_Q força do músculo quadríceps

F_{LP2} força do ligamento patelar atuando sobre a patela

$DPLP^2$ distância perpendicular do ligamento patelar (em relação ao CRPF)

$DPQU$ distância perpendicular do quadríceps (em relação ao CRPF)

Para calcular a força do quadríceps, substitui-se a equação (04) na equação (05), obtendo a seguinte equação:

$$F_Q = \frac{M_P}{\frac{DPLP \cdot DPQU}{DPLP^2}} \quad (06)$$

O denominador da equação (06) é denominado de distância perpendicular efetiva (D_{ef}), como proposto por Gill & O'Connor (1996).

4.6.10 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA LINHA DE AÇÃO E DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO BÍCEPS FEMORAL.

Para o cálculo da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral é necessária a determinação da sua linha de ação e do centro de rotação tibiofemoral. A inserção do bíceps femoral foi considerada o ponto marcado na região da cabeça da fíbula. Não sendo possível visualizar a origem do músculo, a sua linha de ação é paralela ao fêmur (Herzog, 1993; Lu and O'Connor, 1996). A distância perpendicular do bíceps femoral é a menor distância entre a sua linha de ação e o centro de rotação tibiofemoral (Ilustração 24)

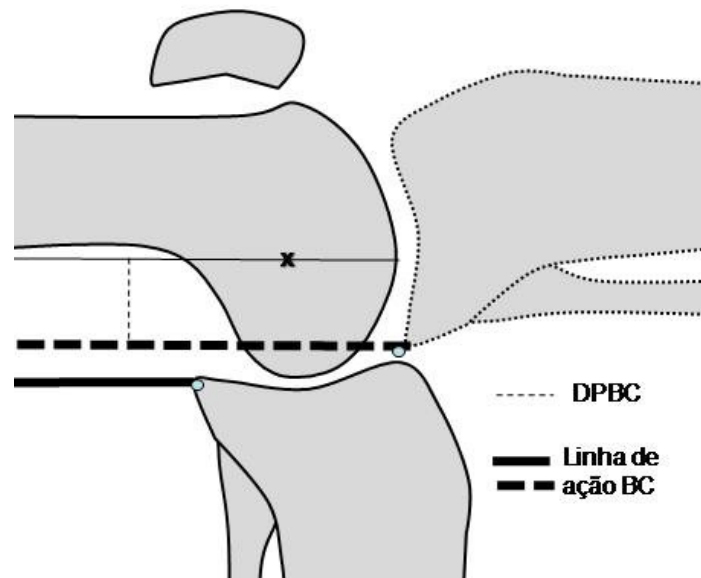


Ilustração 24 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

4.6.11 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO SEMITENDINOSO.

O tendão do semitendinoso possui uma inserção um pouco mais distal que a inserção do bíceps femoral, além disso, o seu tendão contorna o côndilo femoral (Herzog, 1993; Lu and O'Connor, 1996). A linha de ação do semitendinoso foi considerada paralela ao fêmur (Herzog, 1993; Lu and O'Connor, 1996). A distância perpendicular do semitendinoso é a menor distância entre a sua linha de ação e o centro de rotação tibiofemoral (Ilustração 25).

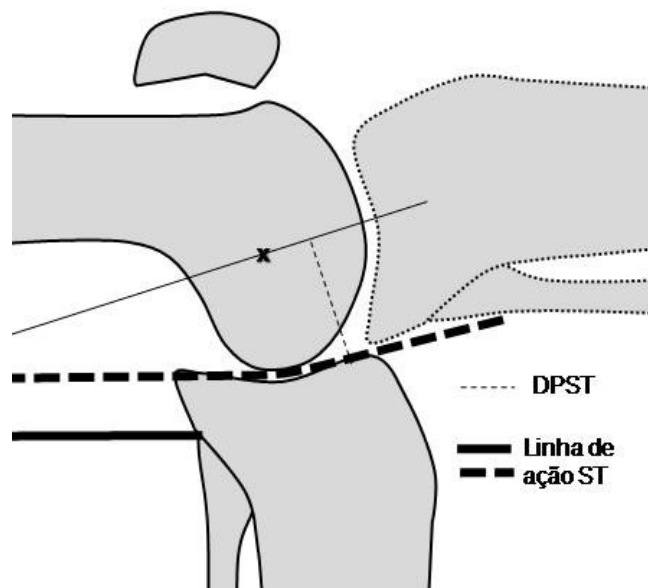


Ilustração 25 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do semitendinoso, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

4.6.12 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO SEMIMEMBRANOSO.

A inserção do semimembranoso localiza-se na superfície posterior do côndilo da tíbia e a sua linha de ação, assim como a do semitendinoso, contorna o côndilo femoral. Após contornar o côndilo femoral, a linha de ação passa a ser paralela ao fêmur (Herzog, 1993; Lu and O'Connor, 1996). A distância perpendicular do semimembranoso é a menor distância entre a sua linha de ação e o centro de rotação tibiofemoral (Ilustração 26).

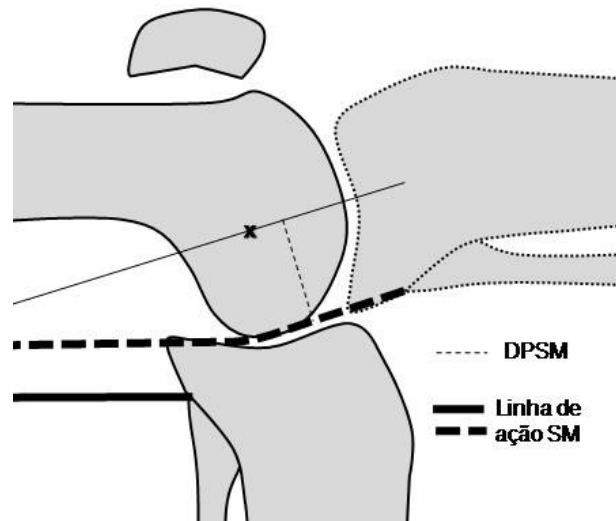


Ilustração 26 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do semimembranoso, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

4.6.13 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA LINHA DE AÇÃO E DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO GASTROCNÊMIO.

A origem do gastrocnêmio é visível nas imagens de videofluoroscopia, sendo localizada na face posterior do côndilo femoral. A linha de ação do gastrocnêmio foi considerada paralela à tibia (Herzog, 1993; Lu and O'Connor, 1996), contornando tanto o côndilo femoral (próximo à extensão do joelho) quanto o côndilo tibial (próximo à flexão do joelho). A distância perpendicular do gastrocnêmio é a menor distância entre a sua linha de ação e o centro de rotação tibiofemoral (Ilustração 27).

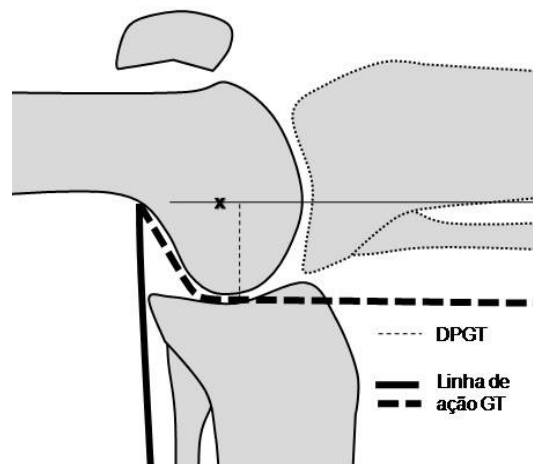


Ilustração 27 – Desenho esquemático da distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio medial, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral. A imagem tracejada transparente indica um quadro subsequente.

4.6.14 DELINEAMENTO DO MÉTODO PARA CÁLCULO DA LINHA DE AÇÃO E DA DISTÂNCIA PERPENDICULAR DOS LIGAMENTOS CRUZADOS.

A identificação das origens e inserções dos ligamentos cruzados nas estruturas ósseas foi feita por meio da visualização da orientação dos mesmos nas imagens de videofluoroscopia. A partir da orientação dos ligamentos cruzados no espaço inter-articular, suas origens e suas inserções foram projetadas para a estrutura óssea. A identificação dos pontos foi determinada com base no modelo “four-bar-linkage” que considera os ligamentos cruzados estruturas rígidas fixas nas estruturas ósseas (Gill e O'connor, 1996; Lu e O'connor, 1996).

As distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados foram mensuradas por meio do método geométrico, consideramos o valor da distância perpendicular como a menor distância entre a linha de ação do ligamento cruzado e o centro de rotação tibiofemoral (Ilustração 28).

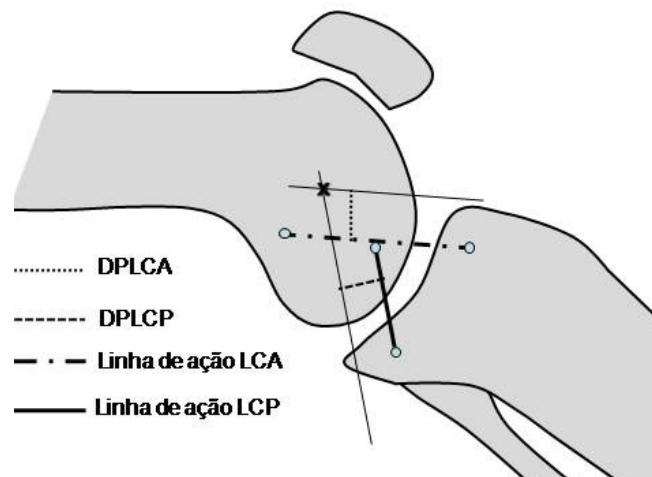


Ilustração 28 – Desenho esquemático das linhas de ação e distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados, x indica a localização do centro de rotação tibiofemoral.

4.6.15 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Neste estudo foram utilizados dois procedimentos estatísticos: um primeiro para comparação dos métodos de determinação do centro de rotação articular e um segundo para construção dos modelos de regressão da linha de ação e da distância perpendicular das estruturas que cruzam a articulação do joelho.

4.6.15.1 Tratamento estatístico para comparação dos centros de rotação articular.

Para avaliar o grau de concordância entre a distância perpendicular calculada com diferentes métodos de determinação do centro de rotação, foi utilizada a técnica desenvolvida por Bland & Altman (1986). Esta técnica consiste em uma análise gráfica da diferença entre os métodos pela média. Foi utilizada para esta análise a distância perpendicular do ligamento patelar mensurada com o centro de rotação tibiofemoral determinado por meio de dois métodos distintos. Os métodos foram: (1) Centro de rotação instantâneo (CRI), método adaptado de Reuleaux (Moorehead *et al.*, 2003); (2) Centro de rotação pelo ponto de contato, menor distância entre o platô tibial e a superfície do côndilo femoral (Baltzopoulos, 1995; Kellis e Baltzopoulos, 1999). A diferença foi calculada segundo a equação 07.

$$DPLP^{CRI} - DPLP^{PC} \quad (07)$$

Onde:

$DPLP^{CRI}$ é a distância perpendicular do ligamento patelar mensurada com o centro de rotação instantâneo.

$DPLP^{PC}$ é a distância perpendicular do ligamento patelar mensurada com o centro de rotação pelo ponto de contato.

Para o cálculo da média dos métodos foi utilizada a seguinte equação (08):

$$\frac{(DPLP^{CRI} + DPLP^{PC})}{2} \quad (08)$$

Após o cálculo da diferença e da média dos métodos, foi plotado um gráfico da diferença pela média. Também foram plotados dois desvios padrão da diferença média para cima e para baixo da curva da diferença calculada (Bland & Altman, 1986).

Para confirmar a hipótese de que os métodos concordam é necessário que os resíduos sejam aleatórios. Caso isto não ocorra, temos indícios de que os métodos possuem uma divergência.

4.6.15.2 Construção do modelo de regressão

Para cada indivíduo foram utilizadas as três execuções centrais para calcular o valor médio das distâncias perpendiculares e das linhas de ação em cada grau de flexão do joelho. A amplitude de exercício analisada foi de 0 a 90 graus de flexão do joelho. Foram utilizados os valores médios de 21 indivíduos, estes dados foram analisados no software SPSS, versão 13.0. Foi construído um modelo de regressão múltipla por meio do método de regressão “*Stepwise*”. Os procedimentos adotados para construção deste modelo são sugeridos por Werkema e Aguiar (1996).

A equação para o modelo de regressão múltipla é a seguinte:

$$Y = \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \dots + \beta_kx_k \quad (09)$$

Onde:

Y	Variável resposta (variável dependente)
β	Coefficientes de regressão
x	Variáveis explicativas (variáveis independentes)
k	Número de variáveis explicativas do modelo

Neste estudo, as variáveis dependentes (ou de resposta) apresentadas são as linhas de ação e as distâncias perpendiculares das estruturas que cruzam a articulação do joelho e a distância perpendicular efetiva. As variáveis independentes (ou explicativas) utilizadas para os modelos de regressão foram: ângulo de flexão do joelho (graus), estatura (m), massa (kg) e tamanho da tíbia (m). Para cada variável explicativa foram criadas outras duas colunas na matriz de dados: uma sendo a variável ao quadrado (efeito quadrático) e outra sendo a variável ao cubo (efeito cúbico). Entretanto, estas colunas só foram criadas após a codificação das variáveis explicativas. O intervalo de dados reais de cada variável explicativa foi codificado no intervalo de -1 a 1. Esta codificação foi feita para avaliar o verdadeiro efeito quadrático e cúbico das variáveis explicativas sobre a variável resposta. Esta codificação ocorre por meio da seguinte equação:

$$NC = \frac{NR-VC}{\left(\frac{LSI-LII}{2}\right)} \quad (10)$$

Onde:

NC	Número codificado
NR	Número real
VC	Valor central
LSI	Limite superior do intervalo
LII	Limite inferior do intervalo

O numero real é o valor que será codificado, o valor central, o limite superior e o limite inferior do intervalo são referentes ao conjunto de dados reais da variável que será codificada. Para o cálculo do VC utilizamos a seguinte fórmula:

$$VC = \frac{(LSI-LII)}{2} + LII \quad (11)$$

Onde:

VC	Valor central
LSI	Limite superior do intervalo
LII	Limite inferior do intervalo

Após a codificação das variáveis explicativas, os dados codificados foram rodados no software SPSS 13.0 no método automático de regressão “stepwise”. Este método seleciona as “melhores” variáveis explicativas para o modelo.

O “Refinamento e seleção do modelo” foi realizado com os modelos de regressão sugeridos pelo software SPSS 13.0 e as equações foram testadas utilizando os valores extremos do intervalo de dados das variáveis explicativas. Os coeficientes de regressão foram calculados com as variáveis codificadas com base nos dados deste estudo, para utilizar valores reais para as variáveis explicativas é necessário um ajuste que foi realizado por meio de uma constante inserida na equação de regressão.

Os resíduos padronizados foram analisados para identificar alguma possível falta de ajuste do modelo pois uma premissa para modelos de regressão é que os resíduos tenham uma distribuição normal com média zero. Esta análise é feita por meio do histograma dos resíduos, comparando-os com a curva de Gauss. Assim como ocorre com a análise do gráfico de probabilidade esperada pela probabilidade observada.

Além da análise gráfica dos resíduos padronizados, foi analisada a estatística descritiva dos resíduos calculada pelo software SPSS 13.0, verificando a existência média zero para os resíduos padronizados.

Para verificar a homocedasticidade dos resíduos (variância constante), foi feita a análise dos resíduos plotados pelas variáveis independentes ajustadas no modelo de regressão. Nesta análise verifica-se se a distribuição dos resíduos está em torno de zero, ou se existe algum comportamento crescente, decrescente, quadrático, etc.

A regressão pressupõe que as variáveis explicativas sejam linearmente independentes e, para isto verifica-se a multicolinearidade. No entanto, a multicolinearidade perfeita é extremamente rara, não sendo, portanto, de esperar uma perfeita dependência linear entre as variáveis explicativas. Assim, a multicolinearidade deve ser analisada de um ponto de vista do maior e do menor afastamento da situação da multicolinearidade perfeita e da perfeita independência entre as variáveis explicativas, determinando-se a sua intensidade.

Para verificar a intensidade da multicolinearidade foram analisados três pontos, a) correlação entre as variáveis independentes, b) tolerância e VIF (*variance inflation factor*) e c) *condition index* e proporção e variância.

Foi utilizada a correlação de Pearson somente para as variáveis explicativas ajustadas para o modelo de regressão selecionado. Quando os valores observados são superiores a 0,9 existe indicio de multicolinearidade.

A tolerância mede o grau em que uma variável independente é explicada por todas as outras variáveis independentes. A tolerância varia entre zero (0) e um (1), e quanto mais próxima de zero, maior será a multicolinearidade, conseqüentemente, quanto mais próximo de um, menor será a multicolinearidade. O valor normalmente considerado como o limite abaixo do qual há multicolinearidade é 0,1. As variáveis com valores baixos de tolerância devem ser excluídas do modelo.

A VIF é o inverso da tolerância. Quanto mais próxima de zero ela estiver, menor será a multicolinearidade. O valor habitualmente considerado como o limite acima do qual existe multicolinearidade é 10.

Um valor no *condition index* maior do que 15 indica um possível problema de multicolinearidade, enquanto que um *condition index* maior que 30 indica sérios problemas de multicolinearidade. A *variance proportion* é a proporção de variância explicada por cada componente (variáveis explicativas). A intensidade da multicolinearidade é elevada quando simultaneamente o *condition index* é maior que 30, e quando o valor da variância é de 0,9 ou mais

para duas ou mais variáveis explicativas, e ainda quando a tolerância dessas variáveis é inferior a 0,1.

Na estatística do modelo de regressão pode-se analisar R^2 , que indica o quanto a variável resposta é explicada pelas variáveis dependentes (quanto maior o R^2 melhor o poder de explicação do modelo). Deve-se observar também o R^2_{ajustado} : quando este valor estiver distante do valor de R^2 é um indício de que o modelo apresenta muitas variáveis explicativas, sendo desnecessária a utilização de todas. Neste caso devem ser retiradas algumas variáveis explicativas do modelo. Provavelmente, se observado o teste t realizado para cada coeficiente, algum apresentará um valor de $P > 0,05$. Desta forma, a variável que é representada por este coeficiente não contribui de forma significativa para o modelo de regressão, não sendo necessário manter esta variável no modelo.

Além do teste t, a estatística de regressão também calcula o teste F (ANOVA), indicando o nível de significância do modelo. Se o teste for significativo ($P < 0,05$) conclui-se pela rejeição da nulidade dos coeficientes das variáveis explicativas consideradas no modelo.

Antes de utilizar os coeficientes para regressão é necessária a codificação das variáveis de entrada (ângulo de flexão do joelho, massa, estatura, etc.) para serem inseridas no modelo. Conforme citado no início deste capítulo, todas as variáveis explicativas foram codificadas em um intervalo de -1 a 1, por meio da equação (10). Para utilizar dados de outros indivíduos como variáveis de entrada na equação de regressão estes devem ser codificados pelo intervalo de dados da amostra deste estudo. Para realizar este ajuste utilizam-se dois coeficientes baseados na equação (10) e no intervalo de dados deste estudo. Abaixo segue o cálculo dos coeficientes necessários para o ajuste:

$$Coe^1 = \frac{(LSI-LII)}{2} + LII \quad (12)$$

$$Coe^2 = \left(\frac{(LSI-LII)}{2} \right) \quad (13)$$

Onde:

LSI Limite superior do intervalo dos dados reais deste estudo.

LII Limite inferior do intervalo dos dados reais deste estudo.

Se o modelo definido pelo método “*stepwise*” for ajustado e estiver adequado, o próximo passo é a validação deste modelo. Para isto foram utilizadas as imagens de três indivíduos que não participaram da amostra, totalizando 273 observações. Estes novos dados

foram submetidos aos mesmos procedimentos especificados anteriormente neste capítulo. Depois de calculados os coeficientes de regressão destes novos dados, foi realizada uma comparação entre os coeficientes dos dados de estimação (modelo a ser validado, amostra com 21 indivíduos, totalizando 1911 observações) e os coeficientes dos dados de validação (modelo a ser comparado, amostra com 3 indivíduos, totalizando 273 observações).

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Levando em consideração a grande quantidade de dados gerados por este estudo, bem como o caráter descritivo destes dados, optou-se por apresentar os capítulos de resultados e discussão de forma conjunta. Entende-se que desta forma as informações serão apresentadas de forma mais clara.

Primeiramente, serão apresentados os resultados e a discussão ilustrando os passos de construção do modelo de regressão. Após isto, se fará a comparação dos métodos para determinação do centro de rotação tibiofemoral e patelofemoral. E então, serão apresentados os resultados referentes às linhas de ação e distâncias perpendiculares.

5.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO DE REGRESSÃO.

Segundo Werkema e Aguiar (1996), a análise de regressão pode ser utilizada com vários objetivos, dentre os quais se pode citar, descrever, prever e estimar a variável de resposta. Estes objetivos são atendidos simultaneamente, quando o modelo de regressão encontra-se bem ajustado.

Os fenômenos observados, linhas de ação e distâncias perpendiculares, possuem comportamentos distintos: alguns comportamentos lineares, outros quadráticos ou cúbicos, independente da estrutura mensurada. Assim como o fenômeno observado, as variáveis explicativas utilizadas podem ter efeito linear, quadrático ou cúbico. Sabendo destas características torna-se necessária uma transformação dos dados e para isto, as variáveis explicativas foram elevadas ao quadrado e ao cubo para ser possível avaliar estes efeitos na variável resposta.

Para que o efeito da transformação das variáveis seja real é necessário fazer a codificação das variáveis explicativas, conforme equações 10 e 11 detalhadas anteriormente. Abaixo segue um exemplo de variáveis não codificadas submetidas à transformação e variáveis codificadas submetidas à transformação (Ilustração 29). É possível visualizar o efeito quadrático e cúbico quando as variáveis são codificadas antes de sofrerem a transformação, sendo que, quando não codificadas, o efeito da transformação não aparece. Desta forma, a codificação das variáveis explicativas permite que o efeito destas variáveis possa ser avaliado pelo processamento estatístico na variável resposta.

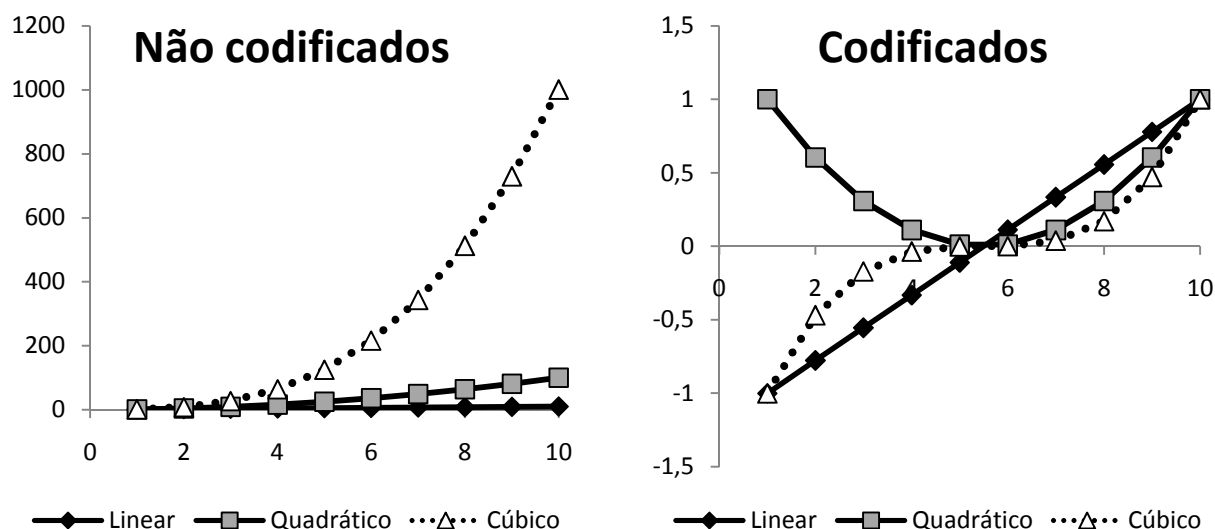


Ilustração 29 – Gráficos para comparação dos efeitos da transformação das variáveis explicativas não codificadas e codificadas.

O ajuste do modelo não depende somente da escolha das variáveis explicativas realizada pelo método automático “*stepwise*”, pois este método seleciona as variáveis que tem contribuição significativa para a melhora do R^2 da equação de regressão, incluindo neste modelo variáveis explicativas que possuem autocorrelação, resíduos sem variância constante e multicolineariedade em nível elevado. Desta forma torna-se necessário o ajuste de cada equação pelo pesquisador, avaliando cada ponto e selecionando as melhores variáveis para o modelo. Quando ocorre uma grande intensidade de multicolinearidade pode-se dizer que; os desvios padrões estimados dos coeficientes de regressão tendem a ser elevados, reduzindo a precisão da estimação dos parâmetros. Pode-se excluir do modelo variáveis com influência significativa tornando o modelo menos consistente. O erro padrão da regressão e a capacidade de previsão do modelo são pouco afetados pela existência de multicolineariedade (Pestana e Gageiro, 2003).

Tabela 2 – Distância perpendicular do ligamento patelar, ângulo de flexão do joelho e dados antropométricos para construção do modelo de regressão. Para cada ângulo foram utilizados os dados de cada um dos 21 indivíduos.

DPLP [m]	AG [graus]	M [kg]	E [m]	TT [m]
0,0544	0	54	1,63	0,35
0,0639	0	73	1,70	0,39
0,0587	0	78	1,77	0,36
0,0535	0	60	1,71	0,38
.
.
.
0,0238	90	75	1,70	0,38
0,0429	90	67	1,63	0,37
0,0420	90	49	1,60	0,34
0,0375	90	72	1,74	0,40

A Tabela 2 apresenta a variável resposta (DPLP) e as variáveis explicativas não codificadas e não transformadas para o efeito quadrático e cúbico. A Tabela 3 já apresenta as variáveis codificadas e transformadas. Importante salientar que deve ser respeitada a seguinte ordem: primeiramente as variáveis explicativas devem ser codificadas e depois transformadas.

Tabela 3 – Distância perpendicular do ligamento patelar, ângulo de flexão do joelho codificado e transformado e dados antropométricos codificados e transformados.

DPLP [m]	AG	AG ²	AG ³	M	M ²	M ³	E	E ²	E ³	TT	TT ²	TT ³
0,0544	-1	1	-1	-0,74	0,55	-0,41	-0,76	0,58	-0,44	-0,78	0,60	-0,47
0,0639	-1	1	-1	0,23	0,05	0,01	-0,20	0,04	-0,01	0,11	0,01	0,00
0,0587	-1	1	-1	0,49	0,24	0,12	0,36	0,13	0,05	-0,56	0,31	-0,17
0,0535	-1	1	-1	-0,44	0,19	-0,08	-0,12	0,01	0,00	-0,11	0,01	0,00
.
.
.
0,0238	1	1	1	0,33	0,11	0,04	-0,20	0,04	-0,01	-0,11	0,01	0,00
0,0429	1	1	1	-0,08	0,01	0,00	-0,76	0,58	-0,44	-0,33	0,11	-0,04
0,0420	1	1	1	-1,00	1,00	-1,00	-1,00	1,00	-1,00	-1,00	1,00	-1,00
0,0375	1	1	1	0,18	0,03	0,01	0,12	0,01	0,00	0,33	0,11	0,04

Após a codificação e a transformação das variáveis explicativas, os dados foram submetidos ao método automático “*Stepwise*”, onde as variáveis são selecionadas por contribuir significativamente para o aumento do coeficiente de determinação, é possível observar na Tabela 4 que por meio do método automático “*Stepwise*” foram sugeridas 11 combinações. Segundo os modelos sugeridos, foram possíveis combinações de variáveis explicativas alcançando o valor de R² de 0,902. Entretanto este modelo utiliza 9 variáveis explicativas e um critério utilizado pelo

pesquisador foi não aceitar um modelo com mais de cinco variáveis explicativas ajustadas. Sendo que, o modelo apresentado com 9 variáveis explicativas não obteve uma melhora expressiva comparado ao modelo ajustado com cinco variáveis explicativas, sugere-se um modelo que contenha menos variáveis em suas parcelas.

Tabela 4 – Estatística de regressão dos modelos de regressão selecionados pelo software SPSS 13.

Modelo	R	R ²	Adj. R ²	Erro P.	Estatística Modificada				
					R ² Modif.	F Modif.	df1	df2	Sig. F
1	,895(a)	,801	,800	,00406	,801	6316,991	1	1574	,000
2	,935(b)	,875	,875	,00322	,074	931,137	1	1573	,000
3	,942(c)	,886	,886	,00306	,012	162,390	1	1572	,000
4	,944(d)	,890	,890	,00301	,004	55,862	1	1571	,000
5	,944(e)	,892	,892	,00299	,002	24,139	1	1570	,000
6	,945(f)	,893	,893	,00297	,001	20,634	1	1569	,000
7	,946(g)	,894	,894	,00296	,001	14,241	1	1568	,000
8	,948(h)	,900	,899	,00288	,005	82,352	1	1567	,000
9	,950(i)	,902	,902	,00285	,003	40,480	1	1566	,000
10	,950(j)	,902	,902	,00285	,000	,549	1	1566	,459
11	,950(k)	,903	,902	,00284	,000	6,990	1	1566	,008

a Variável explicativa: (Constante), ag

b Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2

c Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M

d Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3

e Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, E

f Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, E, ag3

g Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, E, ag3, E2

h Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, E, ag3, E2, M2

i Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, E, ag3, E2, M2, E3

j Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, ag3, E2, M2, E3

k Variáveis explicativas: (Constante), ag, ag2, M, M3, ag3, E2, M2, E3, TT3

l Variável Dependente: DPLP

A Tabela 5 apresenta os coeficientes calculados para cada parcela dos modelos selecionados, assim como a significância de cada uma das parcelas. A regressão pressupõe que as variáveis explicativas sejam linearmente independentes e, para isto verifica-se a multicolinearidade. No entanto, a multicolinearidade perfeita é extremamente rara, não sendo portanto, de esperar uma perfeita dependência linear entre as variáveis explicativas. Assim, a multicolinearidade deve ser analisada de um ponto de vista do maior e do menor afastamento da situação da multicolinearidade perfeita e da perfeita independência entre as variáveis explicativas, determinando-se a sua intensidade. Um dos pontos utilizados para verificação da intensidade da multicolinearidade é a estatística de colinearidade, verificando a tolerância e o VIF (Tabela 5). Avaliando este dado, os modelos começam a apresentar um indício de multicolinearidade a partir do nono modelo sugerido pelo método automático “*Stepwise*”, onde a tolerância é menor que 0,1 em algumas variáveis explicativas e o VIF é maior que 10 nestas mesmas variáveis.

Tabela 5 – Coeficientes de regressão dos modelos selecionados, teste de significância das variáveis explicativas e teste de colinearidade.

Modelo		Unstandartized Coefficients		Standartized Coefficients	t	Sig.	Collinearity Statistics	
		B	Std. error	Beta			Tolerance	VIF
1	(Constante)	0,051	0,000		498,336	0,000		
	AG	-0,014	0,000	-0,895	-79,480	0,000	1,000	1,000
2	(Constant)	0,054	0,000		438,106	0,000		
	AGg	-0,014	0,000	-0,888	-99,521	0,000	0,999	1,001
3	AG2	-0,008	0,000	-0,272	-30,515	0,000	0,999	1,001
	(Constante)	0,054	0,000		445,377	0,000		
4	AG	-0,014	0,000	-0,879	-102,991	0,000	0,992	1,008
	AG2	-0,008	0,000	-0,280	-32,816	0,000	0,995	1,005
5	M	0,002	0,000	0,109	12,743	0,000	0,988	1,012
	(Constante)	0,054	0,000		452,220	0,000		
6	AG	-0,014	0,000	-0,878	-104,595	0,000	0,991	1,009
	AG2	-0,008	0,000	-0,284	-33,801	0,000	0,991	1,009
7	M	0,004	0,000	0,217	12,976	0,000	0,249	4,008
	M3	-0,003	0,000	-0,125	-7,474	0,000	0,251	3,980
8	(Constante)	0,054	0,000		450,382	0,000		
	AG	-0,014	0,000	-0,880	-105,475	0,000	0,989	1,011
9	AG2	-0,008	0,000	-0,284	-34,062	0,000	0,991	1,009
	M	0,003	0,000	0,190	10,906	0,000	0,226	4,434
10	M3	-0,004	0,000	-0,154	-8,741	0,000	0,223	4,485
	E	0,001	0,000	0,067	4,913	0,000	0,367	2,724
11	(Constante)	0,054	0,000		453,067	0,000		
	AG	-0,015	0,000	-0,966	-46,571	0,000	0,158	6,335
12	AG2	-0,008	0,000	-0,285	-34,385	0,000	0,990	1,010
	M	0,004	0,000	0,197	11,290	0,000	0,224	4,460
13	M3	-0,004	0,000	-0,158	-9,013	0,000	0,222	4,496
	E	0,001	0,000	0,068	5,024	0,000	0,367	2,725
14	AG3	0,002	0,000	0,095	4,542	0,000	0,157	6,374
	(Constante)	0,054	0,000		393,937	0,000		
15	AG	-0,015	0,000	-0,960	-46,355	0,000	0,157	6,371
	AG2	-0,008	0,000	-0,283	-34,261	0,000	0,987	1,013
16	M	0,004	0,000	0,199	11,457	0,000	0,224	4,465
	M3	-0,004	0,000	-0,161	-9,241	0,000	0,222	4,509
17	E	0,001	0,000	0,082	5,855	0,000	0,342	2,924
	AG3	0,002	0,000	0,090	4,349	0,000	0,156	6,393
18	E2	0,001	0,000	0,034	3,774	0,000	0,842	1,188
	(Constante)	0,054	0,000		395,200	0,000		
19	AG	-0,015	0,000	-0,969	-47,908	0,000	0,157	6,384
	AG2	-0,008	0,000	-0,281	-34,904	0,000	0,986	1,014
20	M	0,003	0,000	0,151	8,526	0,000	0,204	4,897
	M3	-0,005	0,000	-0,201	-11,463	0,000	0,208	4,817
21	E	0,003	0,000	0,175	10,248	0,000	0,219	4,568
	AG3	0,002	0,000	0,086	4,251	0,000	0,156	6,396
22	E2	0,005	0,001	0,174	9,805	0,000	0,203	4,920
	M2	-0,005	0,001	-0,159	-9,075	0,000	0,208	4,805
23	(Constante)	0,054	0,000		398,219	0,000		
	AG	-0,015	0,000	-0,970	-48,583	0,000	0,157	6,385
24	AG2	-0,008	0,000	-0,271	-33,391	0,000	0,948	1,055
	M	0,005	0,000	0,279	10,465	0,000	0,088	11,378
25	M3	-0,015	0,002	-0,565	-9,460	0,000	0,018	57,057
	E	0,000	0,001	0,022	,741	0,459	0,072	13,879
26	AG3	0,002	0,000	0,084	4,218	0,000	0,156	6,398
	E2	0,009	0,001	0,308	11,238	0,000	0,083	12,053

	M2	-0,008	0,001	-0,274	-10,950	0,000	0,100	10,049
	E3	0,010	0,002	0,408	6,362	0,000	0,015	65,882
10	(Constante)	0,054	0,000		402,760	0,000		
	AG	-0,015	0,000	-0,970	-48,585	0,000	0,157	6,384
	AG2	-0,008	0,000	-0,270	-33,656	0,000	0,969	1,032
	M	0,005	0,000	0,294	17,232	0,000	0,214	4,667
	M3	-0,016	0,001	-0,596	-14,290	0,000	0,036	27,895
	AG3	0,002	0,000	0,084	4,216	0,000	0,156	6,397
	E2	0,009	0,001	0,317	12,594	0,000	0,099	10,114
	M2	-0,009	0,001	-0,281	-11,989	0,000	0,114	8,791
	E3	0,011	0,001	0,447	12,151	0,000	0,046	21,681
11	(Constante)	0,054	0,000		393,439	0,000		
	AG	-0,015	0,000	-0,971	-48,728	0,000	0,157	6,388
	AG2	-0,008	0,000	-0,271	-33,782	0,000	0,968	1,033
	M	0,005	0,000	0,304	17,436	0,000	0,205	4,881
	M3	-0,016	0,001	-0,618	-14,558	0,000	0,035	28,971
	AG3	0,002	0,000	0,086	4,315	0,000	0,156	6,406
	E2	0,009	0,001	0,322	12,783	0,000	0,098	10,174
	M2	-0,009	0,001	-0,288	-12,224	0,000	0,112	8,891
	E3	0,010	0,001	0,425	11,280	0,000	0,044	22,811
	TT3	0,001	0,000	0,041	2,644	0,008	0,253	3,945

a Variável dependente: DPLP

Ainda analisando a multicolinearidade dos modelos sugeridos, verifica-se a Tabela 6, que apresenta o *condition index* e a *variance proportions*. Um valor no *condition index* maior do que 15 indica um possível problema de multicolinearidade, enquanto que um *index* maior que 30 indica sérios problemas de multicolinearidade. A *variance proportion* é a proporção de variância explicada por cada componente (variáveis explicativas). A intensidade da multicolinearidade é elevada quando simultaneamente o *condition index* é maior que 30, e quando o valor da variância é de 0,9 ou mais para duas ou mais variáveis explicativas, e ainda quando a tolerância dessas variáveis é inferior a 0,1. Até o quinto modelo sugerido pelo método automático “*Stepwise*”, estes valores ficaram dentro dos previstos para um modelo bem ajustado. No sexto modelo duas variáveis apresentam a *variance proportions* acima de 0,9, sendo este um indício de multicolinearidade.

Tabela 6 – *Condition index e variance proportions* para avaliação da multicolinearidade.

Model	Condition Index	Variance Proportions										
		(Constant)	AG	AG2	M	M3	E	AG3	E2	M2	E3	TT3
1	1,000	0,49	0,49									
	1,012	0,51	0,51									
2	1,000	0,12	0,00	0,12								
	1,324	0,00	1,00	0,00								
	2,652	0,88	0,00	0,88								
3	1,000	0,09	0,00	0,09	0,07							
	1,373	0,01	0,85	0,01	0,07							
	1,533	0,01	0,14	0,06	0,79							
	2,849	0,89	0,00	0,84	0,07							
4	1,000	0,04	0,00	0,04	0,03	0,03						
	1,337	0,07	0,02	0,11	0,03	0,04						
	1,541	0,00	0,98	0,00	0,00	0,00						
	3,089	0,81	0,00	0,82	0,01	0,03						
	4,431	0,07	0,00	0,04	0,93	0,90						
5	1,000	0,02	0,00	0,01	0,02	0,02	0,03					
	1,475	0,09	0,00	0,13	0,01	0,02	0,01					
	1,744	0,00	0,98	0,00	0,00	0,00	0,00					
	3,469	0,57	0,00	0,67	0,01	0,08	0,16					
	3,709	0,25	0,00	0,15	0,14	0,06	0,80					
	5,038	0,07	0,00	0,04	0,82	0,82	0,00					
6	1,000	0,02	0,00	0,01	0,02	0,02	0,03	0,00				
	1,267	0,00	0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04				
	1,484	0,09	0,00	0,13	0,01	0,02	0,01	0,00				
	3,481	0,56	0,00	0,66	0,01	0,09	0,17	0,00				
	3,720	0,25	0,00	0,15	0,14	0,06	0,79	0,00				
	5,039	0,07	0,02	0,03	0,79	0,79	0,00	0,01				
	6,119	0,01	0,94	0,00	0,03	0,03	0,00	0,94				
7	1,000	0,01	0,00	0,01	0,01	0,01	0,02	0,00	0,02			
	1,350	0,00	0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04	0,00			
	1,542	0,05	0,00	0,08	0,02	0,02	0,02	0,00	0,00	0,02		
	2,705	0,00	0,00	0,30	0,01	0,02	0,00	0,00	0,00	0,55		
	3,993	0,19	0,00	0,15	0,14	0,06	0,74	0,00	0,00			
	4,311	0,69	0,00	0,41	0,00	0,06	0,22	0,00	0,40			
	5,409	0,04	0,02	0,03	0,79	0,80	0,00	0,01	0,00			
	6,587	0,01	0,94	0,00	0,03	0,02	0,00	0,94	0,01			
8	1,000	0,01	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00		
	1,442	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00		
	1,617	0,02	0,01	0,05	0,02	0,02	0,02	0,01	0,00	0,00		
	2,524	0,02	0,00	0,29	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04	0,04		
	3,844	0,01	0,00	0,02	0,07	0,09	0,36	0,00	0,03	0,05		
	4,528	0,86	0,00	0,60	0,02	0,01	0,01	0,00	0,03	0,00		
	5,844	0,04	0,02	0,03	0,73	0,74	0,00	0,01	0,00	0,00		
	7,116	0,01	0,94	0,00	0,02	0,03	0,00	0,94	0,00	0,00		
	9,326	0,02	0,00	0,00	0,12	0,10	0,61	0,00	0,89	0,90		
9	1,000	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
	1,536	0,01	0,02	0,01	0,00	0,00	0,00	0,02	0,00	0,00	0,00	
	1,645	0,02	0,02	0,03	0,00	0,00	0,00	0,02	0,00	0,00	0,00	
	2,702	0,02	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	0,00	0,02	0,02	0,00	
	3,892	0,00	0,00	0,00	0,08	0,01	0,05	0,00	0,02	0,01	0,01	
	4,712	0,57	0,00	0,41	0,03	0,01	0,02	0,00	0,00	0,01	0,00	
	5,390	0,33	0,01	0,22	0,10	0,02	0,06	0,00	0,01	0,00	0,01	
	7,648	0,01	0,95	0,00	0,00	0,00	0,00	0,95	0,00	0,00	0,00	
	9,680	0,02	0,00	0,00	0,15	0,00	0,27	0,00	0,27	0,33	0,01	
	29,002	0,00	0,00	0,04	0,63	0,97	0,59	0,00	0,69	0,62	0,97	

10	1,000	0,01	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
	1,436	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00	
	1,584	0,02	0,01	0,04	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	
	2,519	0,02	0,00	0,29	0,00	0,00	0,00	0,02	0,02	0,00	
	3,977	0,05	0,00	0,02	0,32	0,00	0,00	0,02	0,01	0,06	
	4,577	0,86	0,00	0,61	0,01	0,00	0,00	0,00	0,02	0,01	
	6,201	0,01	0,04	0,01	0,41	0,09	0,02	0,10	0,13	0,00	
	7,117	0,01	0,92	0,00	0,03	0,00	0,93	0,01	0,00	0,00	
	18,198	0,01	0,00	0,02	0,21	0,90	0,00	0,85	0,81	0,93	
11	1,000	0,01	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
	1,523	0,01	0,02	0,01	0,00	0,00	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00
	1,640	0,02	0,02	0,03	0,00	0,00	0,02	0,00	0,00	0,00	0,01
	2,644	0,02	0,00	0,27	0,00	0,00	0,00	0,02	0,02	0,00	0,02
	3,559	0,00	0,00	0,03	0,22	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,19
	4,751	0,74	0,00	0,58	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,03
	6,239	0,08	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	0,07	0,12	0,09	0,41
	6,886	0,08	0,11	0,03	0,45	0,08	0,08	0,04	0,04	0,03	0,29
	7,669	0,03	0,85	0,01	0,08	0,01	0,87	0,01	0,00	0,01	0,04
	19,496	0,01	0,00	0,02	0,21	0,89	0,00	0,85	0,81	0,86	0,00

a Variável dependente: DPLP

A correlação de Pearson também é utilizada para avaliar a multicolineariedade das variáveis explicativas e a Tabela 7 apresenta a correlação entre as variáveis selecionadas no quinto modelo sugerido pelo método automático “*Stepwise*”. Nesta avaliação a correlação não pode ser maior que 0,9.

Tabela7 – Correlação de Pearson da distância perpendicular do ligamento patelar (DPLP) e suas variáveis explicativas ângulo de flexão do joelho elevado ao quadrado (AG^2) massa e estatura.

	<i>DPLP</i>	<i>AG</i>	AG^2	<i>M</i>	M^3	<i>E</i>
DPLP	1					
AG	-0,89472	1				
AG^2	-0,29286	0,023012	1			
<i>M</i>	0,166288	-0,0856	0,064024	1		
M^3	0,113301	-0,0646	0,022826	0,86463	1	
<i>E</i>	0,109881	-0,02938	0,037476	0,764749	0,770122	1

Selecionando o modelo adequado, é necessário conferir o gráfico da normalidade dos resíduos. Uma premissa de um modelo bem ajustado é média zero para os resíduos (Tabela 8) e a normalidade dos resíduos padronizados (ilustrações 30 e 31). É necessária uma análise gráfica dos resíduos estudentizados (resíduos divididos pelo seu desvio padrão) com os valores das variáveis independentes. Esta análise é feita para verificar a homocedasticidade dos resíduos (variância constante). Na Ilustração 32 foi verificada uma distribuição dos resíduos em torno de zero. Assim, o gráfico não mostra tendência crescente ou decrescente dos resíduos, não rejeitando a hipótese da homocedasticidade.

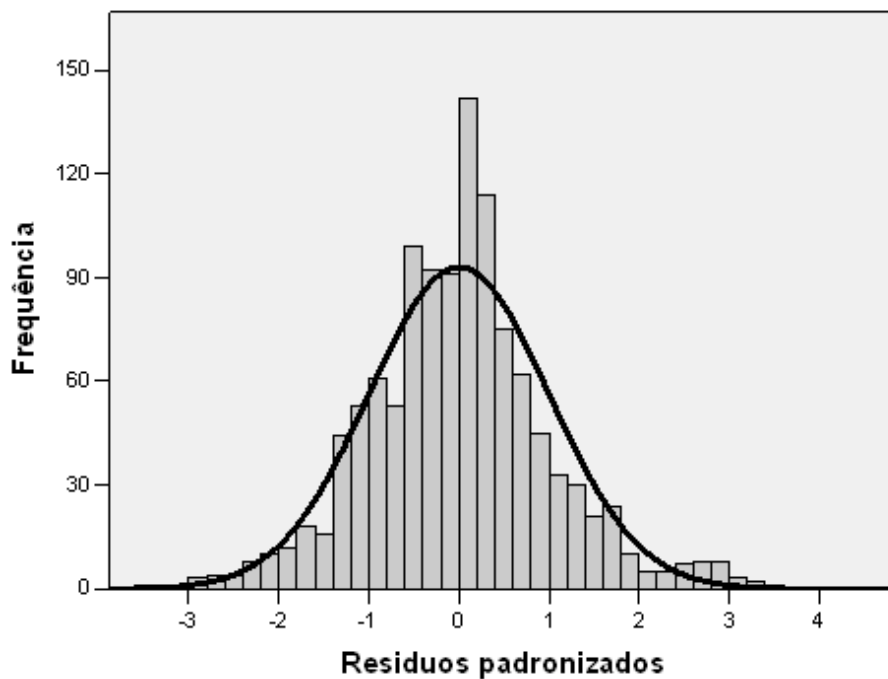


Ilustração 30 – Histograma dos resíduos padronizados da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.

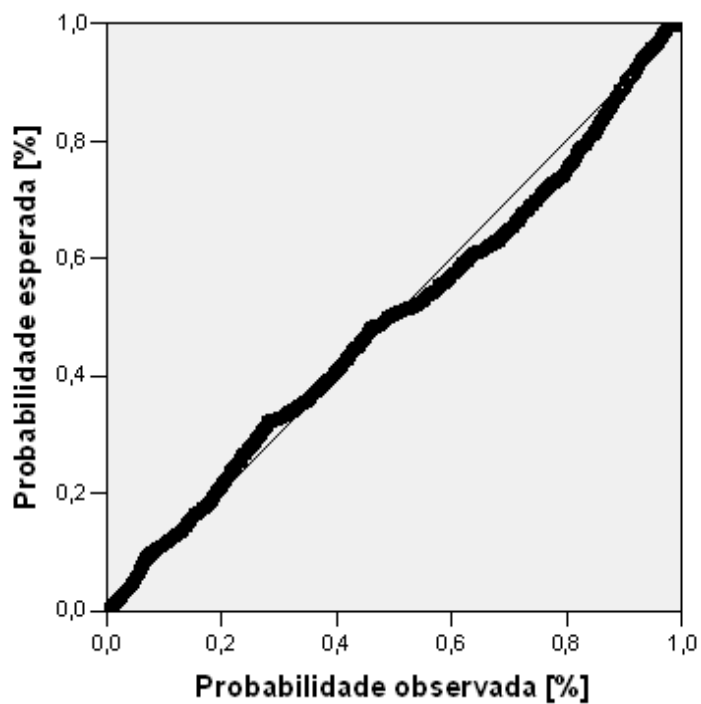


Ilustração 31 – Gráfico de probabilidade normal para os resíduos padronizados da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.

Tabela 8 Estatística descritiva dos resíduos calculada pelo software SPSS 13.0 para a equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor predito	0,030	0,061	0,050	0,008	1576
Resíduo	-0,010	0,010	0,000	0,003	1576
Val. predito padrão	-2,408	1,284	0,000	1,000	1576
Resíduo padrão	-3,128	3,823	0,000	0,999	1576

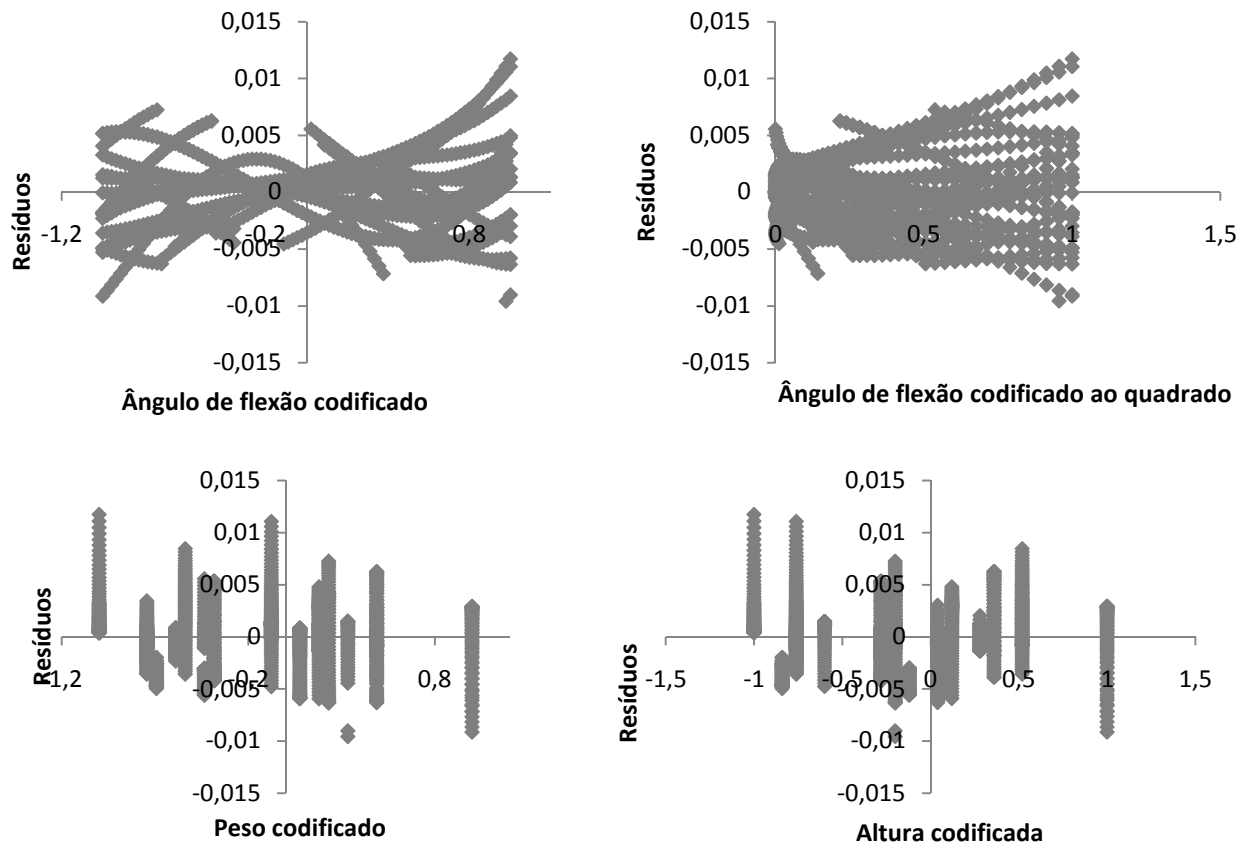


Ilustração 32 – Gráficos para a análise dos resíduos para verificação da homocedasticidade. Gráficos dos resíduos plotados pelas variáveis explicativas: a) Ângulo de flexão do joelho codificado; b) Ângulo de flexão do joelho codificado ao quadrado; c) Massa codificado; d) Estatura codificada.

Na Tabela 9 foi analisado o valor de R^2 , que indica o quanto a variável resposta é explicada pelas variáveis independentes. Quanto maior o R^2 melhor o modelo. Deve ser observado também o $R^2_{ajustado}$, pois quando este valor estiver distante do valor de R^2 é um indício de que o modelo apresenta muitas variáveis explicativas, sendo desnecessária a utilização de todas. Neste caso devem ser retiradas algumas variáveis explicativas do modelo. A tabela ANOVA (Tabela 10) indica por meio do teste F o nível de significância do modelo. Sendo a significância $< 0,05$ conclui-se pela rejeição da nulidade dos coeficientes das variáveis

explicativas consideradas no modelo. A Tabela 11 apresenta os coeficientes do modelo de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar. Um ponto importante que deve ser observado é o valor de P, se $P > 0,05$ significa que o coeficiente não é adequado para o modelo. Sendo assim, deve-se retirá-lo.

Tabela 9 – Estatística do modelo de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.

<i>Estatística de regressão</i>	
R múltiplo	0,944
R-Quadrado	0,891
R-quadrado ajustado	0,891
Erro padrão	0,002
Observações	1576

Tabela 10 – Análise de variância (ANOVA) do modelo de regressão.

<i>ANOVA</i>	<i>gl</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>F de significação</i>
Regressão	5	0,116	0,023	2593,24	0
Resíduo	1570	0,014	8,96E-06		
Total	1575	0,130			

Tabela 11 – Coeficientes de regressão para o modelo adequado da distância perpendicular do ligamento patelar.

	<i>Coefficientes</i>	<i>Erro padrão</i>	<i>Stat t</i>	<i>valor-P</i>
Interseção	0,0544	0,000120884	450,3818705	0
AG	-0,013596391	0,000128906	-105,4749831	0
AG2	-0,008469138	0,000248641	-34,06177799	7,2E-191
M	0,003438614	0,000315299	10,90587107	9,57E-27
M3	-0,00403259	0,000461354	-8,740775264	5,83E-18
E	0,001204986	0,00024526	4,913091273	9,9E-07

Antes de utilizar os coeficientes para regressão é necessária a codificação das variáveis de entrada (ângulo de flexão do joelho, massa, estatura, etc.) para serem inseridas no modelo. Conforme citado no início deste capítulo, todas as variáveis explicativas foram codificadas em um intervalo de -1 a 1, por meio da equação (10). Para utilizar dados de outros indivíduos como variáveis de entrada na equação de regressão estes devem ser codificados pelo intervalo de dados da amostra deste estudo. Para realizar este ajuste utilizam-se dois coeficientes baseados na equação (10) e no intervalo de dados deste estudo, que são apresentados nas equações 10 e 11.

Os coeficientes calculados com base nesta amostra são apresentados na Tabela 12, sendo dois para cada variável explicativa. Estes coeficientes são utilizados nas equações

apresentadas neste capítulo para cálculo das parcelas que compõem a equação de regressão de cada estrutura analisada.

Tabela 12 – Coeficientes utilizados na equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar.

	AG	M	E	TT
Coe ¹	46	68,5	1,725	0,385
Coe ²	45	19,5	0,125	0,045

Além desta avaliação, o modelo ainda deve ser validado, utilizando dados da coleta que foram reservados para este teste (Tabela 13). Na comparação dos coeficientes de regressão, os sinais dos coeficientes do modelo de estimação conferem com os sinais dos coeficientes do modelo de validação, assim como a magnitude destes coeficientes devem ser similares. No modelo de regressão do ligamento patelar, a variável massa e massa ao cubo possuem sinais invertidos, entretanto a magnitude das variáveis foi bem similar, as diferenças nos coeficientes ocorreram apenas após a terceira casa depois da virgula. Para validar um modelo de regressão deve-se obter os sinais dos coeficientes de regressão e a magnitude dos mesmos semelhantes (Werkema e Aguiar, 1996).

Tabela 13 – Comparação entre os coeficientes dos dados de estimação e dos dados de validação.

	Dados de estimação	Dados de validação
Termo independente	0,0544	0,0543
AG	-0,0135	-0,0152
AG ²	-0,0084	-0,0064
M	0,0034	-0,0012
M ³	-0,0040	0,0039
E	0,0012	0,0021

5.2 COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE DETERMINAÇÃO DO CENTRO DE ROTAÇÃO

Um parâmetro utilizado para o cálculo da distância perpendicular pelo método geométrico é o centro de rotação, e segundo Tsaopoulos (2007), dependendo do método de determinação do centro de rotação articular utilizado pode-se encontrar um valor diferente para a distância perpendicular da mesma estrutura. Levando-se em conta este aspecto avaliou-se neste estudo a concordância de resultados de distância perpendicular do ligamento patelar mensurados utilizando o centro de rotação determinado por dois métodos diferentes. Utilizou-se o método de determinação do centro de rotação instantâneo, adaptado de Reuleaux (Moorehead *et al.*, 2003), e o método de determinação do centro de rotação pelo ponto de contato (Baltzopoulos, 1995; Kellis e Baltzopoulos, 1999).

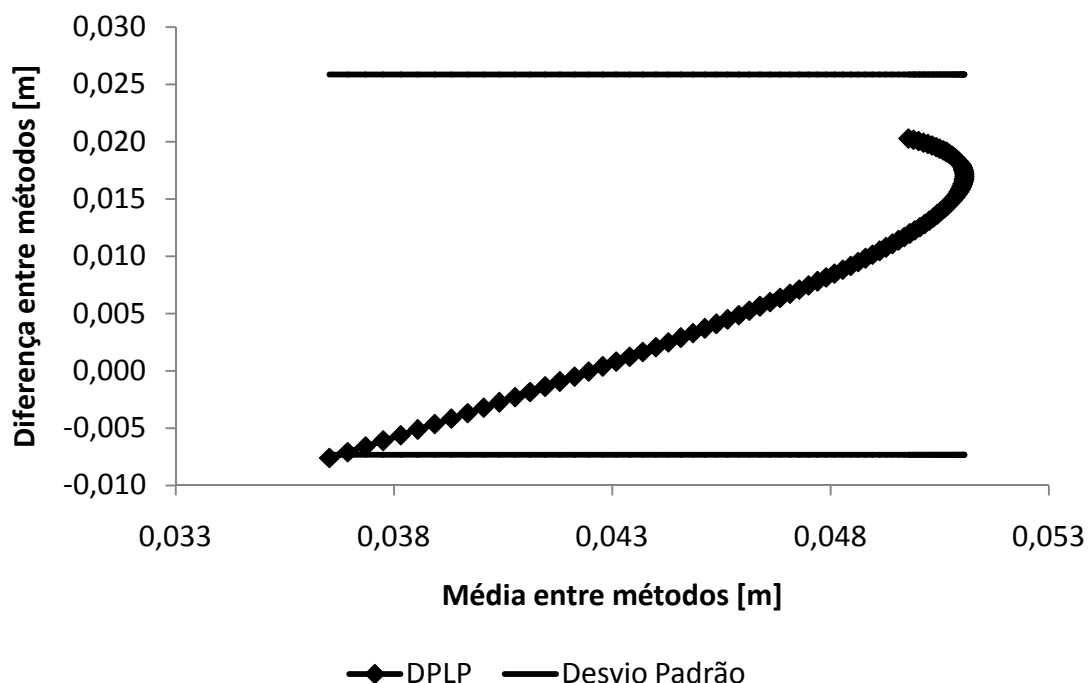


Ilustração 33 – Análise gráfica do grau de concordância entre a distância perpendicular do ligamento patelar calculada com diferentes métodos para determinação do centro de rotação. A diferença foi calculada entre DPLP pelo método CRI e DPLP pelo método PC.

Na ilustração 33 foi apresentado o gráfico para análise da concordância entre os métodos utilizados (Bland e Altman, 1986). De acordo com a análise gráfica, ocorre um aumento na diferença com o aumento da média da distância perpendicular do ligamento patelar. Na ilustração 34 observa-se que ocorre uma diminuição da diferença com a flexão do joelho, chegando a uma diferença negativa próximo à flexão máxima. A diferença é calculada pela DPLP com o método CRI menos a DPLP com o método PC. Assim, observa-se que a DPLP com o método CRI possui uma magnitude maior em média da extensão máxima até aproximadamente

75 graus de flexão de joelho, após esta amplitude, o valor da DPLP com o método PC supera em média o seu valor, tornando a diferença negativa entre os métodos.

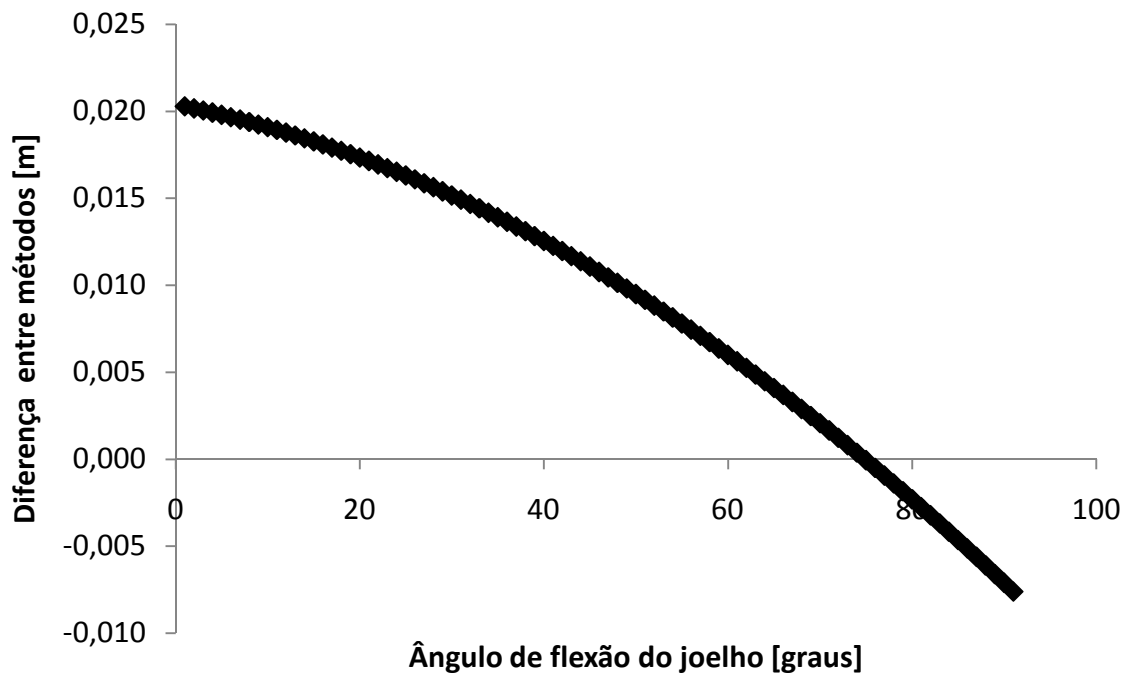


Ilustração 34 – Gráfico da diferença entre a DPLP calculada com o método CRI e a DPLP calculada com o método do PC.

Segundo Bland e Altman (1986), para uma concordância entre os métodos analisados é necessária uma distribuição aleatória da diferença pela média, entretanto estes resultados apresentam um comportamento crescente. Com base na análise gráfica é possível inferir que a escolha do método de determinação do centro de rotação influencia no valor da distância perpendicular do ligamento patelar.

O centro de rotação instantâneo, também chamado de centro instantâneo de velocidade nula na mecânica, pode ser determinado desde que sejam conhecidas a linha de ação da velocidade de dois pontos quaisquer A e B no objeto. Por meio da intersecção das retas perpendiculares as linhas de ação da velocidade dos pontos A e B. A intersecção destas retas é denominada cêntrodo, que deve ser calculada para cada instante, pois o objeto muda de posição a cada instante (Hibbeler, 1985).

5.3 LINHAS DE AÇÃO DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO.

As curvas preditas das linhas de ação foram plotadas em função do ângulo de flexão do joelho considerando os seguintes dados antropométricos: massa (72 kg), estatura (1,74 m) e tamanho da tíbia (0,40 m).

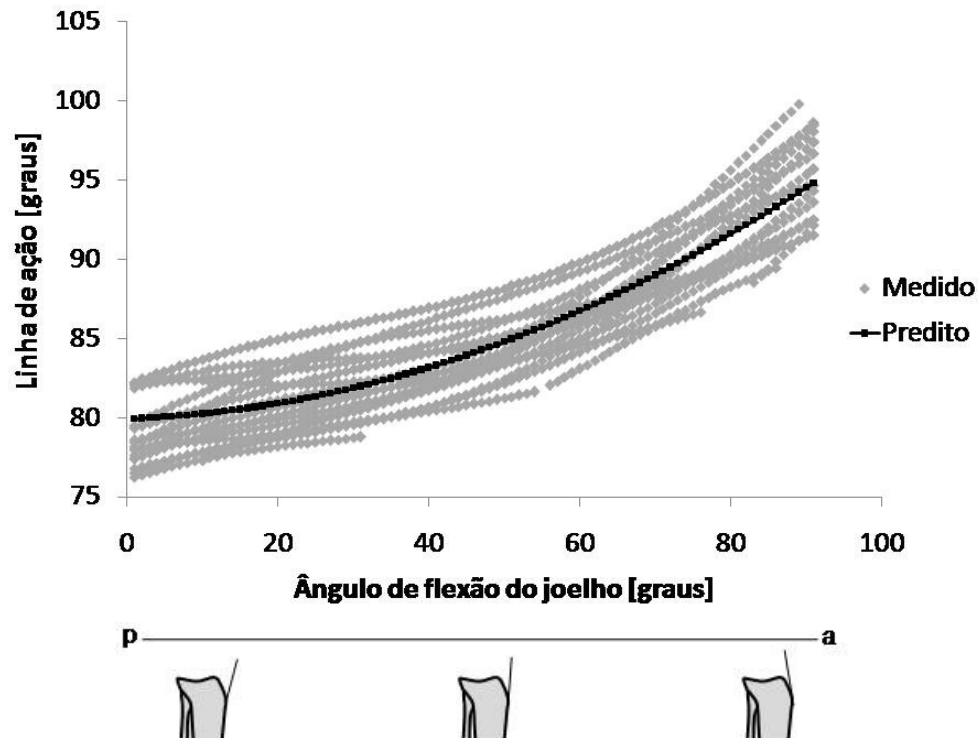


Ilustração 35 – Gráfico da linha de ação do ligamento patelar

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do ligamento patelar são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 7,45 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (14)$$

$$AG2 = 3,29 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (15)$$

$$M3 = -1,24 \left(\frac{M-72,5}{18,5} \right)^3 \quad (16)$$

$$E2 = 0,33 \left(\frac{E-1,745}{0,125} \right)^2 \quad (17)$$

$$TT2 = -1,56 \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right)^2 \quad (18)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,83$):

$$LALP = 84,27 + (AG1) + (AG2) + (M3) + (E2) + (TT2) \quad (19)$$

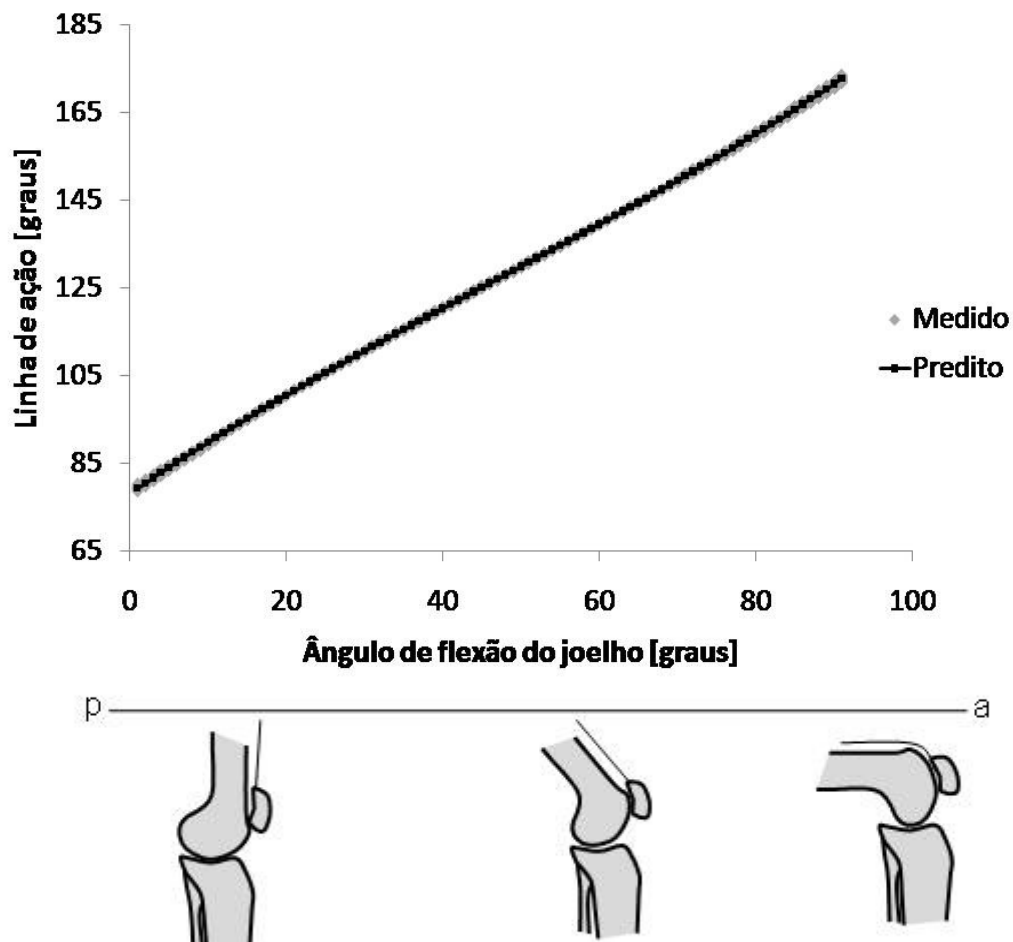


Ilustração 36 – Gráfico da linha de ação do tendão do quadríceps.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do tendão do quadríceps são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 42,90 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (20)$$

$$AG3 = 3,82 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (21)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,99$):

$$LAQU = 125,99 + (AG1) + (AG3) \quad (22)$$

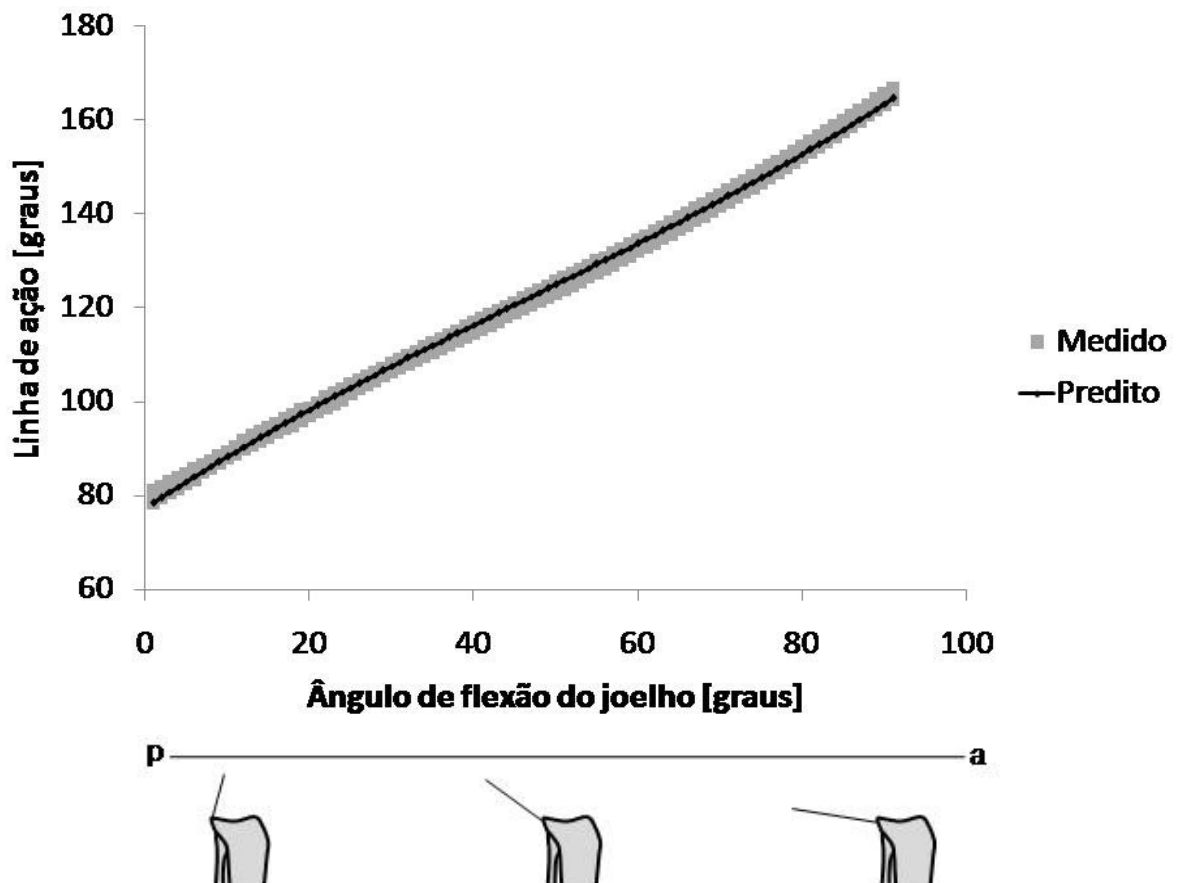


Ilustração 37 – Gráfico da linha de ação do tendão do semimembranoso.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do tendão do músculo semimembranoso são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 38,79 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (23)$$

$$AG3 = 4,3 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (24)$$

$$M1 = -0,63 \left(\frac{M-70}{21} \right) \quad (25)$$

$$TT2 = -1,03 \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right)^2 \quad (26)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,99$):

$$LASM = 121,65 + (AG1) + (AG3) + (M1) + (TT2) \quad (27)$$

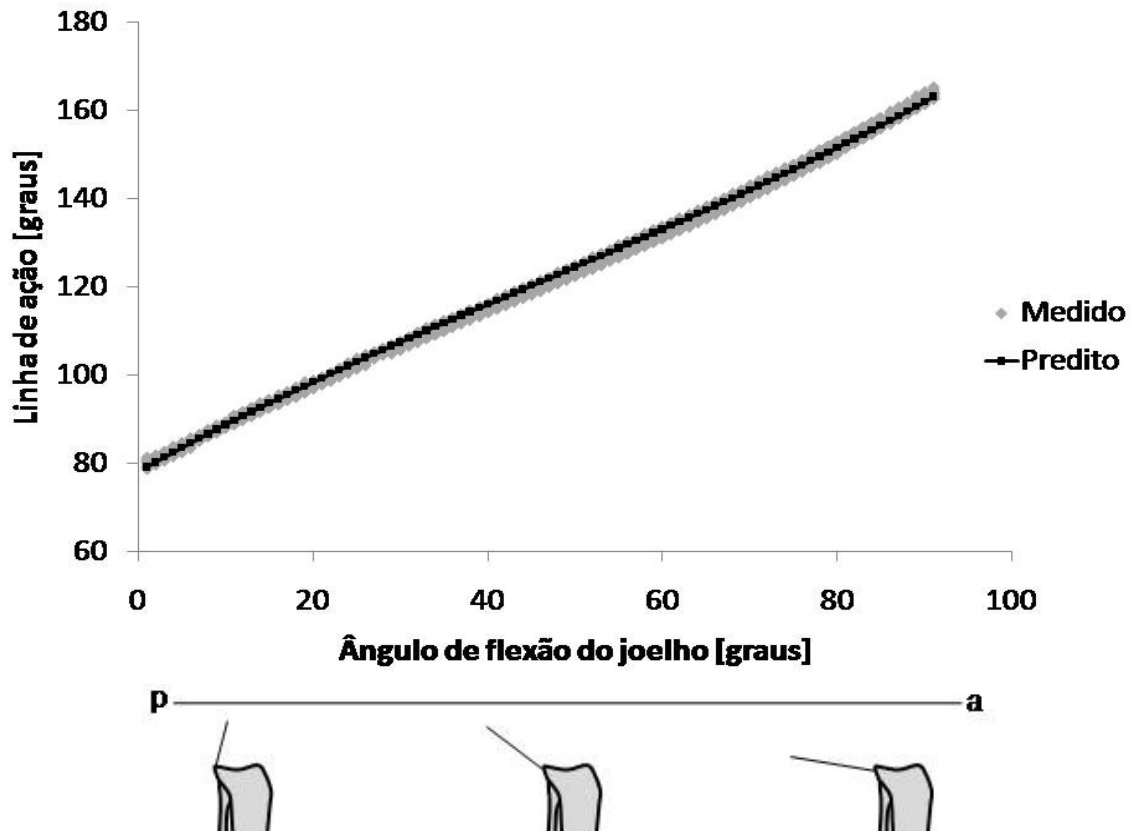


Ilustração 38 – Gráfico da linha de ação do tendão do semitendinoso.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do tendão do músculo semitendinoso são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 37,92 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (28)$$

$$AG3 = 4,06 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (29)$$

$$M3 = -0,66 \left(\frac{M-70}{21} \right)^3 \quad (30)$$

$$E1 = -1,01 \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right) \quad (31)$$

$$TT1 = 0,94 \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (32)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,99$):

$$LAST = 120,79 + (AG1) + (AG3) + (M3) + (E1) + (TT1) \quad (33)$$

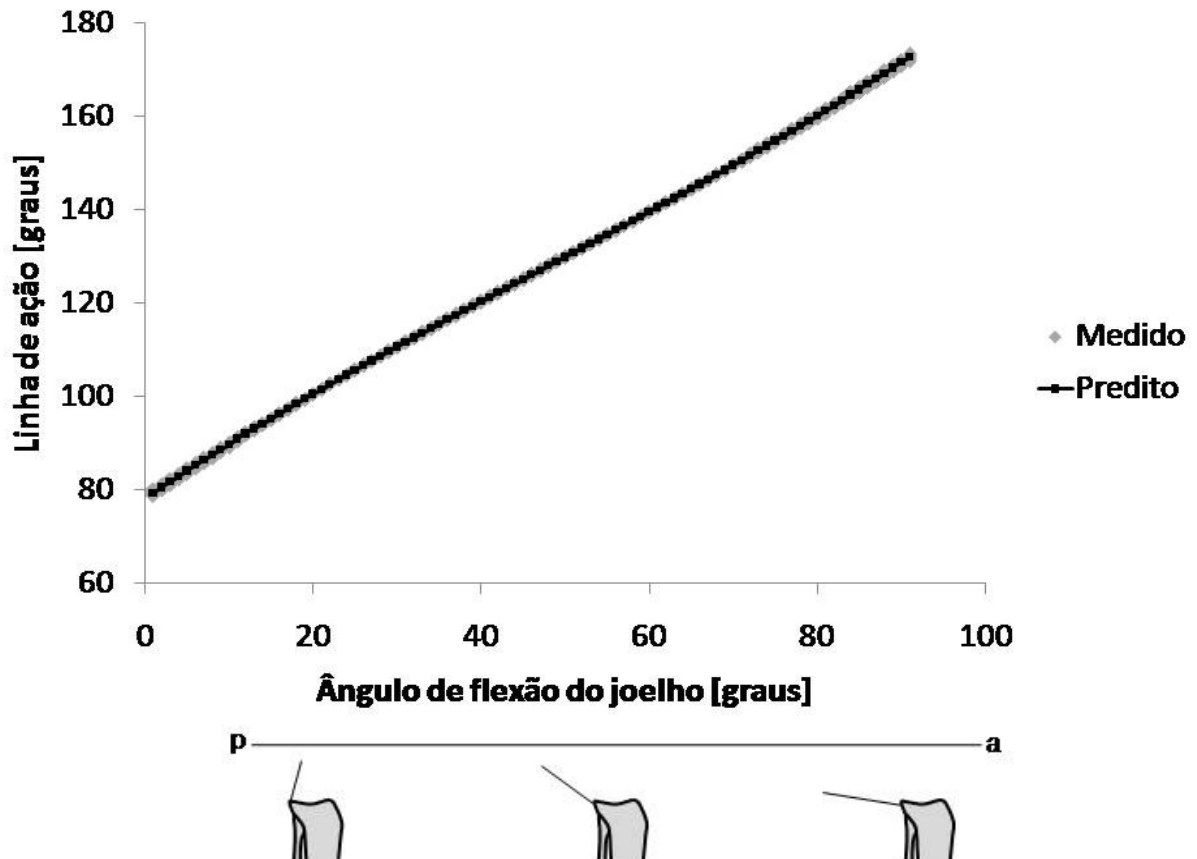


Ilustração 39 – Gráfico da linha de ação do tendão do bíceps femoral.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do tendão do músculo bíceps femoral são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 42,90 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (34)$$

$$AG3 = 3,83 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (35)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,99$):

$$LABC = 125,98 + (AG1) + (AG3) \quad (36)$$

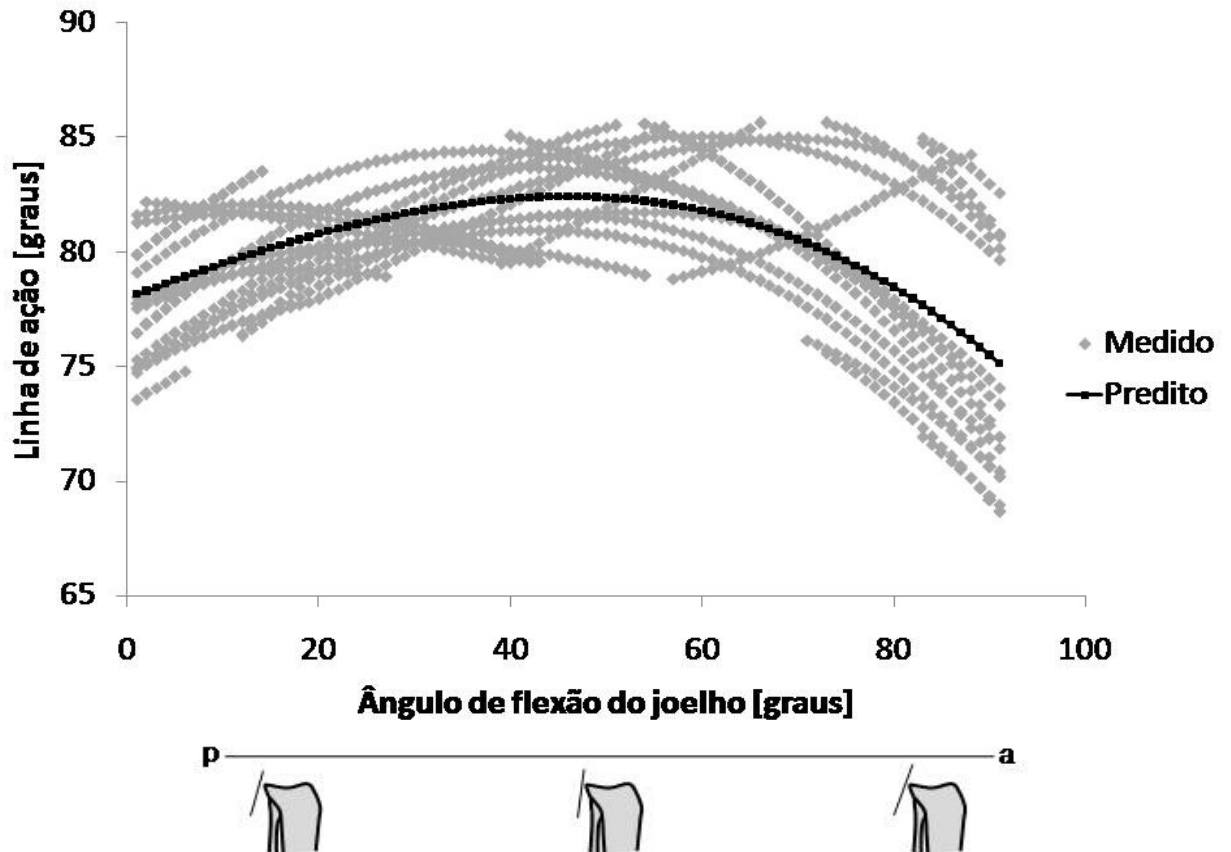


Ilustração 40 – Gráfico da linha de ação do tendão proximal do gastrocnêmio.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do tendão do músculo gastrocnêmio são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG2 = -5,77 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (37)$$

$$AG3 = -1,49 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (38)$$

$$M3 = -3,51 \left(\frac{M-70}{21} \right)^3 \quad (39)$$

$$E3 = 2,05 \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right)^3 \quad (40)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,41$):

$$LAGT = 82,41 + (AG2) + (AG3) + (M3) + (E3) \quad (41)$$

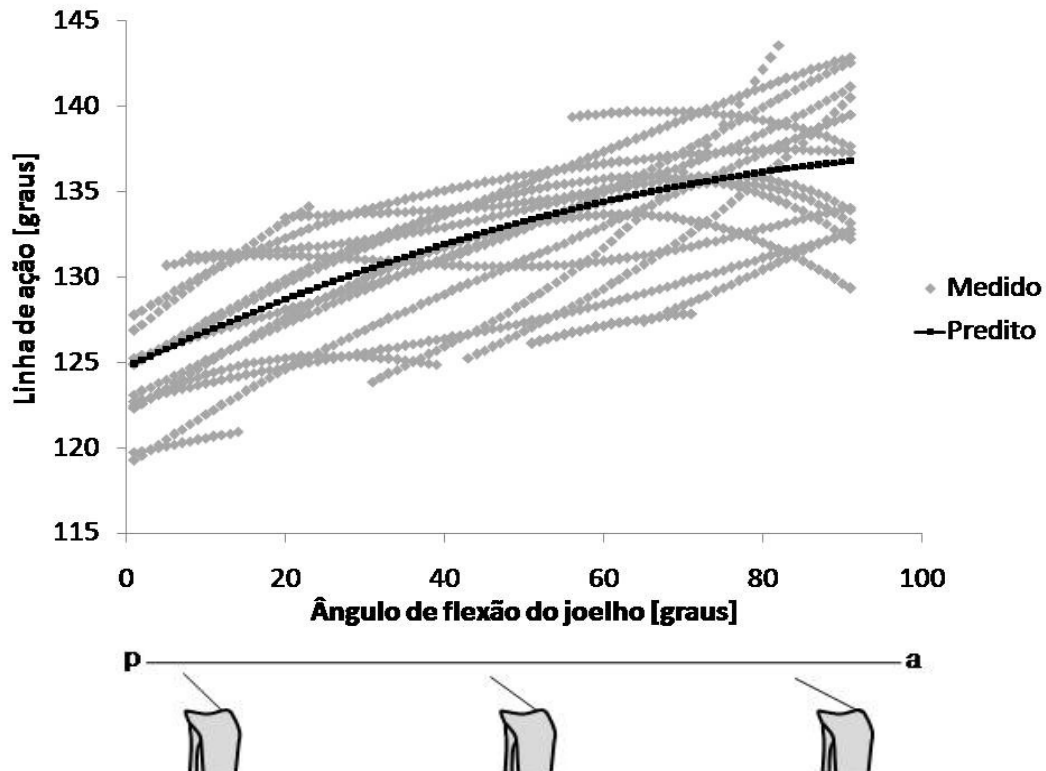


Ilustração 41 – Gráfico da linha de ação do ligamento cruzado anterior.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do ligamento cruzado anterior são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 5,93 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (42)$$

$$AG2 = -1,87 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (43)$$

$$M1 = -1,46 \left(\frac{M-73}{18} \right) \quad (44)$$

$$E2 = -2,48 \left(\frac{E-1,745}{0,125} \right)^2 \quad (45)$$

$$E3 = 4,45 \left(\frac{E-1,745}{0,125} \right)^3 \quad (46)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,64$):

$$LALCA = 132,64 + (AG1) + (AG2) + (M1) + (E2) + (E3) \quad (47)$$

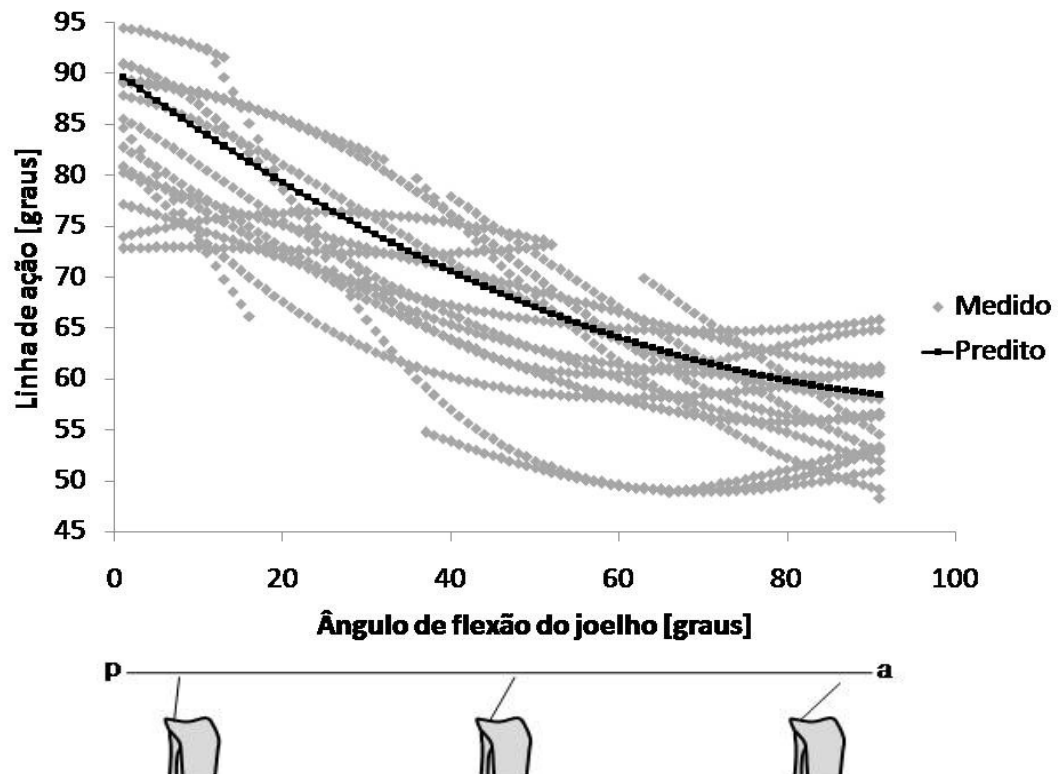


Ilustração 42 – Gráfico da linha de ação do ligamento cruzado posterior.

As parcelas da equação de regressão da linha de ação do ligamento cruzado posterior são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = -15,61 \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (48)$$

$$AG2 = 5,65 \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (49)$$

$$M3 = -4,34 \left(\frac{M-72,5}{18,5} \right)^3 \quad (50)$$

$$E2 = -3,35 \left(\frac{E-1,745}{0,125} \right)^2 \quad (51)$$

$$TT1 = 4,68 \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (52)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,76$):

$$LALCP = 66,81 + (AG1) + (AG2) + (M3) + (E2) + (TT1) \quad (53)$$

Um diferencial deste estudo, em relação a outros estudos encontrados na literatura, é explicar o comportamento das linhas de ação das estruturas que cruzam a articulação do joelho utilizando, além do ângulo de flexão, as variáveis antropométricas. O modelo de regressão seleciona as variáveis de modo que expliquem o fenômeno descrito pela variável de resposta. Utilizando como exemplo, a linha de ação do ligamento patelar. As variáveis explicativas selecionadas pelo modelo automático “*stepwise*” foram o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de flexão do joelho elevado ao quadrado, o massa elevado ao cubo, a estatura elevada ao quadrado e o tamanho da tíbia elevada ao quadrado. O ângulo de flexão, geralmente é a variável explicativa mais utilizada para estimar o comportamento da variável resposta nos modelos de regressão, pois se sabe que a linha de ação muda o seu ângulo conforme ocorre a mudança do ângulo de flexão do joelho. Entretanto pode-se analisar o efeito de outras variáveis no modelo de regressão. Alterando somente a variável explicativa “massa”, diminuindo o seu valor, o ângulo da linha de ação aumenta. Sendo assim, se aumentarmos o seu valor o ângulo da linha de ação diminui, isto representa uma relação inversa.

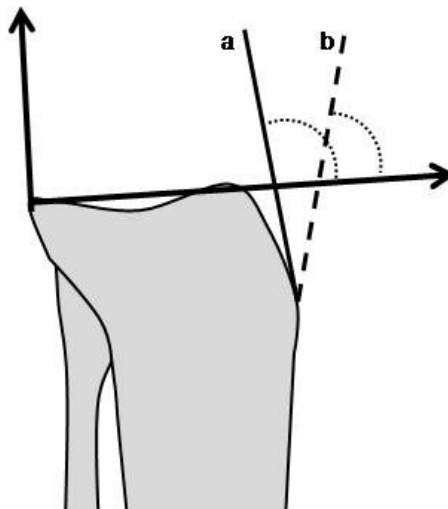


Ilustração 43 – Desenho esquemático da mudança de linha de ação do ligamento patelar. De (a) para (b) ocorre uma diminuição do ângulo da linha de ação do ligamento patelar. A linha contínua e a linha tracejada representam o LP em dois indivíduos diferentes.

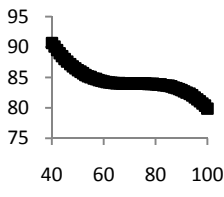
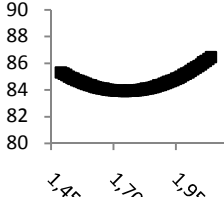
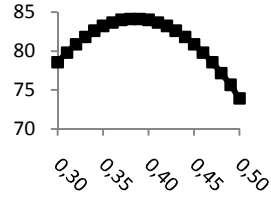
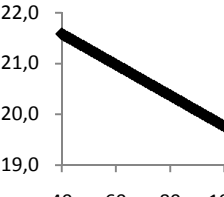
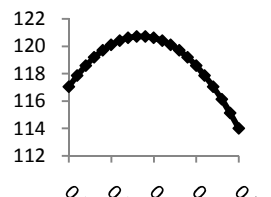
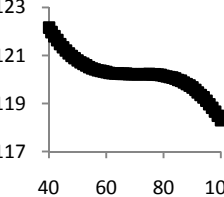
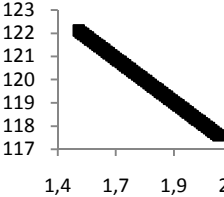
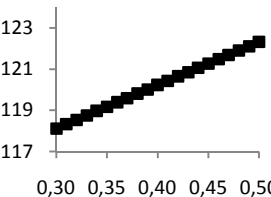
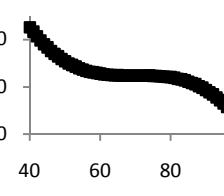
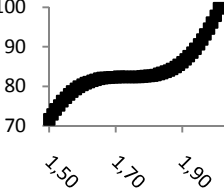
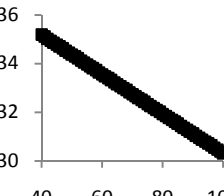
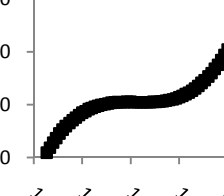
Na Ilustração 43 observamos uma mudança no valor da linha de ação, a linha contínua (a) possui um ângulo maior que a linha tracejada (b). Considerando que estes ângulos foram extraídos do modelo de regressão e estão na mesma amplitude articular do joelho pode-se verificar o efeito da variável massa na predição do ângulo da linha de ação do ligamento patelar. Aumentando o valor da variável massa no modelo de regressão, ocorre uma diminuição do ângulo da linha de ação. Esta diminuição do ângulo da linha de ação do ligamento patelar com o aumento da massa pode ser explicada pelo fato de que, com o aumento da massa ocorre um aumento de

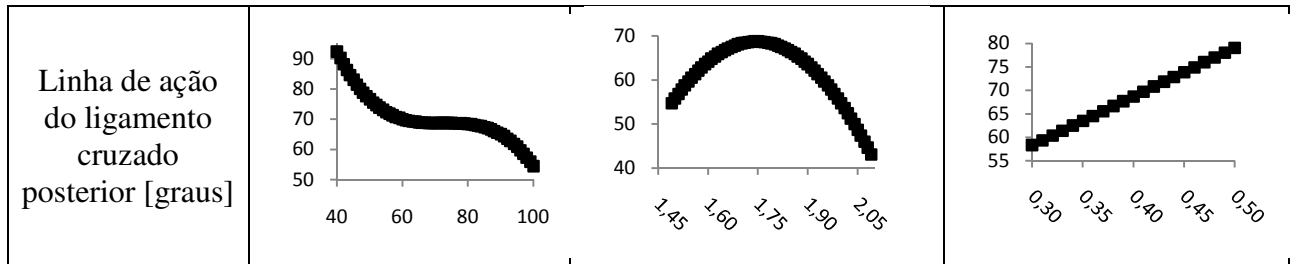
massa corporal, e esse aumento da massa corporal influencia a linha de ação das estruturas do joelho. Neste caso quanto maior a massa corporal do indivíduo, a linha de ação é desviada no sentido de diminuir o ângulo desta com a horizontal, diminuindo o seu valor. A variável massa foi ajustada ao modelo de regressão quando elevada ao cubo, isso sugere que a massa tem um efeito cúbico na linha de ação do ligamento patelar.

Além da variável antropométrica massa, foi utilizado também o tamanho da tíbia e a estatura do indivíduo como variável explicativa no modelo de regressão da linha de ação do ligamento patelar. Conforme o valor da variável tamanho da tíbia é implementado no modelo de regressão, até certo ponto ocorre um aumento no ângulo da linha de ação, após, a linha de ação volta a diminuir. Isso ocorre pois o tamanho da tíbia tem um efeito quadrático sobre a variável resposta. A diminuição do tamanho da tíbia pode ser considerada como a aproximação da inserção do ligamento patelar ao platô tibial. Ocorrendo esta aproximação e mantendo a inserção do ligamento patelar da patela no mesmo ponto, a tendência é uma diminuição do ângulo da linha de ação. A variável explicativa estatura também possui um efeito quadrático na variável resposta, entretanto este efeito é inverso. Sendo que, conforme é implementado o valor da variável estatura, até certo ponto ocorre uma diminuição na linha de ação, após, a linha de ação volta a aumentar.

Neste exemplo foi possível identificar o efeito das variáveis antropométricas no modelo de regressão. A escolha destas variáveis entre todas disponíveis foi feita pelo software SPSS 13.0, sendo que para o pesquisador coube a interpretação do efeito que cada variável causou no modelo. Apesar de outros autores não utilizarem dados antropométricos para estimar a linha de ação do ligamento patelar, estes resultados corroboram com estudos descritos na literatura (Herzog e Read, 1993; Lu e O'connor, 1996). Na Ilustração 44 esta descrito o efeito das variáveis antropométricas nos modelos de regressão, para verificar o efeito de cada variável antropométrica foi plotado um gráfico da variável resposta para cada uma das variáveis antropométrica, fixando o valor de todas as outras variáveis explicativas. As variáveis explicativas foram fixadas nos seguintes valores: ângulo de flexão do joelho em 45 graus, massa em 72 kg, estatura em 1,74 m e tamanho da tíbia em 0,4 m.

Ilustração 44 – Quadro do efeito das variáveis explicativas nas linhas de ação dos tendões e ligamentos do joelho.

	Massa [kg]	Estatura [m]	Tam. Tíbia [m]
Linha de ação do ligamento patelar [graus]			
Linha de ação do tendão do músculo quadríceps [graus]	-	-	-
Linha de ação do tendão do músculo semimembranoso [graus]		-	
Linha de ação do tendão do músculo semitendinoso [graus]			
Linha de ação do tendão do músculo bíceps femoral [graus]	-	-	-
Linha de ação do tendão do músculo gastrocnêmio [graus]			-
Linha de ação do ligamento cruzado anterior [graus]			-



A relação entre o ângulo de flexão do joelho e o ângulo do ligamento patelar em relação à linha longitudinal da tíbia (linha de ação) é importante para o entendimento da função da articulação do joelho.

Quando a linha de ação do LP (ilustração 35) é menor que 90 graus a contração do músculo quadríceps femoral tende a deslocar a tíbia anteriormente, devido à componente da força do ligamento patelar que é perpendicular à tíbia, promovendo um cisalhamento anterior da tíbia. Quando a linha de ação do LP é maior que 90 graus a tendência da contração do músculo quadríceps femoral é deslocar posteriormente à tíbia, pois a componente da força do ligamento patelar passa a sugerir um cisalhamento posterior da tíbia. Somente quando a linha de ação do ligamento patelar está a 90 graus não existe cisalhamento da tíbia provocado pela componente perpendicular da força do ligamento patelar. Por meio da análise das linhas de ação é possível identificar quais estruturas restringem o deslocamento anterior e posterior da tíbia. A partir dos dados obtidos neste estudo é possível inferir que os ísquio-tibiais (SM, ST e BC; ilustrações 37, 38 e 39) nos primeiros 10 graus de flexão do joelho contribuem para o deslocamento anterior da tíbia. No entanto, após este ângulo de flexão, sua contração restringe este deslocamento diminuindo a força que é imposta ao LCA. O LCP, devido a sua linha de ação, tem como função a restrição do deslocamento posterior da tíbia.

Os ísquio-tibiais apresentam uma linha de ação similar, isso ocorre devido as suas inserções serem próximas, estes resultados corroboram com os dados encontrados na literatura (Herzog e Read, 1993).

Durante o movimento de flexão e de extensão do joelho em cadeia cinética aberta a contração do músculo gastrocnêmio promove um deslocamento anterior da tíbia (O'connor, 1993; Fleming *et al.*, 2001). Esta afirmação corrobora com os achados deste estudo, pois durante toda amplitude de movimento a linha de ação do tendão proximal do músculo gastrocnêmio é favorável a este deslocamento. Analisando as componentes da linha de ação da força do músculo gastrocnêmio (ilustração 40), a maior componente (paralela a tíbia) contribui para a força de compressão tibiofemoral, e a menor componente (perpendicular a tíbia) contribui para o deslocamento anterior da tíbia.

Uma análise sobre as linhas de ação dos ligamentos cruzados (ilustrações 41 e 42) é pertinente para uma aplicação prática. O comportamento do ângulo da linha de ação do LCA é crescente, aumentando cerca de 11 graus durante a extensão do joelho. Comparando com os dados da literatura, existe uma diferença média de 21 (\pm 8,41) graus durante a amplitude de movimento, esta diferença é menor nos menores ângulos de flexão e aumenta com o aumento da amplitude articular (de 0 a 90 graus de flexão de joelho). Os resultados de Herzog and Read (1993) também apresentam um comportamento crescente, entretanto encontrou uma variação maior, cerca de 40 graus durante toda amplitude do movimento (Ilustração 45).

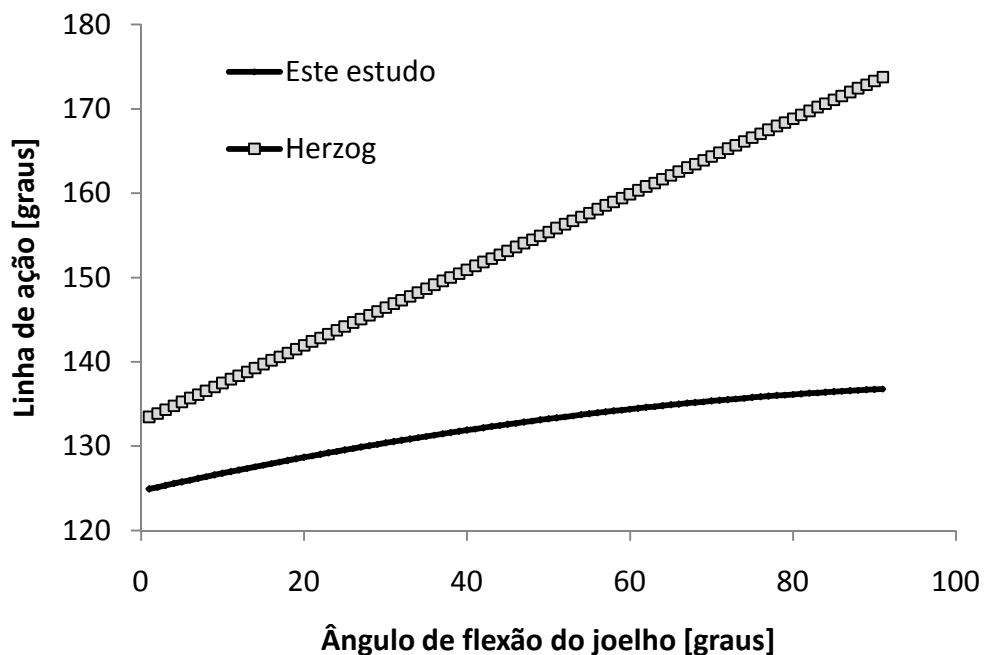


Ilustração 45 - Gráfico para comparação da linha de ação do ligamento cruzado anterior, deste estudo e Herzog e Read, 1993.

Referindo-se ao comportamento do LCP, os resultados deste estudo são similares ao estudo de Herzog and Read (1993), sendo decrescente com a flexão do joelho e apresentando uma variação de aproximadamente 30 graus, próxima a variação dos resultados de Herzog (1993) que foi de aproximadamente 26 graus (Ilustração 46). Entretanto existe uma diferença média de 21 (\pm 2,22) graus durante a amplitude de movimento.

Salienta-se que os resultados do trabalho de Herzog (1993) foram calculados em cadáveres (n=5), com uma metodologia distinta do presente estudo. Para a equação de regressão foi utilizado os dados de apenas um dos indivíduos da amostra.

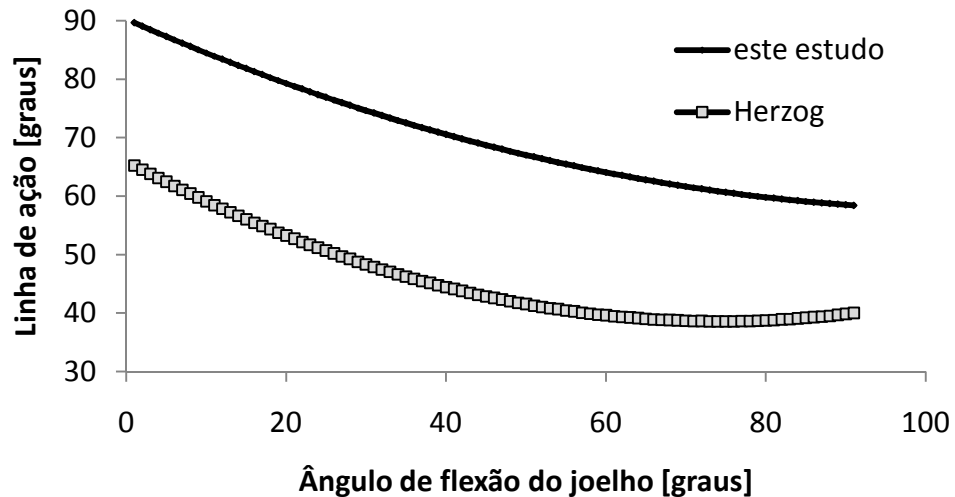


Ilustração 46 – Gráfico para comparação da linha de ação do ligamento cruzado posterior, deste estudo com (Herzog e Read, 1993)

As equações de regressão para as linhas de ação dos tendões e ligamentos que cruzam a articulação do joelho também foram calculadas somente em função do ângulo de flexão do joelho. Abaixo estão as equações e os correspondentes r^2 . A linha de ação é estimada em graus, assim como o ângulo de flexão do joelho (ag).

$$LALP(r^2 = 0,82) = 84,18 + \left(7,52 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(3,27 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (54)$$

$$LAQU(r^2 = 0,99) = 125,99 + \left(45,23 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-4,88e^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (55)$$

$$LASM(r^2 = 0,99) = 120,74 + \left(41,36 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(1,81 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (56)$$

$$LAST(r^2 = 0,99) = 120,34 + \left(40,41 \left(\frac{ag-42}{45}\right)\right) + \left(1,37 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (57)$$

$$LABC(r^2 = 0,99) = 125,99 + \left(45,23 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-4,88e^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (58)$$

$$LAGT(r^2 = 0,35) = 82,51 + \left(-7,18e^{-1} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-5,87 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (59)$$

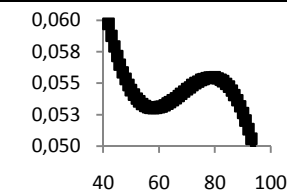
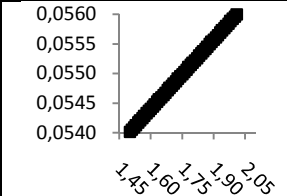
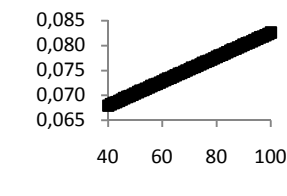
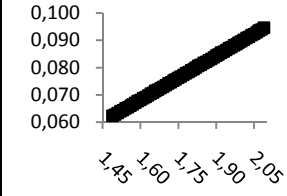
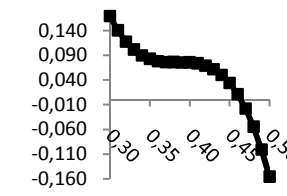
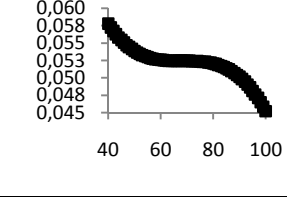
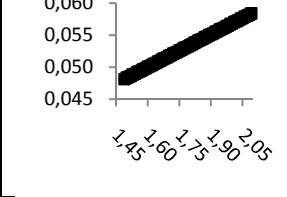
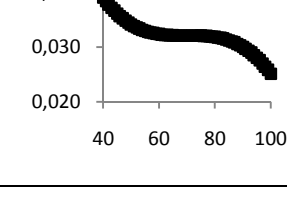
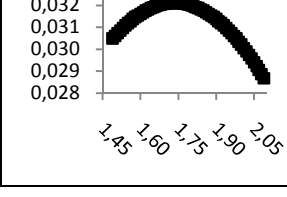
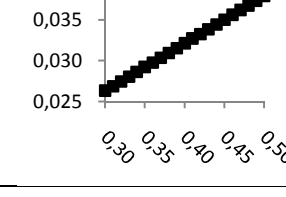
$$LALCA(r^2 = 0,51) = 131,89 + \left(5,74 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-1,41 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (60)$$

$$LALCP(r^2 = 0,72) = 65,24 + \left(-15,73 \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(5,81 \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (61)$$

5.4 DISTÂNCIA PERPENDICULAR DAS ESTRUTURAS QUE CRUZAM A ARTICULAÇÃO DO JOELHO.

A distância perpendicular é um parâmetro fundamental para desenvolvimento de modelos biomecânicos que estimem forças musculares e articulares por meio da dinâmica inversa. Neste estudo, assim como a linha de ação, as distâncias perpendiculares foram modeladas utilizando o ângulo de flexão do joelho e variáveis antropométricas, verificando os efeitos lineares, quadráticos e cúbicos de cada uma destas variáveis explicativas. A Ilustração 47 mostra os efeitos das variáveis antropométricas na distância perpendicular das estruturas modeladas, para verificar o efeito de cada variável antropométrica foi plotado um gráfico da variável resposta por cada uma das variáveis antropométrica, fixando o valor de todas as outras variáveis explicativas. As variáveis explicativas foram fixadas nos seguintes valores: ângulo de flexão do joelho em 45 graus, massa em 72 kg, estatura em 1,74 m e tamanho da tíbia em 0,4 m.

Ilustração 47 – Quadro dos efeitos das variáveis antropométricas na resposta dos modelos de regressão.

	Massa [kg]	Estatura [m]	Tam da tibia [m]
Distância perpendicular do ligamento patelar [m]			-
Distância perpendicular do tendão do quadríceps [m]			
Distância perpendicular efetiva [m]			-
Distância perpendicular do tendão do semimembranoso [m]			

Distância perpendicular do tendão do semitendinoso [m]		-	
Distância perpendicular do tendão do bíceps femoral [m]		-	
Distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio [m]	-		
Distância perpendicular do ligamento cruzado anterior [m]			-
Distância perpendicular do ligamento cruzado posterior [m]	-		

Um parâmetro de grande relevância neste estudo é o centro de rotação instantâneo. Pois para mensuração da distância perpendicular pelo método geométrico é fundamental que o cálculo do centro de rotação seja criterioso. Na Ilustração 48 está apresentado um gráfico do centro de rotação tibiofemoral e do centro de rotação patelofemoral de um indivíduo da amostra sobreposto a uma imagem de raio-X. Nesta ilustração os retângulos indicam a posição dos centros de rotação quando o joelho está na extensão máxima (0 graus de flexão) e os círculos indicam a posição dos centros de rotação quando o joelho está a 90 graus de flexão do joelho (amplitude máxima analisada neste estudo).

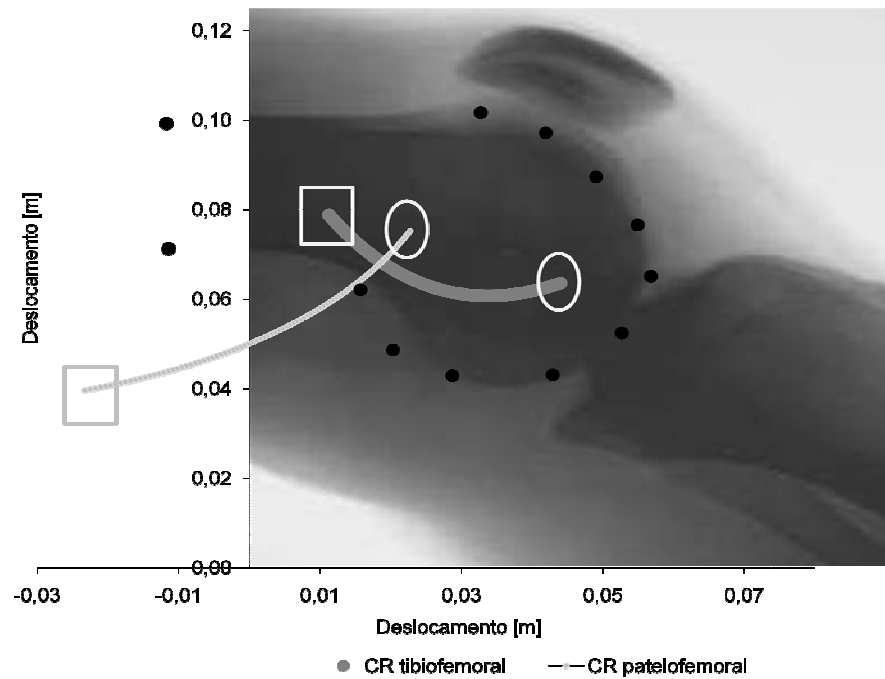


Ilustração 48 – Gráfico do centro de rotação tibiofemoral e do centro de rotação patelofemoral de um indivíduo da amostra sobreposto a imagem de raio X. (retângulos: 0 graus de flexão; círculos: 90 graus de flexão)

As curvas previstas das distâncias perpendiculares foram plotadas em função do ângulo de flexão do joelho considerando os seguintes dados antropométricos: massa (72 kg), estatura (1,74 m) e tamanho da tíbia (0,40 m).

5.4.1 DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR.

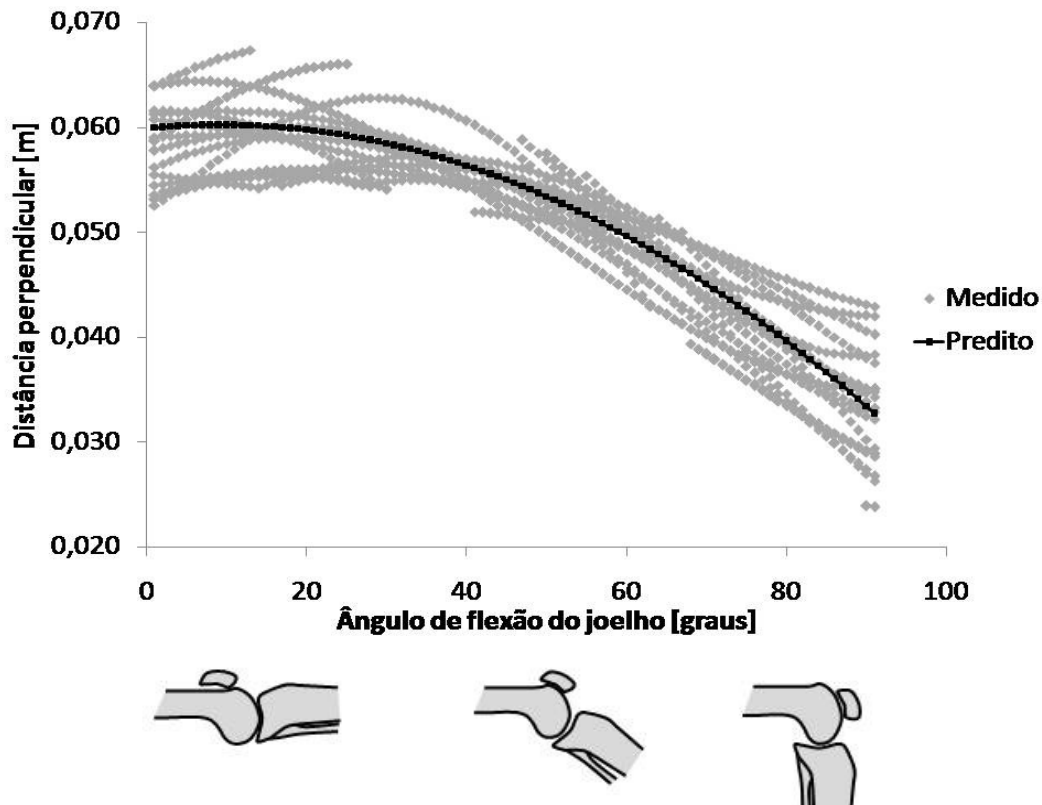


Ilustração 49 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento patelar.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento patelar são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = -1,36 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (62)$$

$$AG2 = -8,47 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (63)$$

$$M1 = 3,44 \times 10^{-3} \left(\frac{M-68,5}{19,5} \right) \quad (64)$$

$$M3 = -4,03 \times 10^{-3} \left(\frac{M-68,5}{19,5} \right)^3 \quad (65)$$

$$E1 = 1,2 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,725}{0,125} \right) \quad (66)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,89$):

$$DPLP = 5,44 \times 10^{-2} + (AG1) + (AG2) + (M1) + (M3) + (E1) \quad (67)$$

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

Diversos estudos que investigam as cargas impostas à articulação do joelho utilizam dados de distância perpendicular reportados na literatura (Escamilla *et al.*, 1998; Zheng *et al.*, 1998), devido a dificuldade de determinação deste parâmetro. Desta forma é necessário que o estudo selecionado seja representativo da população estudada, para redução de erros metodológicos.

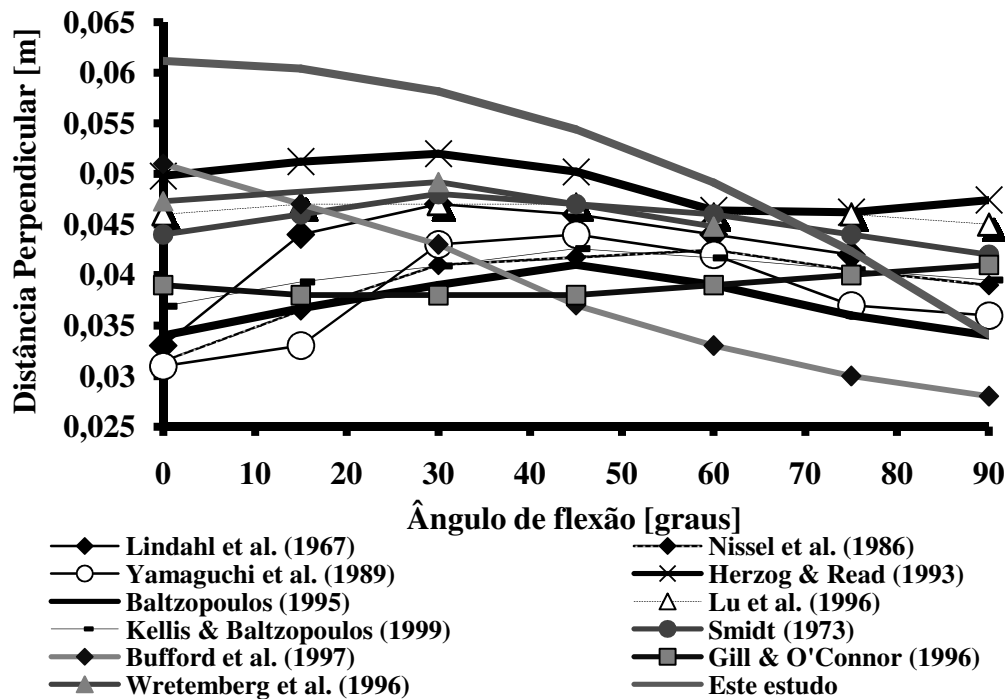


Ilustração 50 – Gráfico das distâncias perpendiculares do ligamento patelar extraídas da literatura.

Herzog and Read (1993), utilizando o método geométrico e o centro de rotação pelo ponto de contato, mensuraram a distância perpendicular a partir de dados cinemáticos estáticos em cinco cadáveres, apresentando-a em forma de equações de regressão. Entretanto, para cálculo destas equações, o autor considerou somente uma medida das cinco apresentadas no estudo. No seu achado, os valores de distância perpendicular do ligamento patelar oscilam entre 0,046 e 0,052 m, ao longo da extensão do joelho (Herzog e Read, 1993). Baltzopoulos (1995) utilizou a mesma metodologia, porém realizou suas análises a partir de imagens radiográficas dinâmicas do joelho (videofluoroscopia). Neste estudo, os valores de distância perpendicular variam entre 0,034 e 0,041 m, com um comportamento crescente de 90 a 45 graus de flexão de joelho e um comportamento decrescente de 45 a 0 grau (Baltzopoulos, 1995). Seguindo a mesma linha, Kellis and Baltzopoulos (1999), realizaram uma análise dinâmica da articulação do joelho em imagens de videofluoroscopia. Seus resultados apresentaram um comportamento semelhante ao de

Baltzopoulos (1995), entretanto, em valores absolutos apresentaram-se maiores, variando entre 0,037 e 0,043 m ao longo da extensão do joelho (Kellis e Baltzopoulos, 1999).

Lu and O'Connor (1996) desenvolveram um modelo computacional comparando seus dados teóricos com os dados experimentais de Herzog and Read (1993). Utilizou o método geométrico e determinou o centro de rotação tibiofemoral por meio de dois métodos: a intersecção dos ligamentos cruzados e pelo ponto de contato tibiofemoral. Os autores verificaram um comportamento crescente ao longo da extensão do joelho atingindo um valor máximo de 0,061 m a partir da utilização do centro de rotação pela intersecção dos ligamentos cruzados. Entretanto, pelo método do ponto de contato, o comportamento foi crescente de 90 a 45 graus de flexão de joelho, constante de 45 a 15 graus e decrescente de 15 a 0 grau. Neste caso a distância perpendicular do ligamento patelar variou entre 0,045 e 0,047 m durante a amplitude de movimento (Lu e O'connor, 1996).

Wretenberg e colaboradores (1996) utilizaram imagens de ressonância magnética para mensurar a distância perpendicular do ligamento patelar por meio do método geométrico. Utilizando o centro de rotação calculado pelo método do ponto de contato. Realizaram suas medidas nos planos frontal e sagital em três ângulos articulares (0, 30 e 60 graus). No plano sagital, a distância perpendicular oscilou entre 0,0473 e 0,0492 metros, atingindo o ponto máximo aos trinta graus de flexão (Wretenberg *et al.*, 1996). Nisell e colaboradores (1986) mensuraram a distância perpendicular do ligamento patelar por meio de imagens de raios-x. Utilizaram o método geométrico considerando o centro de rotação pelo ponto de contato. A distância perpendicular do ligamento patelar neste estudo foi medida nos ângulos 0, 30, 60, 90 e 120 graus de flexão do joelho, e teve uma variação média de 0,0425 a 0,0315 metros (Nisell *et al.*, 1986).

Yamaguchi and Zajac (1989) desenvolveram um modelo teórico do mecanismo extensor do joelho em 2D (plano sagital). Para isto foi necessário determinar a distância perpendicular do ligamento patelar. Por meio de seus dados teóricos, ele utilizou o método geométrico para determinação das distâncias perpendiculares e considerou o centro de rotação instantâneo. Os valores de distância perpendicular foram apresentados de 0 a 90 graus de flexão do joelho, oscilando entre 0,044 e 0,031 metros (Yamaguchi e Zajac, 1989). Também utilizando um modelo teórico, Gill and O'Connor (1996) mensuraram a distância perpendicular do ligamento patelar pelo método geométrico, entretanto, considerou como centro de rotação a intersecção dos ligamentos cruzados. Os valores de distância perpendicular variam entre 0,041 e 0,038 metros, estes dados foram apresentados em uma amplitude de 0 a 140 graus de flexão de joelho.

Buford e colaboradores (1997) utilizaram o método de excursão do tendão para mensurar a distância perpendicular do ligamento patelar. Os valores oscilam de 0,051 a 0,026 metros em uma amplitude articular de 130 graus. Este método para mensurar a distância perpendicular não necessita a determinação do centro de rotação articular, diminuindo os erros que estão associados a este, entretanto existe a necessidade de ser mensurado em cadáveres.

Para um indivíduo com as características antropométricas citadas anteriormente, a distância perpendicular do ligamento patelar apresentou valores oscilando entre 0,061 e 0,034 m em uma amplitude articular de 0 a 90 graus de flexão de joelho. O modelo de regressão ajustado para a distância perpendicular do ligamento patelar possui como variáveis explicativas o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de flexão do joelho ao quadrado, a massa e a estatura. Com o incremento do ângulo de flexão do joelho, a distância perpendicular do ligamento patelar sofre um efeito quadrático (Ilustração 49). Mantendo todas as variáveis explicativas com um valor fixo e aumentando o valor da variável massa, ocorre um aumento da distância perpendicular do ligamento patelar. A variável massa também foi ajustada para o modelo da linha de ação do ligamento patelar, e como foi exposto na discussão da linha de ação, esta diminui com o aumento da massa. Considerando que a linha de ação está diretamente relacionada com a distância perpendicular, pode-se dizer que este fato contribui com a consistência do modelo de regressão, pois a diminuição do ângulo da linha de ação representa um afastamento desta do centro de rotação tibiofemoral. Este afastamento entre o centro de rotação tibiofemoral e a linha de ação do ligamento patelar representa um aumento da distância perpendicular desta estrutura.

Conforme ocorre um aumento no valor da variável estatura, a distância perpendicular do ligamento patelar aumenta. A variável estatura também foi selecionada para o modelo de regressão da linha de ação do ligamento patelar, entretanto, neste modelo ela possui um efeito quadrático quando que, selecionada para a distância perpendicular, ela possui um efeito linear. Os efeitos podem ser observados nas Ilustrações 44 para linha de ação e 47 para distância perpendicular.

5.4.2 DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO QUADRÍCEPS.

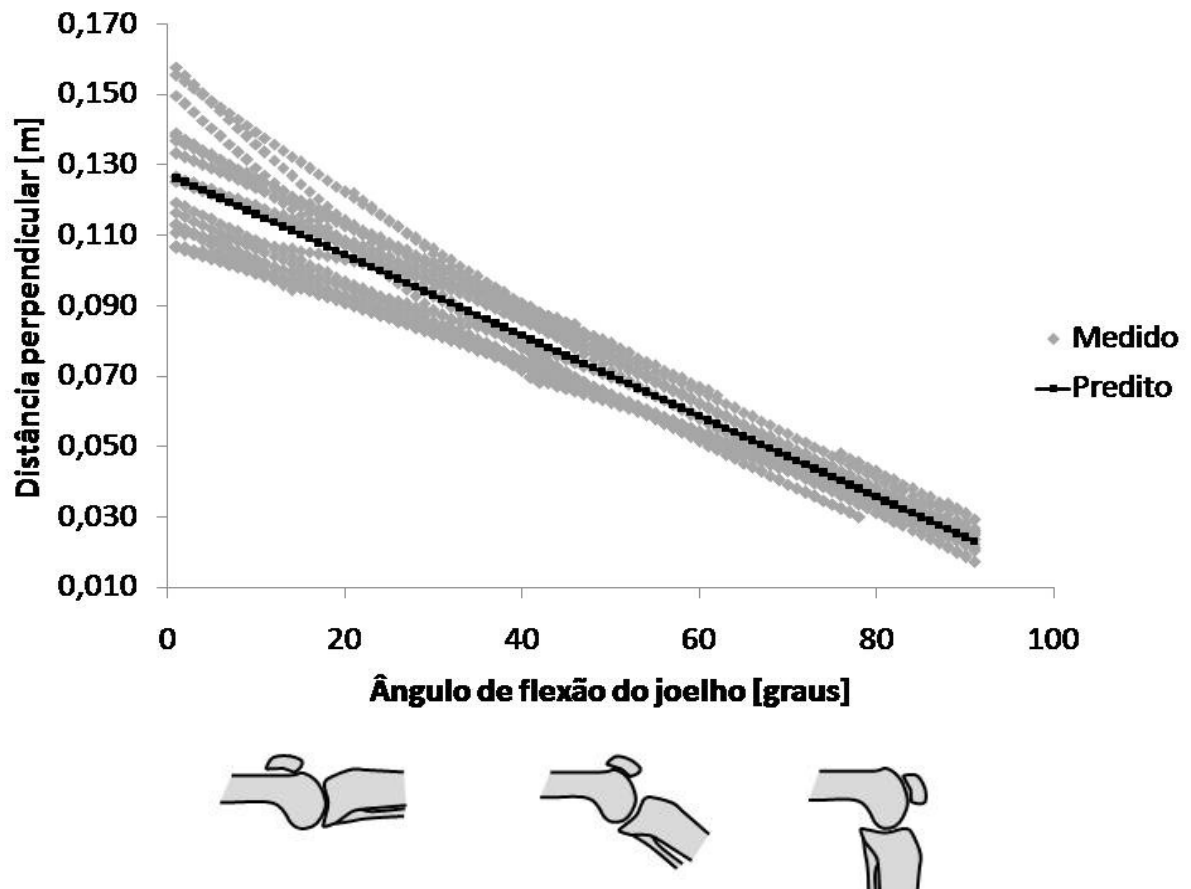


Ilustração 51 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do quadríceps.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do tendão do músculo quadríceps femoral são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = -5,15 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (68)$$

$$M1 = 4,75 \times 10^{-3} \left(\frac{M-68,5}{19,5} \right) \quad (69)$$

$$E1 = 6,72 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,725}{0,125} \right) \quad (70)$$

$$TT3 = 1,39 \times 10^{-2} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right)^3 \quad (71)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,95$):

$$DPQU = 7,35 \times 10^{-2} + (AG1) + (M1) + (E1) + (TT3) \quad (72)$$

A determinação da distância perpendicular do tendão do quadríceps é fundamental para o cálculo das forças que envolvem a articulação do joelho por meio da dinâmica inversa. Diferença na determinação deste parâmetro pode estar relacionada com a metodologia utilizada,

onde a escolha do método para determinação do centro de rotação também influencia o seu comportamento.

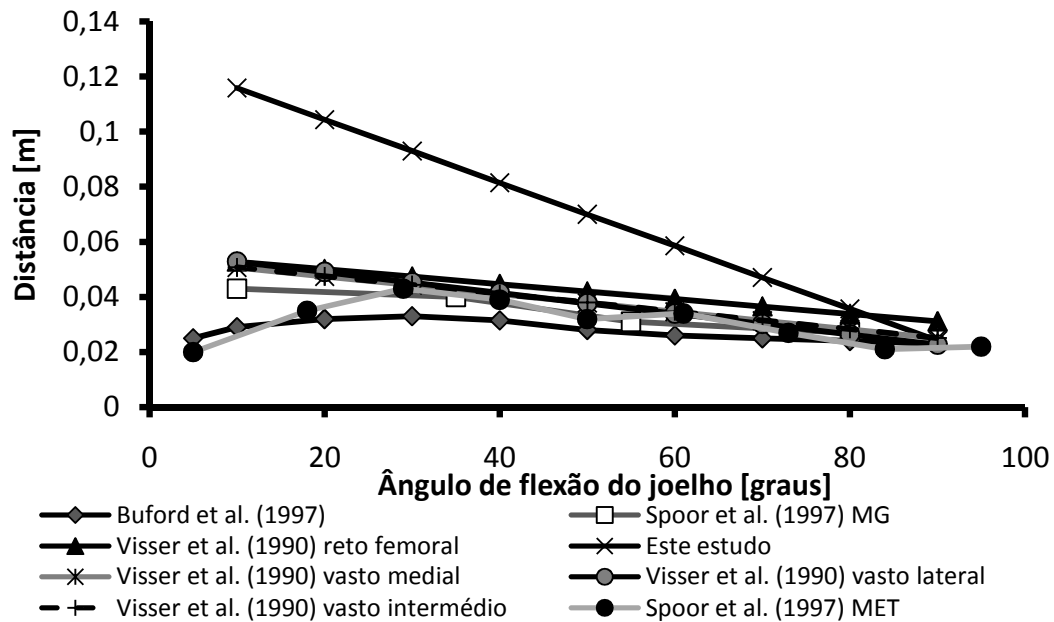


Ilustração 52 – Gráfico das distâncias perpendiculares do tendão do quadríceps.

Visser e colaboradores (1990) mensuraram a distância perpendicular do músculo reto femoral na porção proximal, em função do ângulo do quadril, e na porção distal em função do ângulo do joelho. Além do reto femoral, foi mensurada a distância perpendicular do vasto lateral, do vasto medial e do vasto intermédio. Seus resultados foram apresentados de forma gráfica, e além dos gráficos o autor forneceu as equações de regressão em função do ângulo de flexão para estimativa das distâncias perpendiculares. Os valores apresentados nos gráficos e preditos nas equações estão em percentual do tamanho da tíbia. A metodologia utilizada pelo autor foi a MET que não necessita a determinação do centro de rotação articular. Analisando os gráficos, pode-se observar que o comportamento das distâncias perpendiculares é linear, sendo que os valores atingiram um máximo de 0,052 m e um mínimo de 0,031 m (Visser *et al.*, 1990).

Buford e colaboradores (1997), também utilizando o MET mensuraram a distância perpendicular do reto femoral. Seus resultados são apresentados somente de forma gráfica. O comportamento da distância perpendicular não é linear, apresentando um valor máximo de 0,033 m e um valor mínimo de 0,023 m. Neste estudo o autor mensura as distâncias do vasto medial, vasto lateral e do vasto intermédio. O comportamento das distâncias perpendiculares destes músculos são similares, possuindo uma pequena diferença na amplitude da curva (Buford *et al.*, 1997).

Spoor e colaboradores (1992) realizaram uma comparação entre dois métodos de medida da distância perpendicular, o primeiro foi utilizando imagens de ressonância magnética

(método geométrico), e o segundo foi pelo método de excursão do tendão (MET). Segundo o autor, o MET é mais acurado que o MG, mas por questões éticas o método MG é mais utilizado, pois pode ser aplicado *in vivo* de maneira não invasiva. Seus resultados apresentam um valor máximo de 0,043 m e um valor mínimo de 0,027 m. A medida realizada por meio do MET apresentou um comportamento crescente de 0 a 30 graus de flexão de joelho, após este ângulo, apresentou um comportamento decrescente. Alcançando um valor máximo de 0,043 m e um valor mínimo de 0,020m (Spoor e Van Leeuwen, 1992).

Yamaguchi e Zajac (1989) calculam a distância perpendicular do quadríceps por meio do método geométrico, utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato. Em seu estudo, baseado em um modelo computacional, não apresenta os resultados referentes a distância perpendicular do quadríceps (Yamaguchi e Zajac, 1989).

Neste estudo a distância perpendicular do quadríceps apresentou uma amplitude superior à encontrada em outros estudos, isto ocorre devido à localização do centro de rotação patelofemoral (Ilustração 48). A determinação da distância perpendicular do quadríceps é determinada pela menor distância entre o centro de rotação patelofemoral e a linha de ação do tendão do quadríceps. Nenhum estudo que calcule a distância perpendicular do quadríceps e utilize o método do centro de rotação instantâneo foi encontrado.

As variáveis explicativas selecionadas para este modelo foram o ângulo de flexão, a massa, a estatura e o tamanho da tíbia ao cubo. A distância perpendicular do quadríceps diminuiu linearmente com o aumento do ângulo de flexão, com a massa e com a estatura ela aumentou linearmente. Com a variável tamanho da tíbia a variável resposta diminuiu de forma cúbica.

O aumento da distância perpendicular do tendão do quadríceps com o aumento no valor da variável massa pode estar relacionada com o volume do ventre muscular. Pois um indivíduo mais massa corporal pode apresentar um volume muscular maior, apresentando também uma área de secção transversa maior, modificando a linha de ação do tendão do quadríceps. O aumento da distância perpendicular do tendão do quadríceps com o aumento do valor da variável estatura pode estar relacionada com o tamanho da estrutura óssea. Pois um indivíduo mais alto possui um fêmur mais longilíneo e provavelmente com maior diâmetro, tornando o centro de rotação patelofemoral mais afastado da linha de ação do tendão do quadríceps, conseqüentemente aumentando a distância perpendicular.

5.4.3 DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA.

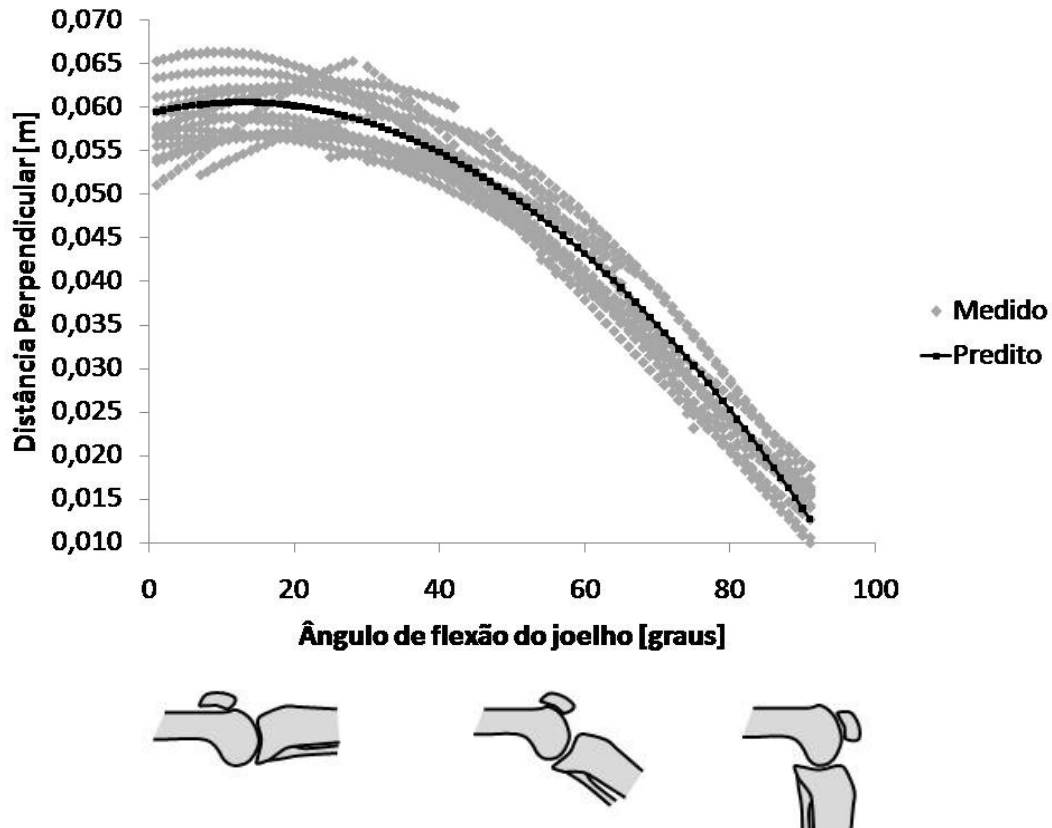


Ilustração 53 – Gráfico da distância perpendicular efetiva

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular efetiva são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = -2,34 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (73)$$

$$AG2 = -1,59 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (74)$$

$$M3 = 1,7 \times 10^{-3} \left(\frac{M-68,5}{19,5} \right)^3 \quad (75)$$

$$E1 = 2,12 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,725}{0,125} \right) \quad (76)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,96$):

$$DPEF = 5,17 \times 10^{-2} + (AG1) + (AG2) + (M3) + (E1) \quad (77)$$

A vantagem do uso do conceito de distância perpendicular efetiva está na possibilidade de calcular a força resultante da musculatura extensora do joelho, ao longo da

amplitude articular, com base apenas no conhecimento do torque externo. Este conceito é necessário, pois o mecanismo extensor do joelho é composto por dois eixos de rotação. A força produzida pela musculatura extensora do joelho é transmitida pelo tendão do quadríceps para a patela, que, por sua vez, transmite esta força pelo ligamento patelar para a tíbia.

Kaufer (1971) utilizou o método da medida direta da carga para mensurar a distância perpendicular efetiva. Esta metodologia permite uma avaliação em cadáveres. Este estudo tinha como objetivo avaliar o efeito mecânico da patela no mecanismo extensor do joelho. Para isto o autor comparou a distância perpendicular efetiva em cadáveres íntegros, sem patela e com o aumento da tuberosidade anterior da tíbia. No seu estudo o valor da distância perpendicular efetiva em joelhos íntegros oscilou entre 0,058 e 0,039 m, atingindo o maior valor na extensão máxima do joelho. O autor realizou medidas estáticas de 0 a 120 graus de flexão do joelho (Kaufer, 1971).

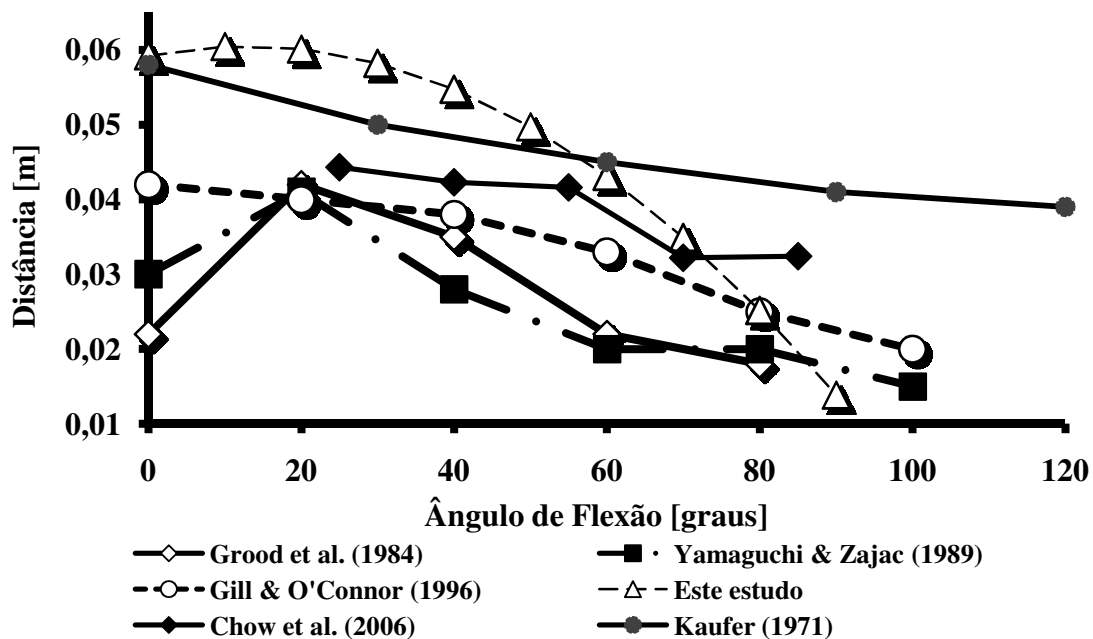


Ilustração 54 – Gráfico das distâncias perpendiculares efetivas.

Grood e colaboradores (1984) utilizando uma metodologia semelhante (método da medida direta da carga) mensuraram a distância perpendicular efetiva em cinco cadáveres. Suas medidas também foram estáticas em uma amplitude aproximada de 0 a 90 graus de flexão de joelho. Os valores de distância perpendicular efetiva variaram entre 0,042 e 0,018 m, atingindo o valor máximo aproximadamente em 20 graus de flexão de joelho (Grood *et al.*, 1984).

Yamaguchi e Zajac (1989) utilizando um modelo computacional em 2D, por meio do método geométrico, calculou a distância perpendicular efetiva de forma indireta. Considerou como o produto entre a distância perpendicular do ligamento patelar e a força aplicada no

ligamento patelar dividido pela força do músculo quadríceps. A distância perpendicular efetiva alcançou o valor máximo em 20 graus de flexão, sua variação ficou entre 0,041 e 0,015 m (Yamaguchi e Zajac, 1989).

Gill e O'Connor (1996) também utilizando um modelo computacional em 2D, pelo método geométrico. Calculou a distância perpendicular do ligamento patelar e a distância perpendicular efetiva do joelho. Neste estudo, o centro de rotação utilizado para o cálculo das distâncias foi obtido pelo método da intersecção dos ligamentos cruzados. Por se tratar de um modelo, a distância perpendicular foi calculada em toda amplitude, o valor de distância perpendicular efetiva oscilou entre 0,042 e 0,02 m (Gill e O'connor, 1996).

Chow e colaboradores (2006) utilizaram imagens radiográficas no plano sagital para calcular parâmetros geométricos da articulação do joelho. Utilizando o mesmo cálculo que Grood e colaboradores (1984), Chow determinou a distância perpendicular efetiva em cinco amplitudes de 25 a 85 graus de flexão de joelho. O valores calculados neste estudo variaram entre 0,044 e 0,032 m (Chow *et al.*, 2006).

O modelo de regressão ajustado para a distância perpendicular efetiva possui como variáveis explicativas o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de flexão do joelho ao quadrado, a massa ao cubo e a estatura. Observando a Ilustração 53 é possível verificar que com o aumento do ângulo de flexão do joelho ocorre um incremento da distância perpendicular efetiva em um primeiro momento, após ocorre um decréscimo da mesma, podendo ser observado um efeito quadrático da variável ângulo de flexão na distância perpendicular efetiva.

Fixando a variável ângulo de flexão e estatura, ocorre um aumento no valor da variável massa e um decréscimo da distância perpendicular efetiva, entretanto este decréscimo não ocorre de forma linear, e sim de forma cúbica, como é possível observar na Ilustração 47.

Quando as variáveis ângulo de flexão e massa são fixas e ocorre um aumento no valor da variável estatura, a distância perpendicular efetiva aumenta de forma linear. As relações entre aumento do valor das variáveis explicativas e a alteração na variável resposta são complexas na análise da distância perpendicular efetiva. Pois esta depende da relação entre dois centros de rotação (patelofemoral e tibiofemoral) e de três distâncias perpendiculares (ligamento patelar com relação ao centro de rotação patelofemoral, ligamento patelar com relação ao centro de rotação tibiofemoral e do tendão do quadríceps), desta forma, especulações a respeito destas relações ficariam pouco consistentes.

5.4.4 DISTÂNCIAS PERPENDICULARES DOS TENDÕES DOS ISQUIOTIBIAIS.

Os ísquiotibiais são representados por três músculos: o semimembranoso, o semitendinoso e o bíceps femoral. Sendo que o último possui dois ventres musculares: um bi-articular (cabeça longa) e outro mono-articular (cabeça curta). Ambos os ventres possuem a mesma inserção distal.

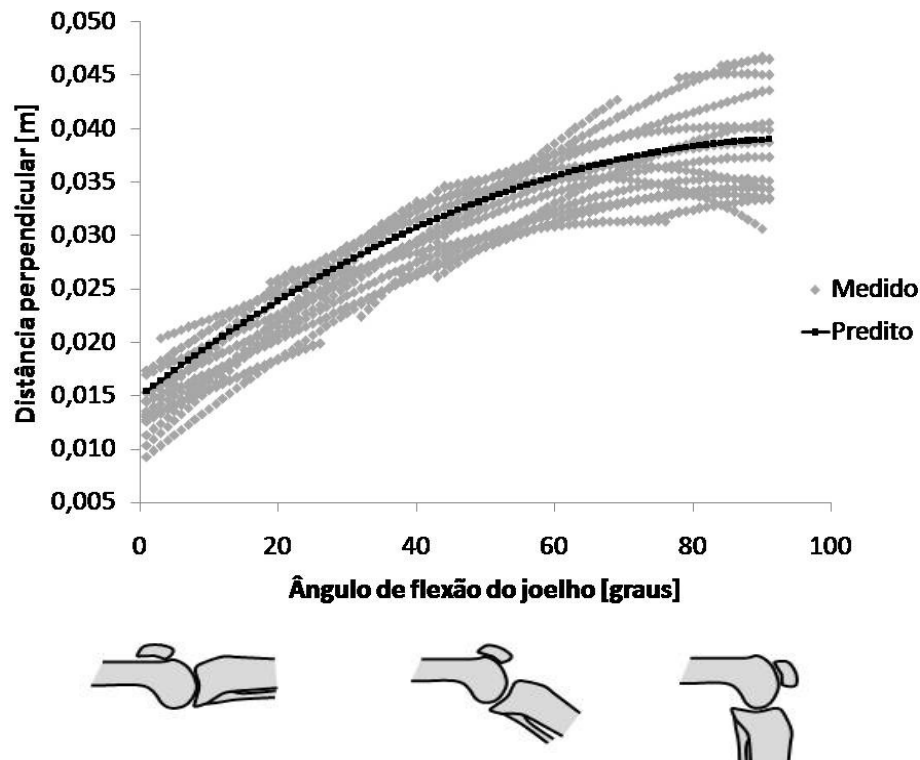


Ilustração 54 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do semimembranoso.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do tendão do músculo semimembranoso são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 1,17 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (78)$$

$$AG2 = -5,15 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (79)$$

$$M3 = 2,38 \times 10^{-3} \left(\frac{M-70}{21} \right)^3 \quad (80)$$

$$E2 = 4,95 \times 10^{-4} \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right) \quad (81)$$

$$TT1 = 2,61 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (82)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,87$):

$$DPSM = 3,15 \times 10^{-2} + (AG1) + (AG2) + (M3) + (E2) + (TT1) \quad (83)$$

Buford et al. (1997) utilizaram o método de excursão do tendão (MET) em 15 indivíduos mensurando 12 estruturas que compreendem o mecanismo articular do joelho. Os resultados referentes ao músculo semimembranoso apresentaram um comportamento crescente no início da flexão e decrescente até a máxima amplitude. Seus resultados oscilaram entre 0,038 e 0,013 m (Ilustração 55). A metodologia utilizada por este autor não necessita a determinação do centro de rotação, entretanto, é realizada *in vitro*. A curva que representa o comportamento do semitendinoso é crescente até aproximadamente 80 graus de flexão do joelho e, após este ângulo, é decrescente até a amplitude máxima. Seus valores oscilaram entre 0,038 e 0,013 m (Ilustração 57). Ao mensurar a distância perpendicular do músculo bíceps femoral, Buford et al. (1997) considerou a cabeça longa e a cabeça curta. As duas curvas apresentaram um comportamento similar, crescente até aproximadamente 60 graus de flexão do joelho e decrescente até a máxima amplitude (Ilustração 59). Entretanto, apresentaram magnitudes diferentes, os valores de distância perpendicular da cabeça longa do músculo bíceps femoral oscilou entre 0,030 e 0,012 m, e os valores para a cabeça curta oscilaram entre 0,022 e 0,011 m (Buford *et al.*, 1997).

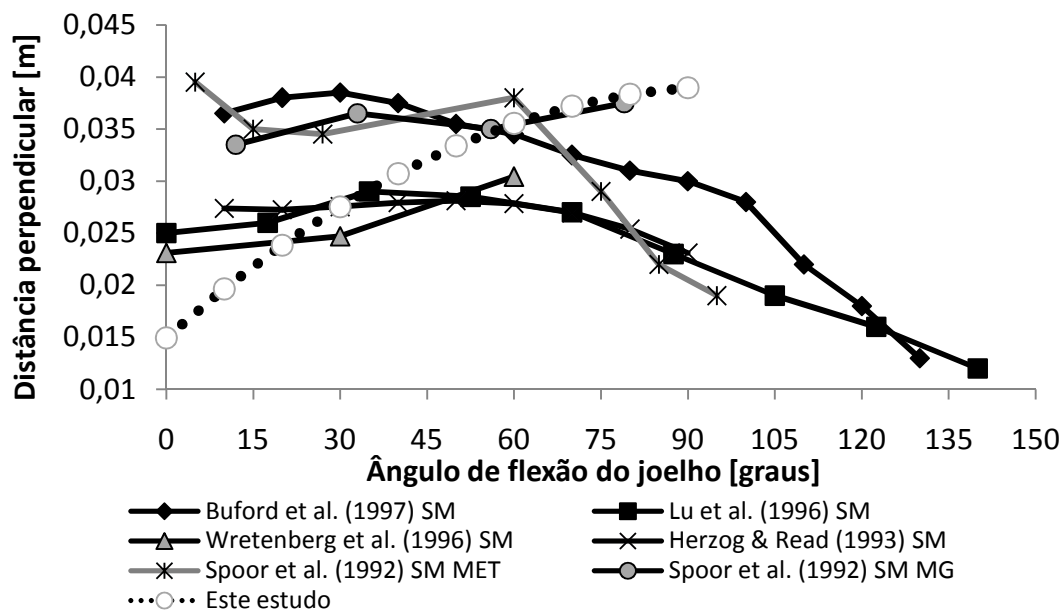


Ilustração 55 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo semimembranoso extraídas da literatura.

Wretenberg et al. (1996) mensurou a distância perpendicular do músculo semimembranoso por meio de ressonância magnética, entretanto suas medidas foram estáticas realizadas em três amplitudes diferentes. O valor máximo encontrado pelo autor foi 0,030 m e o mínimo foi de 0,023 m. Apresentando um comportamento crescente durante a amplitude investigada (Ilustração 55). Apesar de ter mensurado apenas três posições articulares (0, 30 e 60 graus de flexão do joelho) obteve medidas em dois planos, o plano sagital e o plano frontal, neste

estudo são apresentados somente os resultados referentes ao plano sagital. A curva de distância perpendicular do músculo semitendinoso apresentou um comportamento crescente, o valor máximo encontrado foi de 0,038 m e o valor mínimo encontrado foi de 0,028 m (Ilustração 57). Quanto à distância perpendicular do músculo bíceps femoral, o comportamento da curva foi crescente, partindo da extensão máxima, e decrescente após a metade da amplitude mensurada (Ilustração 59). Os valores oscilaram entre 0,022 e 0,019m (Wretenberg *et al.*, 1996).

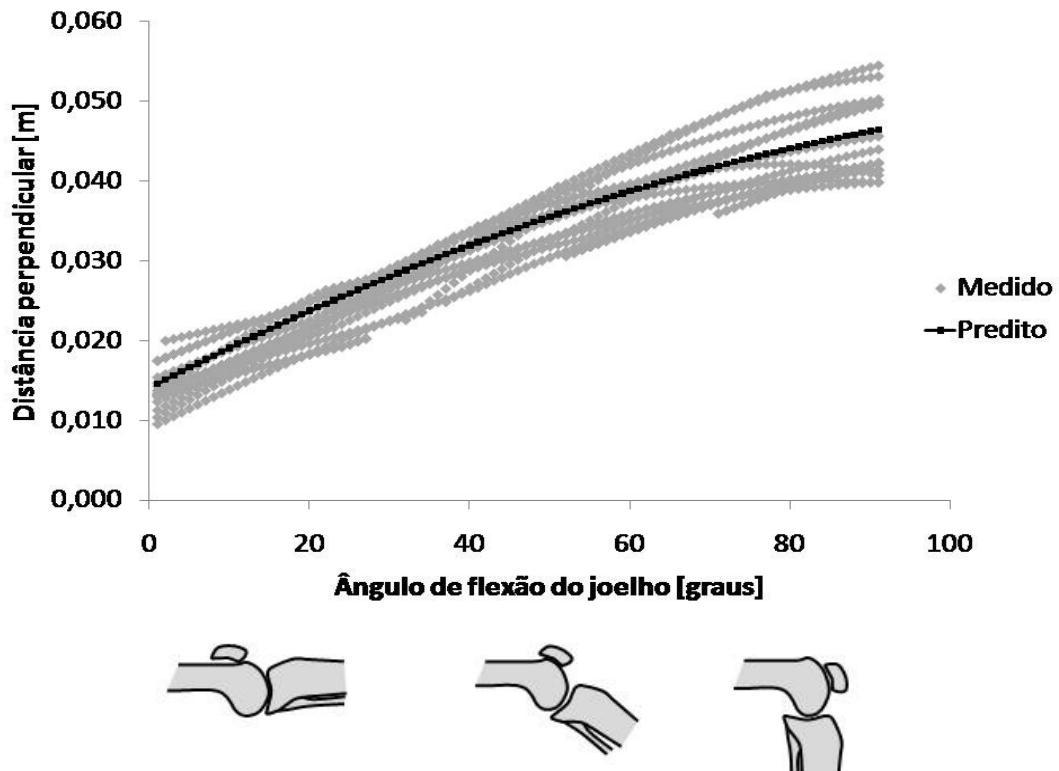


Ilustração 56 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do semitendinoso.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do tendão do músculo semitendinoso são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 1,59 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (83)$$

$$AG2 = -3,62 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (84)$$

$$M2 = 1,31 \times 10^{-3} \left(\frac{M-70}{21} \right)^2 \quad (85)$$

$$TT1 = 1,55 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (86)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,91$):

$$DPST = 3,36 \times 10^{-2} + (AG1) + (AG2) + (M2) + (TT1) \quad (87)$$

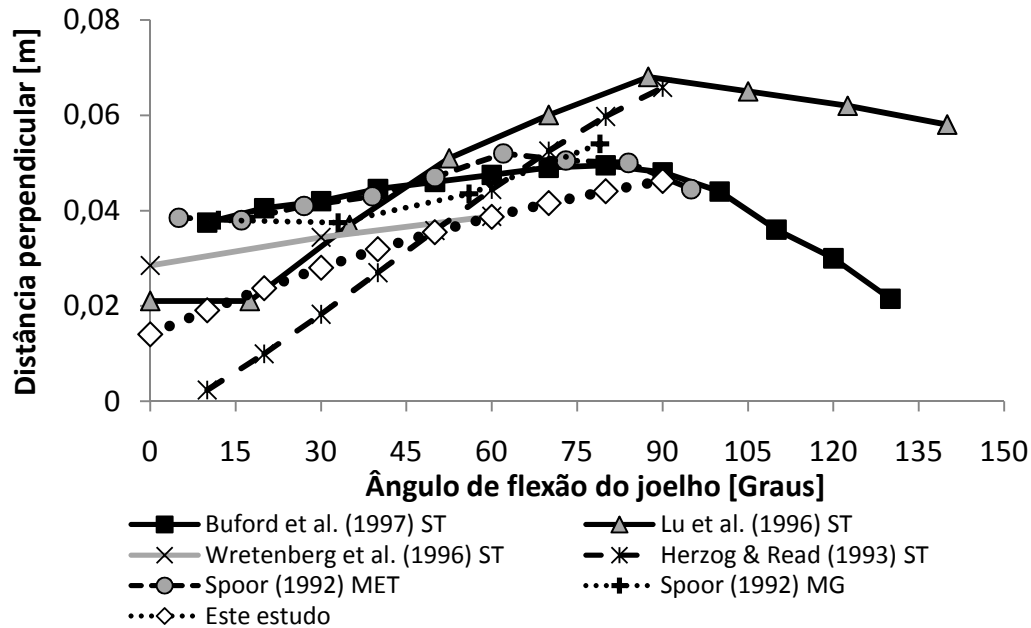


Ilustração 57 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo semitendinoso extraídas da literatura.

Spoor e Leeuwen (1992) mensuraram a distância perpendicular de nove estruturas que cruzam a articulação do joelho utilizando dois métodos, o método geométrico (MG) e o método de excursão do tendão (MET). O MET foi realizado com intervalo de 11,5 graus entre cada imagem e o centro de rotação utilizado foi o CRI, em uma amplitude aproximada de 100 graus. Neste método, as medidas do autor para a distância perpendicular do semimembranoso oscilaram entre 0,037 e 0,033 m. Por meio de imagens de ressonância magnética foi utilizando o MG as medidas ficaram entre 10 e 80 graus de flexão do joelho, atingindo um valor máximo de 0,039 m e um valor mínimo foi de 0,019 m (Ilustração 55).

Para o MET foi utilizado o membro inferior direito de um cadáver, os dados foram mensurados utilizando cinco medidas consecutivas em quatro ângulos de flexão de joelho, com um intervalo de 11,5 graus aproximadamente entre cada amplitude mensurada. A distância perpendicular do semitendinoso também foi mensurada, por meio do MET o comportamento da curva foi crescente até aproximadamente 60 graus de flexão de joelho e decrescente até a amplitude máxima. Os valores de distância perpendicular do músculo semitendinoso oscilaram entre 0,054 e 0,037 m. Para o MG, o comportamento da curva foi somente crescente, e o valor máximo da distância perpendicular do músculo semitendinoso foi 0,052 m, e o valor mínimo foi de 0,038 m (Ilustração.57).

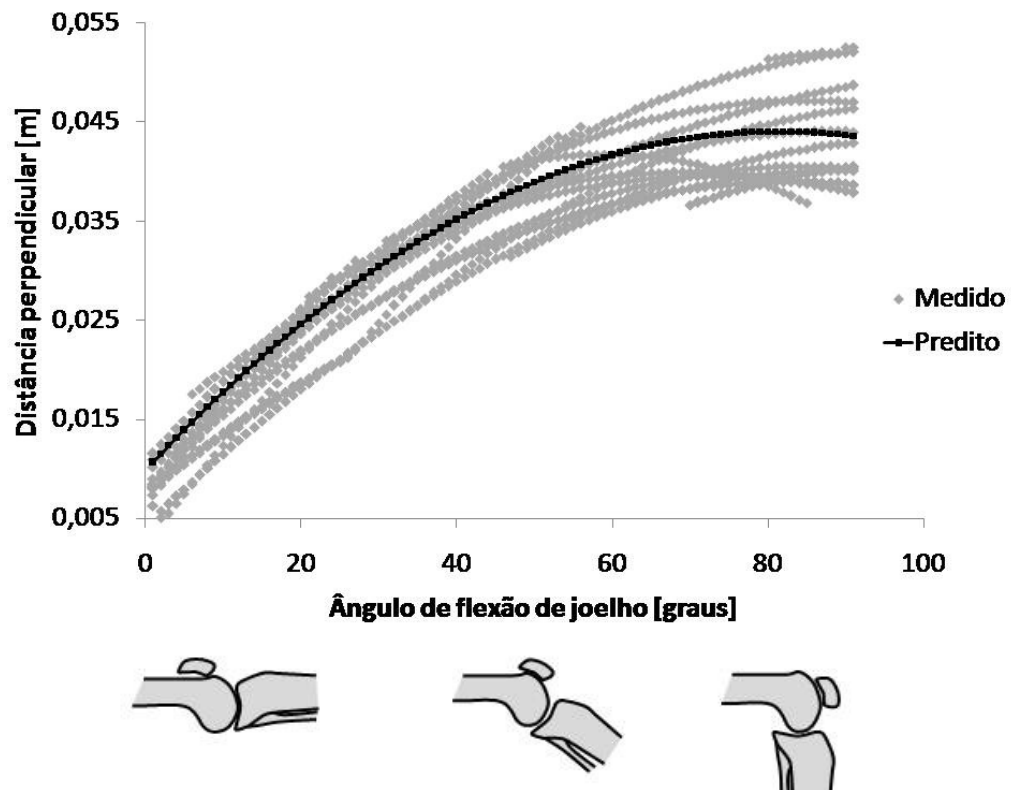


Ilustração 58 – Gráfico da distância perpendicular do tendão do bíceps femoral.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do tendão do músculo bíceps femoral são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = 1,64 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (88)$$

$$AG2 = -1,04 \times 10^{-2} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (89)$$

$$M2 = -2,68 \times 10^{-3} \left(\frac{M-70}{21} \right)^2 \quad (90)$$

$$TT1 = 2,04 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (91)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,93$):

$$DPBC = 3,69 \times 10^{-2} + (AG1) + (AG2) + (M2) + (TT1) \quad (92)$$

Spoor e Leeuwen (1992) mensuraram a distância perpendicular do músculo bíceps femoral utilizando os dois métodos (MG e MET), entretanto, as medidas foram semelhantes. Pelo MET, a curva apresentou um comportamento decrescente, tendo valores oscilando entre 0,021 e 0,011 m. Utilizando o MG, o comportamento da curva também foi decrescente, sendo que os valores oscilaram entre 0,019 e 0,011 m (Ilustração 59).

Herzog e Read (1993) mensuraram em cinco cadáveres, somente do segmento inferior direito, a distância perpendicular do semimembranoso utilizando o MG com o centro de rotação pelo ponto de contato. Seus resultados para distância perpendicular do músculo semimembranoso oscilam entre 0,028 e 0,023 m (Ilustração 55) Entretanto, somente a medida de um dos indivíduos foi utilizada no modelo de regressão desenvolvido no seu estudo, e somente o ângulo de flexão do joelho foi considerado como variável explicativa. Para os resultados referentes a distância perpendicular do músculo semitendinoso, o comportamento da curva foi crescente, tendo seus valores oscilando entre 0,002 e 0,065 m (Ilustração 57). Com relação à distância perpendicular do músculo bíceps femoral, o comportamento da curva foi crescente até aproximadamente 90 graus de flexão de joelho e decrescente até a extensão máxima (Ilustração 59). Seus valores oscilaram entre 0,027 e 0,014 m (Herzog e Read, 1993).

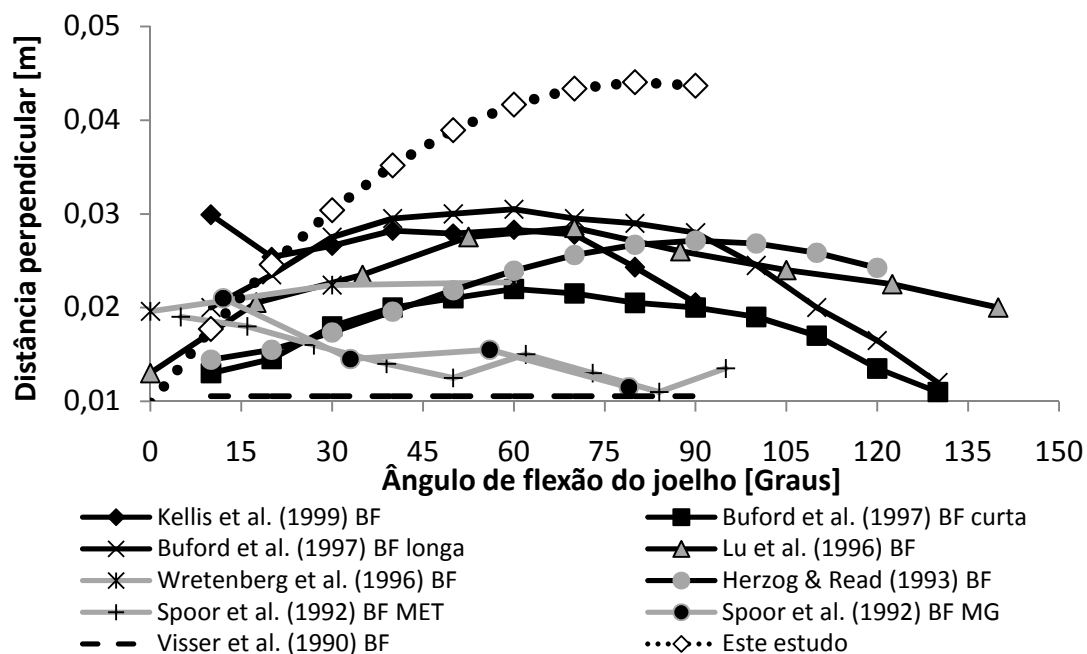


Ilustração 59 – Gráfico das distâncias perpendiculares do músculo bíceps femoral extraídas da literatura, comparadas ao resultado deste estudo.

Utilizando um modelo computacional 2D, Lu e O'Connor (1996) compararam seus dados teóricos com os mensurados *in vitro* de Herzog e Read (1993). A amplitude analisada foi de 0 a 140 graus de flexão do joelho. Neste estudo foi encontrado um valor máximo de 0,029 m e um valor mínimo de 0,012 m para a distância perpendicular do semimembranoso (Ilustração 55), o comportamento da curva foi crescente até 30 graus de flexão do joelho e decrescente até a máxima amplitude calculada. Para a distância perpendicular do músculo semitendinoso, foi encontrado um comportamento da curva crescente até 90 graus de flexão do joelho e após foi decrescente, os valores calculados oscilaram entre 0,068 e 0,021 m (Ilustração 57). O autor calculou também a distância perpendicular do músculo bíceps femoral, o comportamento desta

curva foi crescente até 70 graus de flexão de joelho e decrescente até a amplitude máxima. Os valores calculados oscilaram entre 0,028 e 0,01 m (Ilustração 59). Comparando graficamente os dados entre as curvas dos dois estudos (Herzog e Read, 1993; Lu e O'connor, 1996), o comportamento das três curvas foram semelhantes.

Kellis e Baltzopoulos (1999) utilizaram imagens de videofluoroscopia para mensurar a distância perpendicular do músculo bíceps femoral (Ilustração 59). Por meio do MG e utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato, o valor máximo encontrado foi de 0,029 m na extensão máxima e o valor mínimo encontrado foi de 0,020 m na maior amplitude mensurada (Kellis e Baltzopoulos, 1999).

Visser et al. (1990) mensurou a distância perpendicular do músculo bíceps femoral e apresentou em seu estudo uma equação de regressão em função do ângulo de flexão do joelho, entretanto, a variável resposta é a distância perpendicular em um valor percentual do tamanho da tíbia (Ilustração 59). Para um indivíduo com a tíbia medindo 0,4 m a distância perpendicular apresenta um valor de 0,01 m. O comportamento da curva é linear e constante (Visser *et al.*, 1990).

Neste estudo a distância perpendicular do músculo semimembranoso oscilou entre 0,038 e 0,014 m, em uma amplitude articular de 90 graus. O comportamento da curva foi crescente de forma quadrática até a extensão máxima. As variáveis explicativas ajustadas para este modelo foram: o ângulo de flexão, o ângulo de flexão ao quadrado, a massa ao cubo, a estatura ao quadrado e o tamanho da tíbia.

Verificando o efeito de cada uma das variáveis explicativas (Ilustração 47), a variável massa apresenta um comportamento cúbico negativo, diminuindo o valor da distância perpendicular com o aumento do valor da variável massa. Entretanto, na maior parte do intervalo de dados compreendido pela amostra (49 kg a 91 kg) a alteração da distância perpendicular é mínima com o incremento da variável massa. Assim como o ângulo de flexão, a estatura também foi ajustada no modelo com um efeito quadrático negativo, isto significa um aumento da distância perpendicular com o aumento do valor da estatura, até certo ponto, e depois uma diminuição da distância perpendicular se o aumento do valor da estatura continuar. A variável tamanho da tíbia proporciona um comportamento linear e positivo, isto é, com o aumento do valor do tamanho da tíbia ocorre um aumento no valor da distância perpendicular. Este comportamento também é encontrado no estudo de Visser et al, (1990), que fornece a distância perpendicular como percentual do tamanho da tíbia. O Modelo de regressão ajustado para o semitendinoso utilizou como variáveis explicativas: o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de flexão do joelho ao

quadrado, a massa ao quadrado e o tamanho da tíbia. Os valores estimados pelo modelo de regressão oscilaram entre 0,046 e 0,014 m.

Analisando a Ilustração 47, pode-se visualizar o efeito das variáveis explicativas na variável de resposta (distância perpendicular do tendão do músculo semitendinoso). A variável massa atua de forma quadrática, isto é, até certo incremento no valor da massa a variável resposta aumenta o seu valor, após certo ponto, a variável resposta diminui o seu valor. A variável tamanho da tíbia influencia de forma linear a variável resposta, quanto mais aumenta o valor da variável tamanho da tíbia maior é o valor da variável resposta.

Com relação à distância perpendicular do tendão do músculo bíceps femoral, o valor máximo calculado pelo modelo de regressão foi de 0,044 m, e o valor mínimo foi de 0,01 m. As variáveis explicativas ajustadas para este modelo de regressão foram: ângulo de flexão, ângulo de flexão do joelho ao quadrado, massa ao quadrado e tamanho da tíbia.

O efeito das variáveis explicativas na variável resposta (distância perpendicular do tendão do músculo bíceps femoral) pode ser visto na Ilustração 47. As variáveis ajustadas para este modelo foram as mesmas ajustadas para o modelo da distância perpendicular do tendão do músculo semitendinoso, atuando de forma semelhante.

É possível observar uma divergência no comportamentos das curvas de distância perpendicular mensuradas para o semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral e as curvas de distância perpendicular destas mesmas estruturas encontradas na literatura. Esta divergência pode ser explicada pelo comportamento do centro de rotação calculado neste estudo (Ilustração 48), o método utilizado para cálculo do centro de rotação foi o instantâneo. Quanto que em outros estudos analisados na literatura, o método utilizado para cálculo do centro de rotação foi o ponto de contato (Herzog e Read, 1993; Wretenberg *et al.*, 1996; Kellis e Baltzopoulos, 1999), e ainda em alguns estudos o método de mensuração da distância perpendicular utilizado não foi o geométrico, não sendo necessário o cálculo do centro de rotação articular (Visser *et al.*, 1990; Buford *et al.*, 1997). Somente um dos autores utilizou o centro de rotação instantâneo, entretanto sua análise não foi dinâmica e também não foi *in vivo* (Spoor e Van Leeuwen, 1992).

5.4.5 DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO.

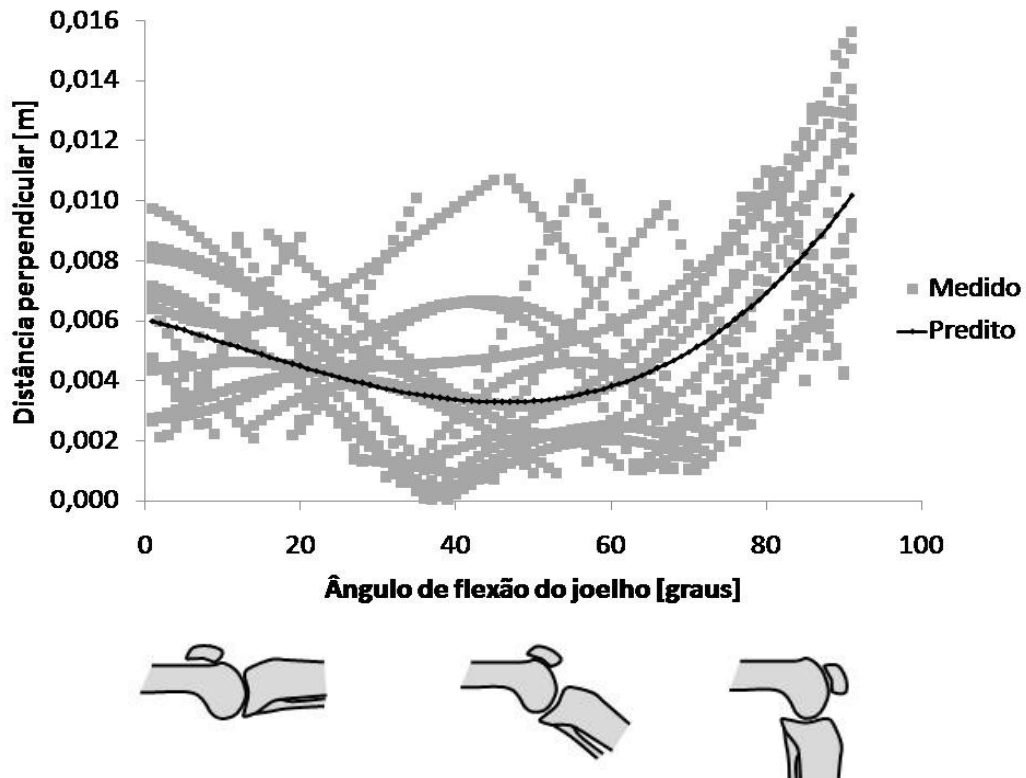


Ilustração 60 – Gráfico da distância perpendicular do tendão proximal do gastrocnêmio.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do tendão do músculo gastrocnêmio são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG2 = 4,79 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (93)$$

$$AG3 = 2,09 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (94)$$

$$E2 = -1,51 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right)^2 \quad (95)$$

$$TT2 = 2,27 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right)^2 \quad (96)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,37$):

$$DPGT = 3,04 \times 10^{-3} + (AG2) + (AG3) + (E2) + (TT2) \quad (97)$$

Neste estudo, a distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio (Ilustração 60) foi mensurada na sua porção proximal, com relação a articulação do joelho. Alguns autores também realizaram a medida da distância perpendicular deste músculo com relação a articulação do joelho. Buford et al. (1997) utilizando o MET, sem a necessidade de calcular o centro de rotação

tibiofemoral, encontraram valores que oscilam entre 0,036 e 0,02 m (Ilustração 61). O comportamento da curva foi crescente até aproximadamente 70 graus e decrescente até o final da extensão do joelho (Buford *et al.*, 1997).

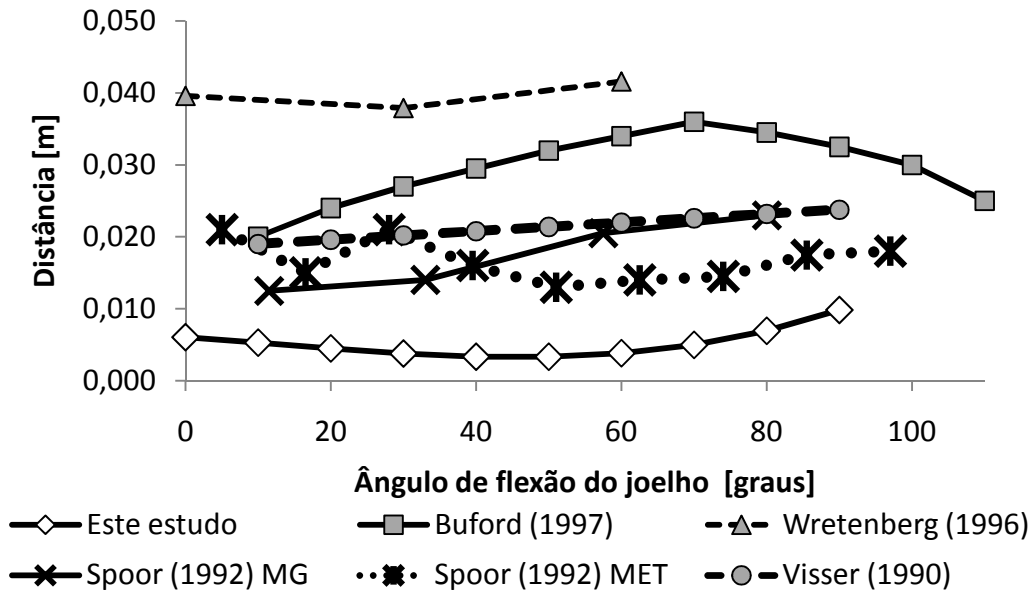


Ilustração 61 – Gráfico das distâncias perpendiculares do tendão do músculo gastrocnêmio.

Wretenberg *et al.* (1996) utilizando imagens de ressonância magnética e o MG, com o centro de rotação pelo ponto de contato, encontrou um valor máximo para a distância perpendicular de 0,041 m e um valor mínimo de 0,037 m (Ilustração 61). Seu estudo mensurou apenas três amplitudes articulares (Wretenberg *et al.*, 1996).

Spoor *et al.* (1992) utilizou dois métodos (MG e MET) para o cálculo da distância perpendicular do tendão do músculo gastrocnêmio. Por meio do MG, seus achados oscilaram entre 0,023 e 0,012 m, utilizando o MET, os resultados variaram entre 0,021 e 0,013 m (Ilustração 61). Os resultados encontrados por este autor são semelhantes, comparando os dois métodos, e entre os encontrados na literatura, foram os mais próximos a este estudo (Spoor e Van Leeuwen, 1992).

Visser *et al.* (1990), utilizando medidas *in vitro* por meio do MET, encontrou valores entre 0,023 e 0,019 m (Ilustração 61). Para um indivíduo com uma tíbia de 0,04 m, pois o modelo de regressão ajustado por este autor tem como variável resposta a distância perpendicular como percentual do tamanho da tíbia (Visser *et al.*, 1990).

O modelo de regressão ajustado neste estudo tem como variáveis explicativas: o ângulo de flexão ao quadrado, o ângulo de flexão ao cubo, a estatura ao quadrado e o tamanho da tíbia ao quadrado.

Observando a Ilustração 47 é possível visualizar o efeito das variáveis antropométricas no modelo de regressão. A influência da variável estatura é um comportamento quadrático negativo, isto é, conforme ocorre o aumento do valor da estatura a variável resposta aumenta até certo ponto, depois começa a diminuir. A variável tamanho da tíbia também apresenta um comportamento quadrático, entretanto este é positivo. Desta forma, com o incremento do valor do tamanho da tíbia, a variável resposta diminui até certo ponto depois aumenta.

Entre as distâncias apresentadas até agora, esta foi a que mais diferiu das encontradas na literatura, tanto em comportamento quanto em magnitude. Esta diferença pode estar associada a determinação do centro de rotação. A baixa magnitude da distância perpendicular ocorre devido ao posicionamento do centro de rotação durante o movimento de flexão e extensão do joelho, pois este altera-se durante o exercício, permanecendo sempre próximo a linha de ação de força do músculo gastrocnêmio.

5.4.6 DISTÂNCIAS PERPENDICULARES DOS LIGAMENTOS CRUZADOS.

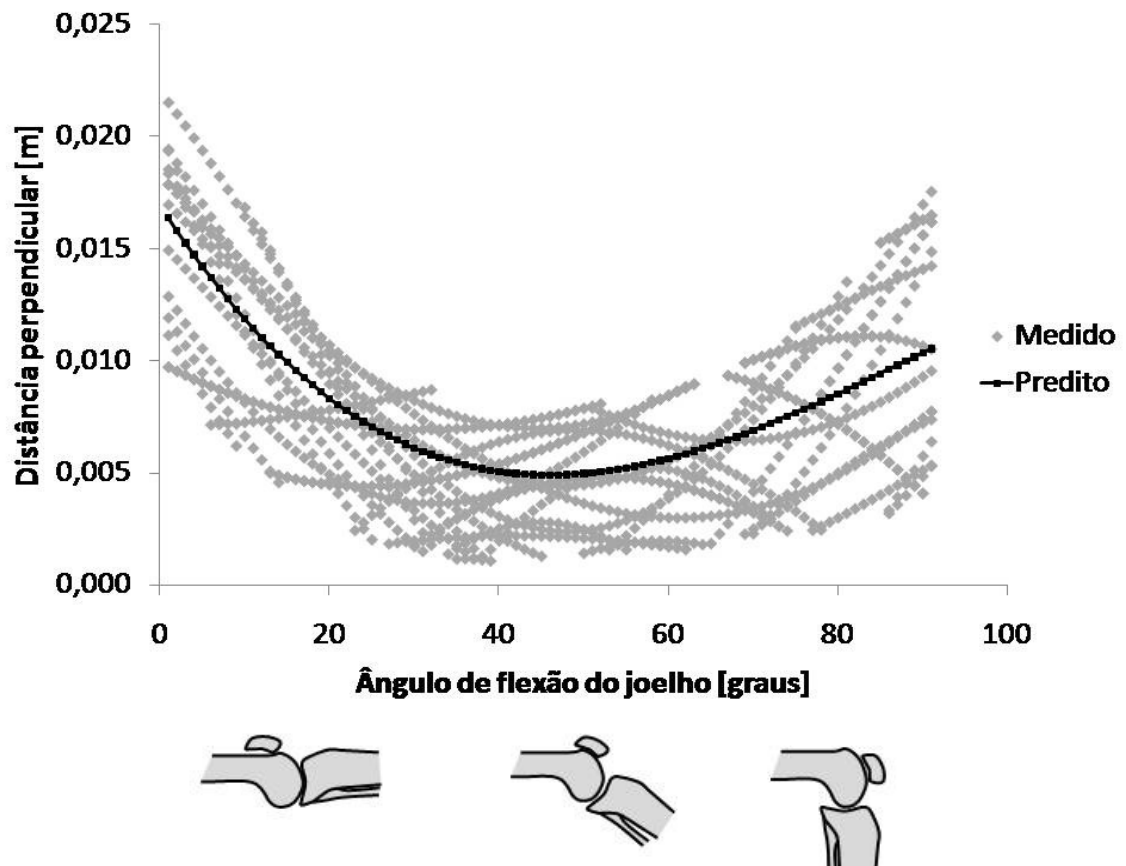


Ilustração 62 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento cruzado anterior.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento cruzado anterior são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG2 = 8,56 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (98)$$

$$AG3 = -2,93 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^3 \quad (99)$$

$$M3 = -3,29 \times 10^{-3} \left(\frac{M-70}{21} \right)^3 \quad (100)$$

$$E1 = 3,48 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right) \quad (101)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,58$):

$$DPLCA = 4,78 \times 10^{-3} + (AG2) + (AG3) + (M3) + (E1) \quad (102)$$

Herzog e Read (1993) mensuraram a distância perpendicular dos ligamentos cruzados, em seu estudo foram apresentadas equações de regressão para estimar estas distâncias utilizando como variável explicativa apenas o ângulo de flexão do joelho. Para o ajuste das

equações foi utilizado apenas uma curva, das cinco apresentadas. A distância perpendicular do ligamento cruzado anterior oscilou entre 0,011 e 0,001 m (Ilustração 63), e a distância perpendicular do ligamento cruzado posterior oscilou entre 0,018 e 0,0001 m (Herzog e Read, 1993).

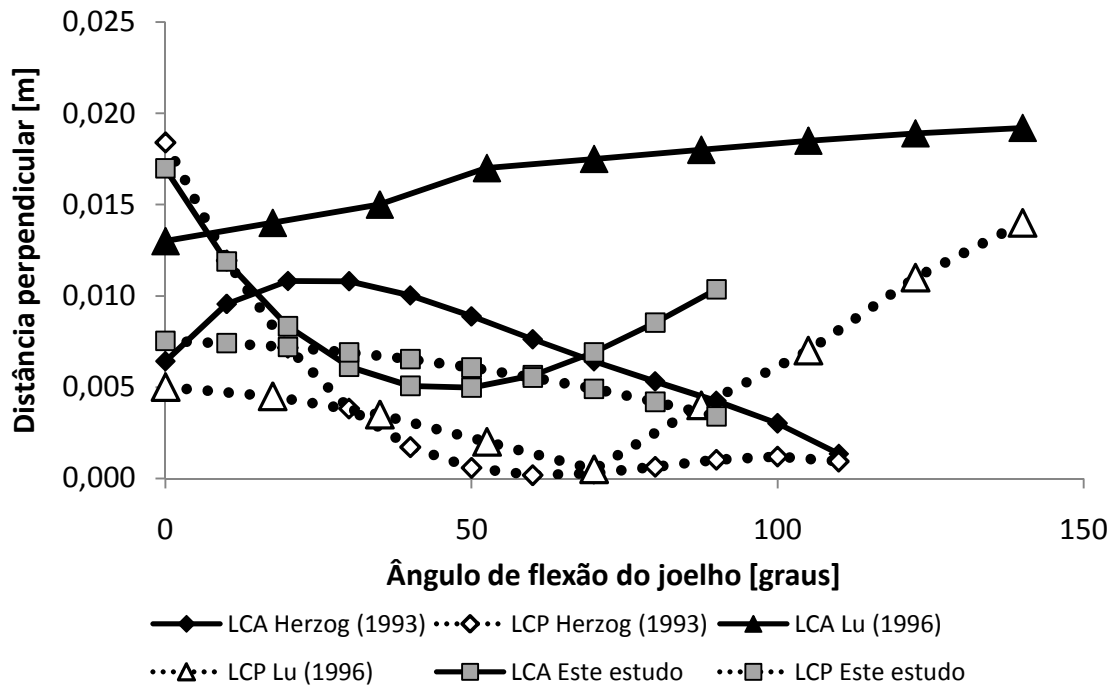


Ilustração 63 – Gráfico das distâncias perpendiculares dos ligamentos cruzados.

Lu e O'Connor (1996) desenvolveram um modelo computacional em 2D no plano sagital das estruturas que cruzam a articulação do joelho. Para modelar os ligamentos cruzados foi utilizada a técnica "four-bar-linkage", onde as linhas de ação dos ligamentos são retas que representam a porção do ligamento que cruza com o outro ligamento (Lu e O'connor, 1996). A distância perpendicular dos ligamentos cruzados é a menor distância entre a linha de ação e o centro de rotação tibiofemoral. A distância perpendicular do ligamento cruzado anterior calculada neste estudo oscilou de 0,019 e 0,013 m, e a distância perpendicular do ligamento cruzado posterior oscilou entre 0,014 e 0,0005 m (Ilustração 63)

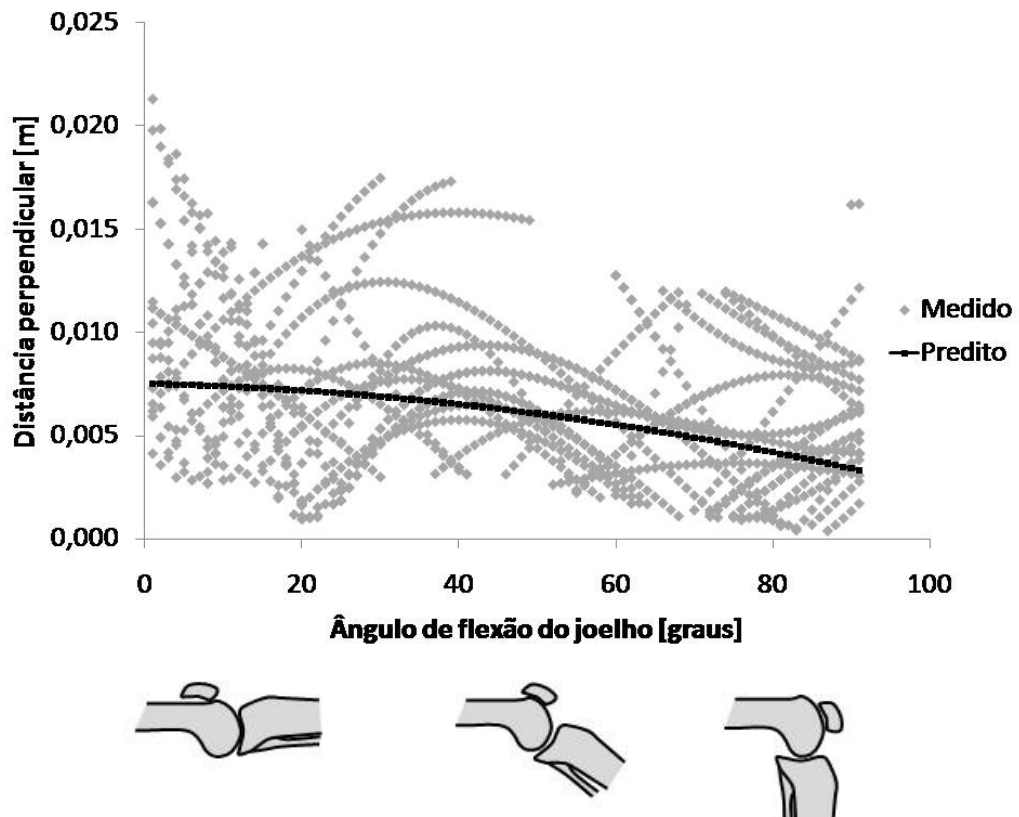


Ilustração 64 – Gráfico da distância perpendicular do ligamento cruzado posterior.

As parcelas da equação de regressão da distância perpendicular do ligamento cruzado posterior são apresentadas abaixo, onde a variável explicativa é codificada de acordo com a amostra deste estudo e multiplicada pelo coeficiente de regressão. Em seguida, a equação somando as parcelas da equação de regressão com o termo independente (β_0).

$$AG1 = -2,10 \times 10^{-3} \left(\frac{AG-46}{45} \right) \quad (103)$$

$$E3 = -1,73 \times 10^{-3} \left(\frac{E-1,735}{0,135} \right)^3 \quad (104)$$

$$TT1 = -2,67 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right) \quad (105)$$

$$TT3 = 5,27 \times 10^{-3} \left(\frac{TT-0,385}{0,045} \right)^3 \quad (106)$$

$$AG2 = -8,47 \times 10^{-4} \left(\frac{AG-46}{45} \right)^2 \quad (107)$$

Equação de regressão ($r^2 = 0,19$):

$$DPLCP = 6,96 \times 10^{-3} + (AG1) + (E3) + (TT1) + (TT3) + (AG2) \quad (108)$$

O modelo ajustado para a distância perpendicular do ligamento cruzado anterior tem como variáveis explicativas: o ângulo de flexão ao quadrado, o ângulo de flexão ao cubo, a massa ao cubo e a estatura.

Na Ilustração 47 verifica-se o efeito das variáveis antropométricas na variável resposta, a massa influencia o comportamento da variável resposta de maneira cúbica e negativa,

pois conforme se aumenta o valor da massa, o valor da distância perpendicular do ligamento cruzado anterior diminui. Entretanto, esta diminuição não é de maneira linear, ela tem um comportamento cúbico. Outra variável antropométrica utilizada neste estudo é a estatura, esta, por sua vez, influencia o comportamento da variável resposta de maneira linear e positiva, isto é, conforme se aumenta o valor da estatura, a distância perpendicular do ligamento cruzado anterior aumenta.

O modelo ajustado para a distância perpendicular do ligamento cruzado posterior tem como variáveis explicativas: o ângulo de flexão, o ângulo de flexão ao quadrado, a estatura ao cubo, o tamanho da tíbia e o tamanho da tíbia ao cubo.

O efeito da estatura (Ilustração 47) na variável resposta foi cúbico negativo, pois conforme se implementa o valor da estatura, a distância perpendicular do ligamento cruzado posterior diminui de forma cúbica. O tamanho da tíbia e o tamanho da tíbia ao cubo também são variáveis explicativas ajustadas para este modelo, entretanto o efeito cúbico positivo predomina nesta variável, pois conforme se aumenta o valor do tamanho da tíbia a distância perpendicular do ligamento cruzado posterior aumenta de maneira cúbica.

Comparando as curvas de distância perpendicular dos ligamentos cruzados deste estudo com as curvas de estudos da literatura (Ilustração 63) pode-se observar comportamentos diferentes, entretanto as magnitudes são semelhantes. Um parâmetro importante que provavelmente influenciou a diferença no comportamento das distâncias perpendiculares é o centro de rotação tibiofemoral. Nos estudos citados acima (Herzog e Read, 1993; Lu e O'connor, 1996) foi utilizado o centro de rotação pelo ponto de contato, e neste estudo, o centro de rotação instantâneo.

As equações de regressão para as distâncias perpendiculares dos tendões e ligamentos que cruzam a articulação do joelho também foram calculadas somente em função do ângulo de flexão do joelho. Abaixo estão as equações e os correspondentes R^2 . A distância perpendicular é estimada em metros e ag é o ângulo de flexão do joelho em graus.

$$DPLP(r^2 = 0,87) = 5,38 \times 10^{-2} + \left(-1,37 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-8,12 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (109)$$

$$DPQU(r^2 = 0,93) = 7,35 \times 10^{-2} + \left(-5,17 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(1,01 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (110)$$

$$DPEF(r^2 = 0,95) = 5,14 \times 10^{-2} + \left(-2,34 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-1,59 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (111)$$

$$DPSM(r^2 = 0,86) = 3,08 \times 10^{-2} + \left(1,2 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(5,08 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (112)$$

$$DPST(r^2 = 0,90) = 3,28 \times 10^{-2} + \left(1,61 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-42}{45}\right)\right) + \left(-3,83 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (113)$$

$$DPBC(r^2 = 0,91) = 3,57 \times 10^{-2} + \left(1,67 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(-1,05 \times 10^{-2} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (114)$$

$$DPGT(r^2 = 0,31) = 3,23 \times 10^{-3} + \left(1,12 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(4,87 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (115)$$

$$DPLCA(r^2 = 0,51) = 4,22 \times 10^{-3} + \left(-1,49 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(9,03 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (116)$$

$$DPLCP(r^2 = 0,13) = 6,57 \times 10^{-3} + \left(-2,21 \times 10^{-3} \left(\frac{ag-46}{45}\right)\right) + \left(7,84 \times 10^{-4} \left(\frac{ag-46}{45}\right)^2\right) \quad (117)$$

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos objetivos propostos, e com base nos resultados apresentados, foi possível estimar a linha de ação de força e a distância perpendicular das estruturas que cruzam a articulação do joelho por meio de imagens radiográficas dinâmicas de indivíduos saudáveis executando o movimento de extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Assim como estimar a distância perpendicular efetiva do mecanismo extensor do joelho, utilizando variáveis antropométricas como: massa, estatura e tamanho da tíbia, atuando como variáveis explicativas nos modelos de regressão.

A análise dos métodos de determinação do centro de rotação para mensuração da distância perpendicular mostrou que não houve concordância entre a distância perpendicular do ligamento patelar mensurada utilizando o centro de rotação instantâneo e a distância perpendicular do ligamento patelar utilizando o centro de rotação pelo ponto de contato.

Pelas diferenças encontradas, principalmente na magnitude das curvas de distância perpendicular, é possível especular que o método de determinação do centro de rotação tem grande participação nos valores mensurados de distância perpendicular, quando utilizado o método geométrico.

As linhas de ação apresentaram-se semelhantes às encontradas na literatura. Considerando o sistema de referência local na tíbia é possível identificar a linha de ação nas estruturas analisadas por meio das equações de regressão, tanto considerando as variáveis antropométricas ajustadas como apenas pelo ângulo de flexão do joelho.

A distância perpendicular do ligamento patelar, efetiva, semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral apresentaram-se semelhantes à literatura. A distância perpendicular do tendão do quadríceps, do tendão do gastrocnêmio e dos ligamentos cruzados apresentaram divergências no comportamento ao longo da extensão do joelho. No entanto, todas distâncias perpendiculares analisadas podem ser estimadas por meio das equações de regressão, tanto considerando as variáveis antropométricas ajustadas como apenas pelo ângulo de flexão do joelho.

Seria importante uma abordagem tridimensional, desenvolvendo modelos de regressão para as linhas de ação e para as distâncias perpendiculares nos três planos de movimento.

REFERÊNCIAS

- Ahmed, A. M., *et al.* Force analysis of the patellar mechanism. **J Orthop Res**, v.5, n.1, p.69-85. 1987.
- An, K. N., *et al.* Determination of muscle orientations and moment arms. **J Biomech Eng**, v.106, n.3, p.280-2, Aug. 1984.
- Baltzopoulos, V. A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.10, n.2, p.85-92, Mar. 1995.
- Bernardes, C., *et al.* **Comparação de métodos para determinação da trajetória do centro de rotação articular tibiofemoral**. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. João Pessoa, 2005. Textos completos em CD Room p.
- Bland, J. M. e D. G. Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v.1, n.8476, p.307-10, Feb 8. 1986.
- Buff, H. U., *et al.* Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. **J Biomech**, v.21, n.1, p.17-23. 1988.
- Buford, W. L., Jr., *et al.* Muscle balance at the knee--moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v.5, n.4, p.367-79, Dec. 1997.
- Chow, J. W. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.14, n.5, p.329-38, Jun. 1999.
- Chow, J. W., *et al.* Reliability of a technique for determining sagittal knee geometry from lateral knee radiographs. **Knee**, v.13, n.4, p.318-23, Aug. 2006.
- Cohen, Z. A., *et al.* Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises. An analysis using computer simulation. **Am J Sports Med**, v.29, n.4, p.480-7, Jul-Aug. 2001.
- Crowninshield, R. D. e R. A. Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. **Journal of Biomechanics**, v.14, p.793-801. 1981.
- Delp, S. L., *et al.* Transfer of the rectus femoris: effects of transfer site on moment arms about the knee and hip. **J Biomech**, v.27, n.10, p.1201-11, Oct. 1994.
- Dul, J., *et al.* A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. **Journal of Biomechanics**, v.17, p.675-684. 1984.
- Escamilla, R. F., *et al.* Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc**, v.30, n.4, p.556-69, Apr. 1998.
- _____. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Med Sci Sports Exerc**, v.33, n.9, p.1552-66, Sep. 2001.
- Fleming, B. C., *et al.* The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. **J Orthop Res**, v.19, n.6, p.1178-84, Nov. 2001.

- Gill, H. S. e J. J. O'connor. Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.11, n.2, p.81-89, Mar. 1996.
- Grelsamer, R. P. e J. R. Klein. The biomechanics of the patellofemoral joint. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.5, p.286-98, Nov. 1998.
- Grood, E. S., *et al.* Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Am**, v.66, n.5, p.725-34, Jun. 1984.
- Herscovici, D., Jr. e R. W. Sanders. The effects, risks, and guidelines for radiation use in orthopaedic surgery. **Clin Orthop Relat Res**, n.375, p.126-32, Jun. 2000.
- Herzog, W. Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. **Journal of Neuroscience Methods**, v.21, p.167-179. 1987.
- Herzog, W. e L. J. Read. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **J Anat**, v.182 (Pt 2), p.213-30, Apr. 1993.
- Hibbeler, R. C. **Mecânica Dinâmica**. Rio de Janeiro. 1985. 586 p. v.2
- Hollister, A. M., *et al.* The axes of rotation of the knee. **Clin Orthop Relat Res**, n.290, p.259-68, May. 1993.
- Kaufer, H. Mechanical function of the patella. **J Bone Joint Surg Am**, v.53, n.8, p.1551-60, Dec. 1971.
- Kellis, E. e V. Baltzopoulos. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.14, n.2, p.118-24, Feb. 1999.
- Koh, T. J., *et al.* In vivo tracking of the human patella. **J Biomech**, v.25, n.6, p.637-43, Jun. 1992.
- Lafortune, M. A., *et al.* Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. **J Biomech**, v.25, n.4, p.347-57, Apr. 1992.
- Levy, I. M., *et al.* The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee. **J Bone Joint Surg Am**, v.64, n.6, p.883-8, Jul. 1982.
- Lindahl, O. e A. Movin. The mechanics of extension of the knee-joint. **Acta Orthop Scand**, v.38, n.2, p.226-34. 1967.
- Lo, S. S. Doctors' knowledge of exposure to ionising radiation: doctors need to be aware of possible radiation injury from fluoroscopy. **Bmj**, v.327, n.7424, p.1167, Nov 15. 2003.
- Lu, T. W. e J. J. O'connor. Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment. **J Anat**, v.189 (Pt 3), p.575-85, Dec. 1996.

- Maganaris, C. N. In vivo measurement-based estimations of the moment arm in the human tibialis anterior muscle-tendon unit. **J Biomech**, v.33, n.3, p.375-9, Mar. 2000.
- Maganaris, C. N., *et al.* In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm. **Eur J Appl Physiol**, v.83, n.4 -5, p.363-9, Nov. 2000.
- Moorehead, J. D., *et al.* Instant center of rotation estimation using the Reuleaux technique and a Lateral Extrapolation technique. **J Biomech**, v.36, n.9, p.1301-7, Sep. 2003.
- Mosca, L. G. e L. E. Mosca. **Técnica Radiológica - Teoria y práctica**. Buenos Aires. 1971
- Murray, W. M., *et al.* Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. **J Biomech**, v.35, n.1, p.19-26, Jan. 2002.
- Nisell, R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. **Acta Orthop Scand Suppl**, v.216, p.1-42. 1985.
- Nisell, R., *et al.* Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. **Am J Sports Med**, v.17, n.1, p.49-54, Jan-Feb. 1989.
- _____. Joint forces in extension of the knee. Analysis of a mechanical model. **Acta Orthop Scand**, v.57, n.1, p.41-6, Feb. 1986.
- O'connor, J. J. Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? **J Bone Joint Surg Br**, v.75, n.1, p.41-8, Jan. 1993.
- Panjabi, M. M. Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization. **J Biomech**, v.12, n.12, p.911-20. 1979.
- Panjabi, M. M., *et al.* Errors in the center and angle of rotation of a joint: an experimental study. **J Biomech Eng**, v.104, n.3, p.232-7, Aug. 1982.
- Pestana, M. H. e J. N. Gageiro. **Análise de dados para ciências sociais - A Complementariedade do SPSS**. Lisboa: Sílabo. 2003
- Rugg, S. G., *et al.* In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). **J Biomech**, v.23, n.5, p.495-501. 1990.
- Silveira, L. F., *et al.* Método para a Correção da Distorção de Imagens obtidas por Videofluoroscopia. **Revista Radiologia Brasileira**, v.38, n.6, p.427-430. 2005.
- Spiegelman, J. J. e S. L. Woo. A rigid-body method for finding centers of rotation and angular displacements of planar joint motion. **J Biomech**, v.20, n.7, p.715-21. 1987.
- Spoor, C. W. e J. L. Van Leeuwen. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. **J Biomech**, v.25, n.2, p.201-6, Feb. 1992.
- Squire, L. F. e R. A. Novelline. **Fundamentos de Radiologia**. Porto Alegre. 1992
- Tsaopoulos, D. E., *et al.* In vivo changes in the human patellar tendon moment arm length with different modes and intensities of muscle contraction. **J Biomech**, v.40, n.15, p.3325-32. 2007.

_____. Can the patellar tendon moment arm be predicted from anthropometric measurements? **J Biomech**, v.40, n.3, p.645-51. 2007.

Van Eijden, T. M., *et al.* The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. **J Biomech**, v.18, n.10, p.803-9. 1985.

Visser, J. J., *et al.* Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v.61, n.5-6, p.453-60. 1990.

Werkema, M. C. C. e S. Aguiar. **Análise de regressão: como entender o relacionamento entre variáveis de um processo**. Belo Horizonte. 1996. 311 p. v.7. (Ferramentas de qualidade)

Woltring, H. J., *et al.* Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. **J Biomech**, v.18, n.5, p.379-89. 1985.

Wretenberg, P., *et al.* Passive knee muscle moment arms measured in vivo with MRI. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.11, n.8, p.439-446, Dec. 1996.

Yamaguchi, G. T. e F. E. Zajac. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. **J Biomech**, v.22, n.1, p.1-10. 1989.

Zheng, N., *et al.* An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. **J Biomech**, v.31, n.10, p.963-7, Oct. 1998.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este documento é parte integrante de um Projeto de Pesquisa que vem sendo desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O presente estudo tem como objetivo estimar a distância perpendicular do ligamento patelar e do tendão do quadríceps por meio de equações de regressão.

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

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

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

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

Fui, igualmente, informado:

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

O Pesquisador Responsável por esta pesquisa é o professor Dr. Jefferson Fagundes Loss (fone: (51) 3308-5822). Dúvidas também podem ser esclarecidas com Luis Felipe Silveira, mestrando pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (contatos: (51)9913-9149, (51)3308-5822).

Porto Alegre, _____ de 2007.

Nome e assinatura do Voluntário

Nome e assinatura do Responsável pela obtenção do presente consentimento

APÊNDICE B - DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA E CONCORDÂNCIA DAS INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

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

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

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

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

Com o objetivo de atender às exigências para a obtenção de parecer da Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, os representantes legais das instituições envolvidas no projeto de pesquisa intitulado “Estimativa *in vivo* da distância perpendicular e linha de ação de força das estruturas que cruzam a articulação do joelho” declaram estar cientes e de acordo com o seu desenvolvimento nos termos propostos, lembrando aos pesquisadores que no desenvolvimento do referido projeto de pesquisa, serão cumpridos os termos de resolução 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

O Pesquisador Responsável por esta pesquisa é o professor Dr. Jefferson Fagundes Loss (fone: (51) 3315-5817). Dúvidas também podem ser esclarecidas com Luis Felipe Silveira,

mestrando pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (contatos: (51)99139149, (51)3316.5822).

Porto Alegre, _____ de 2007.

Ass. Pesquisador Responsável (UFRGS)

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

Ass. do responsável pelo Hospital Mãe de Deus

APÊNDICE C – TABELAS DA ESTATÍSTICA DE REGRESSÃO

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO PATELAR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,915543816
R-Quadrado	0,838220479
R-quadrado ajustado	0,837727849
Erro padrão	1,988351614
Observações	1648

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	33635,21797	6727,044	1701,523	0
Resíduo	1642	6491,716196	3,953542		
Total	1647	40126,93416			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	84,27022974	0,08993018	937,0628	0	84,0938398	84,44661967	84,0938398	84,44661967
AG1	7,44779842	0,084454864	88,18673	0	7,282147828	7,613449012	7,282147828	7,613449012
AG2	3,293293608	0,16208843	20,31788	4,75E-82	2,975371785	3,611215431	2,975371785	3,611215431
M3	-1,241737857	0,11821215	-10,5043	5,03E-25	-1,473600319	-1,009875396	-1,473600319	-1,009875396
E2	0,33396297	0,16639026	2,007106	0,044902	0,007603496	0,660322444	0,007603496	0,660322444
TT2	-1,565345455	0,205761413	-7,60758	4,68E-14	-1,968927892	-1,161763018	-1,968927892	-1,161763018

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	72,5	1,745	0,385
Coe2	45	18,5	0,125	0,045

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO QUADRÍCEPS.

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999950798
R-Quadrado	0,999901598
R-quadrado ajustado	0,999901474
Erro padrão	0,258705873
Observações	1582

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	2	1073863,895	536931,9477	8022443,557	0
Resíduo	1579	105,6804625	0,066928729		
Total	1581	1073969,576			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	125,9861187	0,006508778	19356,33955	0	125,973352	125,9988855	125,973352	125,9988855
AG1	42,90187061	0,027905189	1537,415531	0	42,84713549	42,95660573	42,84713549	42,95660573
AG3	3,826472682	0,041838578	91,45800125	0	3,744407674	3,90853769	3,744407674	3,90853769

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999475303
R-Quadrado	0,998950881
R-quadrado ajustado	0,998947965
Erro padrão	0,788788806
Observações	1444

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	852514,5814	213128,6453	342547,141	0
Resíduo	1439	895,3282161	0,622187781		
Total	1443	853409,9096			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	121,6521482	0,027766579	4381,243633	0	121,5976809	121,7066155	121,5976809	121,7066155
AG1	38,79104384	0,089654649	432,6718588	0	38,61517603	38,96691164	38,61517603	38,96691164
AG3	4,296845868	0,133526628	32,17969268	1,3121E-171	4,034918183	4,558773552	4,034918183	4,558773552
M1	-0,635472634	0,040638221	-15,63731433	5,00813E-51	-0,715189132	-0,555756137	-0,715189132	-0,555756137
TT2	-1,029795028	0,060809718	-16,93471147	8,39397E-59	-1,149080213	-0,910509843	-1,149080213	-0,910509843

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999453132
R-Quadrado	0,998906562
R-quadrado ajustado	0,998902734
Erro padrão	0,769436208
Observações	1434

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	772332,3723	154466,4745	260908,961	0
Resíduo	1428	845,4218079	0,592032078		
Total	1433	773177,7941			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	120,7965054	0,021886144	5519,314106	0	120,753573	120,8394379	120,753573	120,8394379
AG1	37,92490719	0,087582048	433,0214722	0	37,75310392	38,09671046	37,75310392	38,09671046
AG3	4,062668822	0,131552891	30,88239859	7,9146E-161	3,804611175	4,32072647	3,804611175	4,32072647
M3	-0,659379539	0,10118418	-6,516626781	9,94309E-11	-0,857865116	-0,460893962	-0,857865116	-0,460893962
E1	-1,013162722	0,077298069	-13,107219	3,7995E-37	-1,164792669	-0,861532775	-1,164792669	-0,861532775
TT1	0,945863811	0,065755459	14,38456705	6,47913E-44	0,816876155	1,074851467	0,816876155	1,074851467

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999950798
R-Quadrado	0,999901598
R-quadrado ajustado	0,999901474
Erro padrão	0,258705873
Observações	1582

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	2	1073863,895	536931,9477	8022443,557	0
Resíduo	1579	105,6804625	0,066928729		
Total	1581	1073969,576			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	125,9861187	0,006508778	19356,33955	0	125,973352	125,9988855	125,973352	125,9988855
AG1	42,90187061	0,027905189	1537,415531	0	42,84713549	42,95660573	42,84713549	42,95660573
AG3	3,826472682	0,041838578	91,45800125	0	3,744407674	3,90853769	3,744407674	3,90853769

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,640989968
R-Quadrado	0,41086814
R-quadrado ajustado	0,40925408
Erro padrão	2,409802573
Observações	1465

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	5912,970858	1478,242715	254,5556963	5,4151E-166
Resíduo	1460	8478,436721	5,807148439		
Total	1464	14391,40758			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	82,41460662	0,099732011	826,3606216	0	82,21897329	82,61023994	82,21897329	82,61023994
AG2	-5,769481785	0,208019881	-27,73524228	2,3591E-136	-6,177531524	-5,361432046	-6,177531524	-5,361432046
AG3	-1,498440095	0,157786034	-9,49665858	8,50988E-21	-1,807951619	-1,188928572	-1,807951619	-1,188928572
M3	-3,508693493	0,423835219	-8,278437789	2,78502E-16	-4,340084465	-2,677302522	-4,340084465	-2,677302522
E3	2,051008151	0,394794012	5,195134904	2,33495E-07	1,276584124	2,825432179	1,276584124	2,825432179

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,803726275
R-Quadrado	0,645975925
R-quadrado ajustado	0,644713357
Erro padrão	2,77693854
Observações	1408

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	19727,1381	3945,427621	511,6365298	0
Resíduo	1402	10811,36549	7,711387656		
Total	1407	30538,5036			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	132,6424994	0,133671459	992,3023221	0	132,3802818	132,904717	132,3802818	132,904717
AG1	5,929204569	0,128150371	46,2675568	1,6818E-284	5,677817441	6,180591697	5,677817441	6,180591697
AG2	-1,873214959	0,247882337	-7,556871453	7,41854E-14	-2,359475189	-1,386954729	-2,359475189	-1,386954729
M1	-1,464566609	0,192878064	-7,593225357	5,66876E-14	-1,842927298	-1,08620592	-1,842927298	-1,08620592
E2	-2,48067787	0,211768422	-11,71410661	2,6475E-30	-2,896094969	-2,06526077	-2,896094969	-2,06526077
E3	4,446213891	0,255001838	17,43600725	8,95606E-62	3,94598764	4,946440142	3,94598764	4,946440142

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,871035772
R-Quadrado	0,758703316
R-quadrado ajustado	0,75791062
Erro padrão	5,453189241
Observações	1528

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	142310,3278	28462,06555	957,1175421	0
Resíduo	1522	45260,12936	29,7372729		
Total	1527	187570,4571			

regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	66,81011211	0,248784573	268,5460409	0	66,32211524	67,29810897	66,32211524	67,29810897
AG1	-15,60676668	0,238277475	-65,49828797	0	-16,07415362	-15,13937974	-16,07415362	-15,13937974
AG2	5,651703257	0,453340102	12,46680635	4,89057E-34	4,762465854	6,54094066	4,762465854	6,54094066
M3	-4,344683691	0,606927189	-7,15849243	1,26438E-12	-5,535185824	-3,154181559	-5,535185824	-3,154181559
E2	-3,356650001	0,416858068	-8,052261089	1,62412E-15	-4,174327026	-2,538972975	-4,174327026	-2,538972975
TT1	4,681547316	0,429022042	10,91213704	9,58552E-27	3,840010366	5,523084267	3,840010366	5,523084267

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,944454335
R-Quadrado	0,891993991
R-quadrado ajustado	0,891650023
Erro padrão	0,002994843
Observações	1576

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,116295235	0,023259047	2593,245655	0
Resíduo	1570	0,014081467	8,96909E-06		
Total	1575	0,130376703			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,054443942	0,000120884	450,3818705	0	0,054206831	0,054681053	0,054206831	0,054681053
AG1	-0,013596391	0,000128906	-105,4749831	0	-0,013849238	-0,013343544	-0,013849238	-0,013343544
AG2	-0,008469138	0,000248641	-34,06177799	7,2005E-191	-0,00895684	-0,007981436	-0,00895684	-0,007981436
M1	0,003438614	0,000315299	10,90587107	9,57098E-27	0,002820162	0,004057066	0,002820162	0,004057066
M3	-0,00403259	0,000461354	-8,740775264	5,83269E-18	-0,004937524	-0,003127655	-0,004937524	-0,003127655
E1	0,001204986	0,00024526	4,913091273	9,90159E-07	0,000723914	0,001686058	0,000723914	0,001686058

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,978512874
R-Quadrado	0,957487445
R-quadrado ajustado	0,95738103
Erro padrão	0,003038503
Observações	1603

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,332285991	0,083071498	8997,723884	0
Resíduo	1598	0,014753537	9,2325E-06		
Total	1602	0,347039528			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,051668177	0,000115258	448,2837605	0	0,051442105	0,051894249	0,051442105	0,051894249
AG1	-0,023372348	0,000132862	-175,9150172	0	-0,023632949	-0,023111747	-0,023632949	-0,023111747
AG2	-0,015886249	0,000252306	-62,96419994	0	-0,016381135	-0,015391364	-0,016381135	-0,015391364
M3	-0,001705381	0,00036794	-4,634940028	3,86053E-06	-0,002427077	-0,000983685	-0,002427077	-0,000983685
E1	0,002125873	0,000228304	9,311579651	4,0237E-20	0,001678066	0,00257368	0,001678066	0,00257368

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,974411358
R-Quadrado	0,949477496
R-quadrado ajustado	0,949353285
Erro padrão	0,007018582
Observações	1632

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	1,506212203	0,376553051	7644,117716	0
Resíduo	1627	0,080146831	4,92605E-05		
Total	1631	1,586359035			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,073462682	0,00018275	401,9843574	0	0,073104232	0,073821132	0,073104232	0,073821132
AG1	-0,051569628	0,000302098	-170,7050528	0	-0,05216217	-0,050977086	-0,05216217	-0,050977086
M1	0,004754585	0,000484893	9,805434109	4,30654E-22	0,003803505	0,005705665	0,003803505	0,005705665
E1	0,00672192	0,000546103	12,30888976	2,3517E-33	0,005650782	0,007793059	0,005650782	0,007793059
TT3	-0,01391161	0,00065339	-21,29144208	6,16674E-89	-0,015193184	-0,012630037	-0,015193184	-0,012630037

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO.

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,935577604
R-Quadrado	0,875305454
R-quadrado ajustado	0,874864525
Erro padrão	0,002785537
Observações	1420

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,077015711	0,015403142	1985,142009	0
Resíduo	1414	0,010971529	7,75921E-06		
Total	1419	0,08798724			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,03150972	0,000138901	226,8494766	0	0,031237245	0,031782195	0,031237245	0,031782195
AG1	0,011781711	0,000127047	92,73515364	0	0,01153249	0,012030931	0,01153249	0,012030931
AG2	-0,005155837	0,000244168	-21,11597372	2,999E-86	-0,005634807	-0,004676867	-0,005634807	-0,004676867
M3	-0,002384611	0,000269034	-8,863609004	2,27959E-18	-0,00291236	-0,001856863	-0,00291236	-0,001856863
E2	-0,000494716	0,000230931	-2,142263059	0,032342677	-0,000947721	-4,17108E-05	-0,000947721	-4,17108E-05
TT1	0,00261012	0,000189728	13,75719215	1,6528E-40	0,002237942	0,002982298	0,002237942	0,002982298

Coefficientes para codificação	AG	M	E	TT
Coe1	46	70	1,735	0,385
Coe2	45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,954557057
R-Quadrado	0,911179174
R-quadrado ajustado	0,910932963
Erro padrão	0,003044562
Observações	1448

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,137216087	0,034304022	3700,797473	0
Resíduo	1443	0,013375686	9,26936E-06		
Total	1447	0,150591772			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,033599271	0,000144813	232,0187865	0	0,033315205	0,033883337	0,033315205	0,033883337
AG1	0,015915355	0,000135446	117,5031281	0	0,015649662	0,016181047	0,015649662	0,016181047
AG2	-0,003621011	0,000263018	-13,76714744	1,31235E-40	-0,00413695	-0,003105072	-0,00413695	-0,003105072
M2	-0,001315023	0,000249044	-5,280293433	1,48716E-07	-0,001803549	-0,000826497	-0,001803549	-0,000826497
TT1	0,001549433	0,000155395	9,970959211	1,08588E-22	0,00124461	0,001854257	0,00124461	0,001854257

Coefficientes para codificação		AG	M	E	TT
Coe1		46	70	1,735	0,385
Coe2		45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,963800525
R-Quadrado	0,928911453
R-quadrado ajustado	0,928707322
Erro padrão	0,002909882
Observações	1398

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,154126235	0,038531559	4550,570044	0
Resíduo	1393	0,011795107	8,46741E-06		
Total	1397	0,165921343			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,036898208	0,000137787	267,7916361	0	0,036627916	0,037168501	0,036627916	0,037168501
AG1	0,016447324	0,000131616	124,9640179	0	0,016189136	0,016705512	0,016189136	0,016705512
AG2	-0,010423379	0,000253933	-41,0477728	4,4795E-242	-0,010921511	-0,009925247	-0,010921511	-0,009925247
M2	-0,002680484	0,000247313	-10,83841255	2,46034E-26	-0,00316563	-0,002195337	-0,00316563	-0,002195337
TT1	0,002046719	0,000151386	13,51986088	3,16465E-39	0,00174975	0,002343688	0,00174975	0,002343688

Coefficientes para codificação		AG	M	E	TT
Coe1		46	70	1,735	0,385
Coe2		45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,611488192
R-Quadrado	0,373917809
R-quadrado ajustado	0,372309377
Erro padrão	0,002240826
Observações	1562

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,004669278	0,001167319	232,4734823	1,39E-156
Resíduo	1557	0,007818166	5,0213E-06		
Total	1561	0,012487444			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,003036785	9,76908E-05	31,0856952	1,8831E-165	0,002845166	0,003228405	0,002845166	0,003228405
AG2	0,004795908	0,000189074	25,36530078	4,2802E-119	0,004425042	0,005166773	0,004425042	0,005166773
AG3	0,002094978	0,000152436	13,74334105	1,18841E-40	0,001795977	0,00239398	0,001795977	0,00239398
E2	-0,001506043	0,000258811	-5,819083659	7,17036E-09	-0,002013698	-0,000998388	-0,002013698	-0,000998388
TT2	0,002275876	0,000256724	8,865057905	2,04555E-18	0,001772314	0,002779438	0,001772314	0,002779438

Coefficientes para codificação		AG	M	E	TT
Coe1		46	70	1,735	0,385
Coe2		45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,763442196
R-Quadrado	0,582843986
R-quadrado ajustado	0,581677932
Erro padrão	0,002603231
Observações	1436

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,013549363	0,003387341	499,8428145	8,8061E-270
Resíduo	1431	0,009697618	6,77681E-06		
Total	1435	0,02324698			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,004778546	0,000110305	43,32110909	1,2144E-262	0,004562169	0,004994924	0,004562169	0,004994924
AG2	0,00856569	0,000228525	37,48244452	8,5581E-215	0,008117409	0,00901397	0,008117409	0,00901397
AG3	-0,002926874	0,000178939	-16,35679975	2,90951E-55	-0,003277885	-0,002575862	-0,003277885	-0,002575862
M3	-0,003298338	0,000326357	-10,10653087	3,0483E-23	-0,003938528	-0,002658148	-0,003938528	-0,002658148
E1	0,003480757	0,000261402	13,31574818	3,18573E-38	0,002967985	0,003993528	0,002967985	0,003993528

Coefficientes para codificação		AG	M	E	TT
Coe1		46	70	1,735	0,385
Coe2		45	21	0,135	0,045

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,438161724
R-Quadrado	0,191985697
R-quadrado ajustado	0,189331248
Erro padrão	0,003256955
Observações	1528

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,003836084	0,000767217	72,32600444	4,71957E-68
Resíduo	1522	0,016145007	1,06078E-05		
Total	1527	0,019981091			

Regressão	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,006961185	9,38286E-05	74,19042791	0	0,006777138	0,007145232	0,006777138	0,007145232
AG1	-0,002103613	0,000142333	-14,77955495	2,73072E-46	-0,002382802	-0,001824424	-0,002382802	-0,001824424
E3	-0,001739657	0,000485614	-3,582388975	0,000351186	-0,002692199	-0,000787114	-0,002692199	-0,000787114
TT1	-0,002672785	0,000391829	-6,821307711	1,29757E-11	-0,003441367	-0,001904204	-0,003441367	-0,001904204
TT3	0,005277497	0,00057137	9,236559408	8,28226E-20	0,00415674	0,006398254	0,00415674	0,006398254
AG2	-0,000846662	0,000286089	-2,959432145	0,003129704	-0,001407833	-0,000285491	-0,001407833	-0,000285491

Coefficientes para codificação		AG	M	E	TT
Coe1		46	70	1,735	0,385
Coe2		45	21	0,135	0,045

APÊNDICE D - TABELAS PARA VALIDAÇÃO DA ESTATÍSTICA DE REGRESSÃO

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO PATELAR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,983657958
R-Quadrado	0,967582978
R-quadrado ajustado	0,963367799
Erro padrão	0,973330309
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	7578,27558	1515,655116	1999,8154	2,9537E-209
Resíduo	268	253,8956665	0,94737189		
Total	273	7832,171246			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	83,36183678	0,13071407	637,7418827	0	83,10447972	83,61919385	83,10447972	83,61919385
AG1	8,510102312	0,100917595	84,3272406	5,6647E-195	8,311410189	8,708794435	8,311410189	8,708794435
AG2	3,30070696	0,19332524	17,07333694	9,83E-45	2,920077573	3,681336348	2,920077573	3,681336348
M3	-1,74998875	0,072148043	-24,25552648	1,46001E-69	-1,892037801	-1,607939716	-1,892037801	-1,607939716
E2	0	0	-	-	0	0	0	0
TT2	1,533428278	0,133985643	11,44472085	5,86787E-25	1,26962996	1,797226595	1,26962996	1,797226595

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,9992385
R-Quadrado	0,99847758
R-quadrado ajustado	0,998466303
Erro padrão	1,033768467
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	2	189240,5944	94620,29718	88539,63888	0
Resíduo	270	288,5428556	1,068677243		
Total	272	189529,1372			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	128,2256023	0,062566514	2049,42859	0	128,102422	128,3487825	128,102422	128,3487825
AG1	42,71759988	0,268073337	159,350424	4,6425E-269	42,18982006	43,24537971	42,18982006	43,24537971
AG3	3,871887722	0,400683635	9,663204037	3,64909E-19	3,083026203	4,66074924	3,083026203	4,66074924

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999421239
R-Quadrado	0,998842814
R-quadrado ajustado	0,998825542
Erro padrão	0,84236625
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	164146,1266	41036,53165	57832,06923	0
Resíduo	268	190,1676808	0,709580898		
Total	272	164336,2943			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	124,4841512	0,103839338	1198,814955	0	124,2797066	124,6885958	124,2797066	124,6885958
AG1	39,42823403	0,218439562	180,4995104	7,0302E-282	38,99815818	39,85830988	38,99815818	39,85830988
AG3	4,079081292	0,326497066	12,49346999	1,55926E-28	3,436255874	4,72190671	3,436255874	4,72190671
M1	-1,317018632	0,062440341	-21,0924319	7,14295E-59	-1,439954616	-1,194082648	-1,439954616	-1,194082648
TT2	-0,558554362	0,121166845	-4,60979539	6,24404E-06	-0,797114324	-0,3199944	-0,797114324	-0,3199944

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,999517022
R-Quadrado	0,999034277
R-quadrado ajustado	0,99528852
Erro padrão	0,747913764
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	155083,6026	31016,72051	69311,10756	0
Resíduo	268	149,9124994	0,559374998		
Total	273	155233,5151			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	123,3032685	0,051237407	2406,508764	0	123,2023894	123,4041475	123,2023894	123,4041475
AG1	38,0685177	0,193946463	196,2836394	1,4544E-291	37,68666521	38,45037018	37,68666521	38,45037018
AG3	4,369459055	0,289887741	15,07293492	1,33357E-37	3,798712093	4,940206016	3,798712093	4,940206016
M3	0	0	-	-	0	0	0	0
E1	-1,66103213	0,088021324	-18,8707923	4,1065E-51	-1,834333363	-1,487730894	-1,834333363	-1,487730894
T1	0,219514455	0,097347784	2,254950711	0,024943667	0,027850772	0,411178138	0,027850772	0,411178138

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,9992385
R-Quadrado	0,99847758
R-quadrado ajustado	0,998466303
Erro padrão	1,033768467
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	2	189240,5944	94620,29718	88539,63888	0
Resíduo	270	288,5428556	1,068677243		
Total	272	189529,1372			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	128,2256023	0,062566514	2049,42859	0	128,102422	128,3487825	128,102422	128,3487825
AG1	42,71759988	0,268073337	159,350424	4,6425E-269	42,18982006	43,24537971	42,18982006	43,24537971
AG3	3,871887722	0,400683635	9,663204037	3,64909E-19	3,083026203	4,66074924	3,083026203	4,66074924

LINHA DE AÇÃO DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,901637555
R-Quadrado	0,812950281
R-quadrado ajustado	0,810158495
Erro padrão	1,894103137
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	4178,774805	1044,693701	291,1935355	3,04357E-96
Resíduo	268	961,483954	3,587626694		
Total	272	5140,258759			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	80,44304651	0,174610597	460,6996826	0	80,09926355	80,78682948	80,09926355	80,78682948
AG2	-6,948121338	0,376211385	-18,4686631	1,08323E-49	-7,688827047	-6,207415629	-7,688827047	-6,207415629
AG3	-7,336988846	0,293533892	-24,995372	5,43673E-72	-7,914914551	-6,759063141	-7,914914551	-6,759063141
M3	-5,071985668	0,36037947	-14,0740139	4,65324E-34	-5,781520631	-4,362450704	-5,781520631	-4,362450704
E3	4,708272815	0,368415418	12,77979309	1,59309E-29	3,982916235	5,433629394	3,982916235	5,433629394

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,899894927
R-Quadrado	0,809810879
R-quadrado ajustado	0,803240892
Erro padrão	2,30482348
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	6061,890243	1212,378049	285,2809279	7,2357E-105
Resíduo	268	1423,672621	5,312211272		
Total	273	7485,562864			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	128,6945235	0,219369322	586,6568874	0	128,2626171	129,1264299	128,2626171	129,1264299
AG1	5,090731792	0,238970512	21,30276135	1,3455E-59	4,620233477	5,561230107	4,620233477	5,561230107
AG2	-1,64550542	0,457789661	-3,59445738	0,000386796	-2,546826941	-0,744183911	-2,546826941	-0,744183911
M1	12,09248898	0,565284611	21,3918595	6,64243E-60	10,97952548	13,20545248	10,97952548	13,20545248
E2	0	0	-	-	0	0	0	0
E3	-10,0402189	0,603850932	-16,6269826	3,83778E-43	-11,22911397	-8,851323974	-11,22911397	-8,851323974

LINHA DE AÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,98561822
R-Quadrado	0,971443275
R-quadrado ajustado	0,967285712
Erro padrão	1,898940667
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	32875,06572	6575,013144	2279,207408	1,1901E-216
Resíduo	268	966,401476	3,605975657		
Total	273	33841,46719			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	58,55401562	0,190604079	307,2023217	0	58,17874381	58,92928744	58,17874381	58,92928744
AG1	-12,7467585	0,196887453	-64,7413451	1,1676E-165	-13,1344014	-12,35911566	-13,1344014	-12,35911566
AG2	8,165099691	0,377172227	21,64819971	8,75493E-61	7,422502224	8,907697159	7,422502224	8,907697159
M3	-6,93150282	0,363925234	-19,0465024	9,85872E-52	-7,648018881	-6,214986766	-7,648018881	-6,214986766
E2	0	0	-	-	0	0	0	0
TT1	15,93784088	0,390198192	40,84550165	4,3016E-117	15,16959718	16,70608459	15,16959718	16,70608459

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO PATELAR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,947594619
R-Quadrado	0,897935562
R-quadrado ajustado	0,896024243
Erro padrão	0,002963425
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,020628612	0,004125722	469,7988852	4,8508E-130
Resíduo	267	0,002344765	8,78189E-06		
Total	272	0,022973376			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,054334696	0,00027039	200,9495119	0	0,05380331	0,054866083	0,05380331	0,054866083
AG1	-0,01523748	0,000302821	-50,31846631	1,1158E-186	-0,015832605	-0,01464236	-0,015832605	-0,01464236
AG2	-0,00640281	0,000580106	-11,03731396	3,17927E-25	-0,007542874	-0,005262754	-0,007542874	-0,005262754
M1	-0,00123649	0,000853451	-1,448815979	0,14808698	-0,002913749	0,000440761	-0,002913749	0,000440761
M3	0,003943525	0,000857895	4,59674353	5,58609E-06	0,002257537	0,005629514	0,002257537	0,005629514
E1	0,002189833	0,000485916	4,506605141	8,41345E-06	0,00123488	0,003144785	0,00123488	0,003144785

DISTÂNCIA PERPENDICULAR EFETIVA

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,994153932
R-Quadrado	0,98834204
R-quadrado ajustado	0,988168041
Erro padrão	0,001491629
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,050552307	0,012638077	5680,146122	1,129E-257
Resíduo	268	0,000596288	2,22496E-06		
Total	272	0,051148595			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,046886163	0,00013894	337,4570899	0	0,046612611	0,047159715	0,046612611	0,047159715
AG1	-0,02197070	0,000154656	-142,061574	2,6848E-254	-0,022275201	-0,02166621	-0,022275201	-0,02166621
AG2	-0,01418516	0,000296271	-47,8790204	2,3339E-133	-0,014768477	-0,013601848	-0,014768477	-0,013601848
M3	0,006202947	0,000439518	14,11306701	3,38681E-34	0,0053376	0,007068294	0,0053376	0,007068294
E1	-0,00515658	0,0004261	-12,1018219	3,45684E-27	-0,005995516	-0,004317657	-0,005995516	-0,004317657

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO QUADRÍCEPS

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,974478816
R-Quadrado	0,949608962
R-quadrado ajustado	0,945329508
Erro padrão	0,006438123
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,21011752	0,05252938	1689,750273	1,0386E-188
Resíduo	269	0,011149895	4,14494E-05		
Total	273	0,221267415			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,066185851	0,000477225	138,6888691	2,9573E-252	0,065246279	0,067125423	0,065246279	0,067125423
AG1	-0,04694292	0,000667522	-70,32410744	3,4267E-175	-0,048257155	-0,045628689	-0,048257155	-0,045628689
M1	0,000906023	0,000944661	0,959097794	0,338370719	-0,000953847	0,002765892	-0,000953847	0,002765892
E1	0	0	-	-	0	0	0	0
TT3	0,004383453	0,001058361	4,141735622	4,61876E-05	0,002299728	0,006467179	0,002299728	0,006467179

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO.

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,980525782
R-Quadrado	0,961430809
R-quadrado ajustado	0,957123806
Erro padrão	0,001431259
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,013685119	0,002737024	1670,137814	4,1199E-199
Resíduo	268	0,000548998	2,0485E-06		
Total	273	0,014234117			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,033072704	0,000143661	230,213497	0	0,032789857	0,033355552	0,032789857	0,033355552
AG1	0,009428996	0,000148397	63,53904243	1,3066E-163	0,009136824	0,009721168	0,009136824	0,009721168
AG2	-0,00550939	0,00028428	-19,3801604	6,60141E-53	-0,0060691	-0,004949687	-0,0060691	-0,004949687
M3	0,012650229	0,000274296	46,11895783	1,8079E-129	0,012110181	0,013190277	0,012110181	0,013190277
E2	0	0	-	-	0	0	0	0
TT1	-0,01139138	0,000294098	-38,733302	8,3458E-112	-0,011970421	-0,010812348	-0,011970421	-0,010812348

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDINOSO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,9840674
R-Quadrado	0,96838864
R-quadrado ajustado	0,96791683
Erro padrão	0,0017409
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,024882224	0,006220556	2052,491375	1,2459E-199
Resíduo	268	0,000812237	3,03073E-06		
Total	272	0,02569446			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	-0,0019414	0,000893239	-2,17343697	0,030623165	-0,003700058	-0,000182741	-0,003700058	-0,000182741
AG1	0,01447811	0,000180501	80,21051838	2,2767E-189	0,01412273	0,014833492	0,01412273	0,014833492
AG2	-0,003784	0,000345782	-10,9432011	2,77105E-23	-0,004464755	-0,003103166	-0,004464755	-0,003103166
M2	0,0376741	0,000953647	39,5052981	9,238E-114	0,035796511	0,039551695	0,035796511	0,039551695
TT1	0,00126316	0,000129044	9,788565493	1,53003E-19	0,001009088	0,001517226	0,001009088	0,001517226

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO BÍCEPS FEMORAL

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,986602242
R-Quadrado	0,973383985
R-quadrado ajustado	0,972986731
Erro padrão	0,00167671
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,027554452	0,006888613	2450,281396	1,2243E-209
Resíduo	268	0,000753443	2,81136E-06		
Total	272	0,028307895			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	-0,00162854	0,000860304	-1,89298092	0,059437735	-0,003322352	6,52748E-05	-0,003322352	6,52748E-05
AG1	0,014488874	0,000173846	83,3431806	1,1733E-193	0,014146596	0,014831151	0,014146596	0,014831151
AG2	-0,00976156	0,000333032	-29,3111571	1,41498E-85	-0,010417251	-0,009105867	-0,010417251	-0,009105867
M2	0,040225051	0,000918484	43,79505156	3,736E-124	0,038416689	0,042033413	0,038416689	0,042033413
TT1	0,001096885	0,000124286	8,825494905	1,43981E-16	0,000852184	0,001341587	0,000852184	0,001341587

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO TENDÃO DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,792101663
R-Quadrado	0,627425045
R-quadrado ajustado	0,621864225
Erro padrão	0,002030474
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,001860707	0,000465177	112,8295862	2,96778E-56
Resíduo	268	0,001104917	4,12283E-06		
Total	272	0,002965624			

REGRESSÃO	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,000855645	0,000945168	0,905283716	0,366128219	-0,001005253	0,002716544	-0,001005253	0,002716544
AG2	0,006005653	0,000403298	14,89136261	5,89884E-37	0,005211618	0,006799687	0,005211618	0,006799687
AG3	0,000757613	0,000314668	2,407659621	0,016731215	0,000138078	0,001377148	0,000138078	0,001377148
E2	-0,000572114	0,000910578	-0,628298079	0,530343752	-0,00236491	0,001220682	-0,00236491	0,001220682
TT2	0,003801614	0,000301018	12,62921067	5,2958E-29	0,003208954	0,004394273	0,003208954	0,004394273

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,84366312
R-Quadrado	0,71176746
R-quadrado ajustado	0,707465482
Erro padrão	0,00226108
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	4	0,003383465	0,000845866	165,4512006	3,8863E-71
Resíduo	268	0,001370145	5,11248E-06		
Total	272	0,00475361			

	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,004676547	0,000210611	22,20465726	1,10103E-62	0,004261885	0,00509121	0,004261885	0,00509121
AG2	0,007284259	0,000449101	16,21963985	1,08986E-41	0,006400044	0,008168474	0,006400044	0,008168474
AG3	-0,00354218	0,000350405	-10,1088184	1,4598E-20	-0,004232079	-0,002852285	-0,004232079	-0,002852285
M3	-0,00593012	0,000666242	-8,90086372	8,53467E-17	-0,007241859	-0,004618393	-0,007241859	-0,004618393
E1	0,007822622	0,000645902	12,11115739	3,21171E-27	0,006550934	0,00909431	0,006550934	0,00909431

DISTÂNCIA PERPENDICULAR DO LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

Estatística de regressão	
R múltiplo	0,814681539
R-Quadrado	0,66370601
R-quadrado ajustado	0,654955353
Erro padrão	0,003189362
Observações	273

ANOVA	gl	SQ	MQ	F	F de significação
Regressão	5	0,005380208	0,001076042	132,230441	4,10888E-70
Resíduo	268	0,002726104	1,0172E-05		
Total	273	0,008106312			

	Coefficientes	Erro padrão	Stat t	valor-P	95% inferiores	95% superiores	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Interseção	0,009554208	0,000295922	32,28627685	2,36875E-94	0,008971581	0,010136834	0,008971581	0,010136834
AG1	-0,00125799	0,000330682	-3,80422911	0,000176246	-0,001909055	-0,000606925	-0,001909055	-0,000606925
AG2	-0,00462956	0,000633479	-7,30815985	3,1168E-12	-0,005876793	-0,003382337	-0,005876793	-0,003382337
E3	0,003714944	0,000333954	11,12412012	6,94592E-24	0,003057437	0,004372451	0,003057437	0,004372451
TT1	-0,00721665	0,000350253	-20,604112	3,49995E-57	-0,007906251	-0,006527056	-0,007906251	-0,006527056
TT3	0	0	-	-	0	0	0	0