

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

**AVALIAÇÃO DAS FORÇAS INTERNAS DA
ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL
DURANTE A EXTENSÃO DE JOELHO
REALIZADA COM E SEM CANELEIRA E
EXECUTADA EM DIFERENTES
VELOCIDADES**

Daniela Aldabe

Porto Alegre

2005

**AVALIAÇÃO DAS FORÇAS INTERNAS
DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL
DURANTE A EXTENSÃO DE JOELHO
REALIZADA COM E SEM CANELEIRA E
EXECUTADO EM DIFERENTES
VELOCIDADES**

Daniela Aldabe

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para obtenção do título de mestre.

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

Porto Alegre

2005

Agradecimentos

Ao **Jefferson Fagundes Loss**, meu orientador e amigo, por ter me orientado de forma inesquecível, não só na construção deste trabalho, mas também na minha formação profissional. Muito obrigada por todo esforço e empenho que tivestes nestes dois anos de minha formação.

Ao grupo de Pesquisa em Biomecânica, **Artur Bonezi, Caroline Bernardes, Denise Soares, Diego Vellado, Everton Rocha, Fábio Canto da Silva, Fernanda Barth, Joelly Toledo, Raphael Cabalero, Vicente Hennemann, Pedro Ruschel** por todos os momentos felizes que passei ao lado de vocês. Meu sincero agradecimento pelo companheirismo e excelente trabalho em equipe.

As pessoas que trabalharam diretamente na construção desta dissertação, **Luís Felipe Silveira, Caroline Bao, João Paulo Cañeiro, Letícia Gandolfi e Daniel Cury Ribeiro** pelos suados fins de semanas e madrugadas em que passamos, aprendendo juntos e ultrapassando o nosso limite de cansaço. Vocês foram absolutamente necessários para que este trabalho fosse concluído, a vocês meu sincero agradecimento.

Ao grupo de Pesquisa em Fisiologia do Exercício **Jerry Ribeiro, Rafael Baptista, Ana Paula Fayh e Caroline Viana**, pela parceria em vários momentos difíceis, mas principalmente ao professor **Álvaro Oliveira** por todas maravilhosas discussões e ensinamentos e por ser uma das minhas referências acadêmicas.

Ao meu grande amigo e também excelente orientador **Márcio Oliveira** por todas as conversas que tivemos, e que tenho certeza que ainda vamos ter. A ti minha admiração e respeito por todo incentivo que me destes. Eles foram fundamentais nos momentos difíceis.

Aos amigos **Claudia Candotti e Flávio Castro** pelas esporádicas, mas tão preciosas orientações que vocês me deram durante o mestrado.

As minhas colegas e amigas **Viviane Sacharuk e Vanise Tomatis** pelo companheirismo e ótimo ambiente de trabalho que construímos nestes anos.

A **Flávia Gomes Martinez** por ser essencial na minha formação profissional, por ser um exemplo na área acadêmica e clínica e por me proporcionar tantas oportunidades profissionais.

Aos meus grandes amigos, **Carolina Neuvenfeldt, Ana Luiza Neuvenfeldt, Rodrigo Pilla, Rodrigo Rosa, Leonardo Rohde e Luciana Pires** por proporcionarem momentos maravilhosos na minha vida e principalmente por eu considerar vocês a minha segunda família.

A minha amada irmã **Fernanda Aldabe** por ser amiga e companheira em todos os momentos.

Ao meu pai **Cezar Augusto Aldabe** pela ajuda dada na etapa final deste trabalho, pela ajuda financeira nos meus apertos, pela maravilhosa culinária, mas principalmente, por ser um exemplo de excelência naquilo que faz.

A **amostra deste trabalho** pela paciência e disponibilidade com que freqüentaram as eternas, cansativas e infindáveis coletas de dados.

Aos **funcionários da Esef** e principalmente os **funcionários do Lapex** pelo excelente convívio durante este período.

Ao **CNPQ pelo** apoio financeiro.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 1 - Diagrama de corpo livre considerado por Baltzoupolos no seu modelo matemático	13
Figura 2.1 2 - Forças agindo na tibiofemoral, consideradas por Escamilla et al. (1998).	14
Figura 2.1 3 Desenho esquemático do modelo considerado para membros inferiores. Extraído de Totougi et al. (2000).....	17
Figura 3.4 1 – Esquema representativo da organização do procedimento de coleta.	32
Figura 3.4.1 1 – Postura adotada pelos sujeitos durante a execução da coleta 1.....	32
Figura 3.4.2 1 – Vista lateral esquerda do posicionamento dos sujeitos na cadeira do dinamômetro isocinético durante a coleta 2.	34
Figura 3.5.1 1 – Eletrogoniômetro bidimensional utilizado nas coletas de dados.	35
Figura 3.5.1 2 – Posicionamento do eletrogoniômetro no braço instrumentado do dinamômetro isocinético.....	36
Figura 3.5.2 1 – Dinamômetro isocinético da marca Cybex®, modelo Norm.....	36
Figura 3.5.3 1 – Braço instrumentado com <i>strain gauges</i> acoplado ao dinamômetro isocinético para obtenção dos torques.	37
Figura 3.6 1 – Desenho esquemático do referencial global (sistema de coordenada em preto (Y,X) e local (sistema de coordenada em azul y',x').	39
Figura 3.6 2 – Desenho esquemático das forças e momentos atuantes no segmento perna-pé. Situação A - momento proximal resultante extensor. Situação B - momento proximal resultante flexor.....	40
Figura 3.6 3 – Determinação do centro de massa e do momento de inércia da caneleira.	41
Figura 3.6 4 – Referencial utilizado por Herzog et al. (1993).....	42
Figura 3.6 5 – Distância perpendicular do tendão patelar e média dos isquiotibiais obtidas do estudo de Herzog & Read (1993).....	43
Figura 3.6 6 – Linha de ação do tendão patelar (linha vermelha) e dos isquiotibiais (verde) em função do ângulo de flexão do joelho.	43
Figura 3.6 7 - Diagrama esquemático da linha de ação do tendão patelar e dos isquiotibiais vista lateralmente.....	44
Figura 3.6 8 – Linha de ação do LCA e LCP em função do ângulo de flexão do joelho.	45
Figura 3.6 9 - Diagrama esquemático da linha de ação do ligamento cruzado anterior (LCA) e do ligamento cruzado posterior (LCP) vista lateralmente.....	45
Figura 3.6 10 – Desenho esquemático representativo da força no ligamento cruzado anterior LCA.....	46
Figura 3.6 11 – Desenho esquemático representativo da força no ligamento cruzado anterior LCP.	46

Figura 3.7 1 – Torques considerados para determinação do Tr. A figura representa o início da extensão.	47
Figura 3.7 2 – Determinação da distância perpendicular do Tcy.	47
Figura 4.1 1– Esquema representativo dos torques que atuam no segmento perna-pé durante a extensão passiva de joelho.	51
Figura 4.1.1 1 – Curva do torque gerado pelo segmento perna-pé (Tpp) de um indivíduo.	52
Figura 4.1.1 2- Componente inercial representada em três condições de teste.	53
Figura 4.1.3 1 - Torque gerado pela caneleira de 5 kg nas velocidades angulares: (curva azul) 45°/s, (curva vermelha) 90°/s e (curva amarela) 180°/s.	54
Figura 4.1.4 1 - Tcy nas três velocidades médias: 45°/seg (azul), 90°/seg (rosa), e 180°/seg (amarelo).	56
Figura 4.1.4 2 – Representação da correção do Tcy durante a execução sem carga externa na velocidade média de 180°/s.	58
Figura 4.1.4 3 – Esquema representativo do deslocamento da caneleira no segmento perna-pé não detectado pelo eletrogoniômetro.	59
Figura 4.1.4 4 – Representação da correção do Tcy durante a execução com caneleira de 10 kg na velocidade média de 180°/s.	59
Figura 4.1.5 1 – Exemplificação dos torques considerados para o cálculo do Tr (curva vermelha) a cada 10°. Curva verde (Tpp), curva azul ($I\alpha$), curva amarela (Tcy)..	60
Figura 4.1.5 2 – exemplo de linha de tendência realizada sobre o Tr nas velocidades de 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	61
Figura 4.1.5 3 – Tr de todos os indivíduos durante a velocidade média de 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	63
Figura 4.1.5 4 – Tr médio e desvio-padrão nas três velocidades de médias: 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	66
Figura 4.1.6 1 - Exemplificação dos torques considerados para o cálculo do Tr (curva vermelha). Curva verde (Tpp), curva azul ($I\alpha$), curva amarela (Tcy) e curva rosa (Tca).	67
Figura 4.2 1 – Comportamento dos momentos gerados pelo componente inercial $I\alpha$ (curva verde), pelo peso do segmento perna-pé (curva amarela), pelo torque de resistência Tr (curva laranja), pelo peso da caneleira (curva azul clara) resultando no momento proximal (curva azul).	70
Figura 4.2 2 – Comportamento das acelerações do segmento perna-pé na horizontal (curva azul) e vertical (curva rosa).	71
Figura 4.2 3– Comportamento da força muscular obtido a partir do momento proximal. O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a 45°/s, B representa 5 kg executado a 90°/s e C 10 kg à 180°/s.	73
Figura 4.2 4 – Distância perpendicular do quadríceps e dos isquiotibiais assumidas no modelo. Adaptado de Herzog e col. (1993).	74

Figura 4.2 5 – Força de compressão e cisalhamento tibiofemoral obtido a partir da equação de força vertical e horizontal.	75
Figura 4.2 6 - Relação entre a linha de ação do tendão patelar e o ângulo de flexão do joelho. Adaptado de Herzog e col. (1993).....	76
Figura 4.2 7 – Força de compressão (menisco) e nos LCA e LCP obtido a partir das forças de cisalhamento e compressão.	77
Figura 4.3.1 1 – Valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase ascendente do exercício de extensão do joelho em cadeia cinética aberta.	81
Figura 4.3.1 2 – Médias e desvios-padrão das forças de compressão tibiofemoral durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho executado a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	83
Figura 4.3.1 3 – Valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente do exercício de extensão de joelho.	84
Figura 4.3.1 4 – Médias e desvios-padrão das forças de compressão tibiofemoral durante a fase flexora do movimento de extensão de joelho executado a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	85
Figura 4.3.1 5 – Comparação entre os valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho.	87
Figura 4.3.1 6 – Comparação entre os valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase flexora da extensão do joelho.	88
Figura 4.3.2 1– Comparação entre os valores médios das forças nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente.	92
Figura 4.3.2 2 – Médias e desvios-padrão das forças dos ligamentos cruzados durante a fase ascendente executado a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).	94
Figura 4.3.2 3 - Valores médios das forças nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente.	95
Figura 4.3.2 4 – Comparação entre os valores médios da força nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase ascendente.	96
Figura 4.3.2 5 – Comparação entre os valores médios da força nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase descendente.	97

Avaliação das forças internas da articulação tibiofemoral durante a extensão de joelho realizada com e sem caneleira e executado em diferentes velocidades.

Autora: Daniela Aldabe

Universidade Federal do rio Grande do Sul, Programa de Pós-graduação de Ciências do Movimento Humano.

Resumo

O conhecimento das forças internas é fundamental para o entendimento das cargas impostas ao sistema musculoesquelético em situações de exercícios ou atividades físicas. Sabe-se que a articulação tibiofemoral é uma das articulações mais acometidas por doenças articulares do corpo. A técnica mais utilizada para determinação das forças internas da articulação tibiofemoral é a dinâmica inversa, entretanto, é necessário o reconhecimento de parâmetros musculares para determinação das forças articulares em situações envolvendo movimentos em cadeia cinética aberta. Um tipo de atividade extremamente desenvolvida nas academias e nas clínicas de fisioterapia para fortalecimento da musculatura extensora do joelho é o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Desta forma, o objetivo geral deste estudo foi avaliar as forças que envolvem a articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta e os objetivos específicos foram: desenvolver um modelo matemático que informe as forças na articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta e avaliar o efeito do aumento da velocidade de execução do exercício e o efeito do aumento da carga externa do exercício, ambos sobre a força tibiofemoral. A avaliação das forças internas da articulação tibiofemoral foi realizada com base na técnica da dinâmica inversa. O torque de resistência à extensão passiva do joelho foi acrescentado ao modelo de determinação das forças internas. Os resultados apontam que quanto menor o ângulo de flexão maior a força de compressão nas velocidades de 45°/s e 90°/s e na velocidade de 180°/s o comportamento das forças internas se alteram pelo efeito inercial da caneleira. A força de compressão apresentou seu pico máximo em torno de 1100 N durante o exercício realizado com caneleiras de 10 kg nas velocidades de 45°/s e 180°/s. A força do ligamento cruzado anterior está presente entre os ângulos de 0 à 40° e a do cruzado posterior entre 50° e 90° de flexão de joelho. O pico de força do ligamento cruzado anterior aproximadamente de 150 N durante a extensão de joelho realizada com caneleira de 10 kg nas velocidades de

45°/s e 90°/s e o pico de força do ligamento cruzado anterior foi aproximadamente de 180 N durante o exercício de extensão de joelho na velocidade de 180°/s.

Evaluation of the internal forces on tibiofemoral joint during knee extension performance with and without load and realized and different velocities.

Autora: Daniela Aldabe

Universidade Federal do rio Grande do Sul, Programa de Pós-graduação de Ciências do Movimento Humano.

Abstract

The knowledge of internal forces is primordial to understand the forces that are applied on the skeletal muscles system during exercises or physical activities. It's known that tibiofemoral joint is one of the most attacked by joint diseases in body. The technique that is mostly used to establish internal forces in tibiofemoral joint is inverses dynamic, however, it is necessary muscular parameter identification to determinate the joint forces in movements in which open-kinetic-chain is involved. One activity that is widely developed in academies and physiotherapy clinic for strengthening extensor muscles of the knee is the knee extension in open-kinetic-chain. Therefore, the general purpose of this study was to evaluate the involved forces in tibiofemoral joint during the knee extension exercise in open-kinetic-chain and the specific ends were: develop a mathematical model that gives the forces in tibiofemoral joint during the knee extension exercise in open-kinetic-chain and evaluate the effects of velocity's increase and the increase of external force in the exercise, both concerning tibiofemoral force. The evaluation of internal forces in tibiofemoral joint was accomplished based on inverses dynamic technique. The resistance momentum during knee passive extension was added in internal forces determination model. The results indicate that smaller the flexion angle bigger the compression forces in 45°/s and 90°/s velocities and in 180°/s velocity the function of internal forces are changed by inercial effect of ankle-weight. The compression forces indicates its maximum force around 1100 N during exercise with a 10 kg ankle-weights in 45/s and 180/s velocities. The anterior cruciate ligament's force is about 0 till 40 and the posterior cruciate ligament's force is about 50 till 90 in knee flexion. The anterior cruciate ligament's maximum force is around 150 N during knee extension with a 10kg ankle-weight in 45/s and 90/s velocities and the anterior cruciate ligament's maximum force is around 180 N during knee extension in 180/s velocity.

SUMÁRIO

RESUMO	VIII
ABSTRACT	X
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO GERAL:	5
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	5
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1. MODELOS MATEMÁTICOS PARA DETERMINAR AS FORÇAS INTERNAS DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL.	9
2.2. COMPORTAMENTO E MAGNITUDE DAS FORÇAS DE COMPRESSÃO E CISALHAMENTO DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL DURANTE A EXTENSÃO DO JOELHO EM CADEIA CINÉTICA ABERTA.	18
2.3 TORQUE DE RESISTÊNCIA OFERECIDO DURANTE A EXTENSÃO DE JOELHO REALIZADO EM CADEIA CINÉTICA ABERTA.	23
3. MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1. PROBLEMA.	30
3.2. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS	30
3.3. AMOSTRA	31
3.4. PROCEDIMENTOS DE COLETA	31
3.4.1 Procedimento de coleta 1:	32
3.4.2 Procedimento de coleta 2:	33
3.5 INSTRUMENTAÇÃO	34
3.5.1 Eletrogoniômetro	34
3.5.2 Dinamômetro Isocinético	36
3.5.3 Braço instrumentado:	36
3.6 MODELO MATEMÁTICO PARA DETERMINAÇÃO DAS FORÇAS ARTICULARES DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL:	37
3.7 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DA RESISTÊNCIA OFERECIDA DURANTE A EXTENSÃO DE JOELHO REALIZADA EM CADEIA CINÉTICA ABERTA	46
3.8 PROCESSAMENTO DOS DADOS:	49
3.8.1 Processamento do torque de resistência à extensão de joelho:	49
3.8.2 Processamento dos dados da força da articulação tibiofemoral:	49
3.9 Tratamento Estatístico	50
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	50
4.1 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DA RESISTÊNCIA OFERECIDA DURANTE A EXTENSÃO PASSIVA DE JOELHO.	50
4.1.1 COMPORTAMENTO DO TORQUE GERADO PELO PESO DA PERNA:	51
4.1.2 COMPORTAMENTO DO TORQUE GERADO PELO COMPONENTE INERCIAL ($I\alpha$):	52
4.1.3. Comportamento do torque gerado pela caneleira (Tca):	54
4.1.4. Comportamento do torque gerado pelo dinamômetro isocinético (Tcy):	55
4.1.5. Torque de resistência ao movimento passivo sem carga (Tr):	59
4.1.6. Torque de resistência ao movimento passivo com carga externa (Tr):	67
4.2 RESULTADOS DO MÉTODO PROPOSTO PARA ANÁLISE DA EXTENSÃO DE JOELHO EM CADEIA CINÉTICA ABERTA.	68
4.3 EFEITO DO AUMENTO DA CARGA E DA VELOCIDADE SOBRE AS FORÇAS INTERNAS DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL:	77
4.3.1 Comportamento da força de compressão tibiofemoral como resposta à variação de carga externa e velocidade de execução	78
4.3.2 Comportamento da força dos ligamentos cruzados como resposta à variação de carga externa e velocidade de execução	89
5. CONCLUSÃO.....	99
6. REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101

APÉNDICE I	115
ANEXO I.....	127

1. INTRODUÇÃO

Segundo McGinnis (1999), a biomecânica é uma ciência que estuda as forças e seus efeitos sobre os seres vivos, podendo ser classificadas como forças internas e externas. O conhecimento das forças internas é fundamental para o entendimento das cargas impostas ao sistema musculoesquelético em situações de exercícios ou atividades físicas. É sabido que várias doenças do sistema musculoesquelético estão vinculadas às sobrecargas articulares (Hasler & Herzog 1998; Komistec et al., 2000). Doenças degenerativas como artrites, artroses, e doenças traumáticas como rupturas ligamentares, lesões dos meniscos e fraturas ósseas apresentam forte correlação com a frequência e a magnitude das cargas às quais estas estruturas estão sendo submetidas (Andrews 2000; Zhang et al., 1998). Por isso, exercícios físicos e programas de recuperação mal orientados no que diz respeito às cargas internas do corpo humano, podem estar associados com lesões articulares e musculotendinosas subseqüentes.

A articulação com maior incidência de lesão é a articulação do joelho (Nissel et al., 1985). Muitos estudos informam a alta prevalência de lesões ligamentares e musculares desta região, sobretudo em situações esportivas, indicando as altas forças a que é submetida (Colby, 2000; Toutoungi et al., 2000; Limbert et al., 2004; Scarvell et al., 2005).

Myiasaka et al. (1991) descreveram que a incidência de lesão do ligamento cruzado anterior nos Estados Unidos é de trinta em cada 100.000 americanos, e que são altos os índices de desenvolvimento de doenças degenerativas como consequência da lesão neste ligamento. Sabe-se que esta suscetibilidade a lesões, associada mais precisamente à articulação tibiofemoral deve-se ao fato de ela encontrar-se entre os dois maiores braços de alavanca do corpo (fêmur e tíbia) e precisa, pela sua prejudicada conformidade óssea, permanente necessidade de estabilização pelos ligamentos (Woo et al., 1998). Não obstante, possui ainda limitada amplitude articular no plano frontal e transversal e apresenta insuficiente proteção dos tecidos adiposos e musculares (Kapandji, 2000). No sentido de reconhecer e prevenir as cargas impostas a esta articulação durante exercícios e atividades físicas, um grande número de estudos pesquisam as forças internas da articulação tibiofemoral.

Existem duas maneiras de avaliar as forças internas nas articulações: a medida direta e o procedimento analítico indireto (Loss et al., 2002) sendo que ambas possuem limitações e restrições próprias.

O método que utiliza a medida de forma direta coloca “*strain gauges*” dentro das articulações, inseridos às estruturas de interesse, ou é feito por meio de instrumentação de endopróteses articulares. A determinação das forças através de “*strain gauges*” colocados diretamente nas articulações apresenta perigo de danos articulares irreversíveis e, portanto, gera risco para os sujeitos analisados. Além disso, este tipo de método apresenta problemas principalmente na calibração do sistema de medição, tornando as informações de força, no mínimo, questionáveis. Mesmo sendo um procedimento de restrita aplicação, algumas pesquisas como a verificação da deformação da tíbia em saltos (Rolf et al., 1997) e a deformação dos ligamentos cruzados anterior e posterior do joelho em diversas atividades (Heijne et al., 2004; Beynon et al., 1995, 1998) podem ser encontradas na literatura.

Outros modos de determinação direta das forças articulares são aqueles oriundos de endopróteses instrumentadas que utilizam o sistema de telemetria. Este sistema de medição, ainda em fase de aprimoramento tecnológico, apresenta resultados pouco satisfatórios principalmente em pesquisas que tem como objeto de estudo a articulação do joelho (Komistec et al., 2005).

Pela dificuldade inerente à medição da força articular direta, a metodologia mais utilizada para a avaliação das cargas internas do sistema musculoesquelético é o procedimento analítico indireto, através da técnica da dinâmica inversa. Este procedimento depende necessariamente do desenvolvimento de um modelo matemático que comporte o maior número de variáveis capazes de representar o sistema musculoesquelético em questão.

A dinâmica inversa clássica é um método que utiliza tão somente parâmetros cinéticos e cinemáticos para a predição de forças articulares e momentos musculares resultantes. Alguns modelos matemáticos para determinação das forças articulares foram realizados através desta técnica (Vecchia et al., 1997, 1999; Amadio et al., 2000; Loss et al., 2002). A figura 1.1 representa esquematicamente como se obtém os valores das forças articulares pelo procedimento analítico direto e inverso.

Os parâmetros cinéticos são obtidos através do reconhecimento das forças presentes nos segmentos nas situações em que ocorre contato com o meio externo como, por exemplo, a força de reação com o solo ou o peso de uma determinada carga imposta ao segmento através de anilhas e halteres.

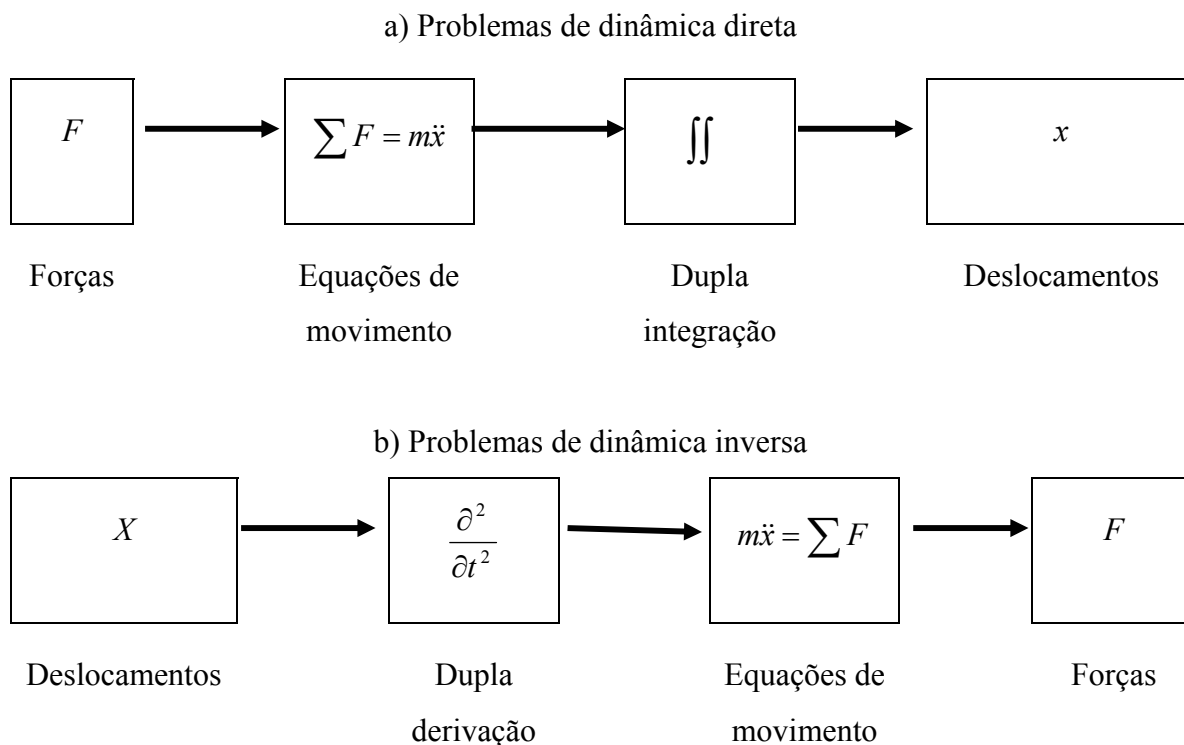


Figura 1. 1 Representação esquemática dos problemas de dinâmica direta e inversa. Adaptado de Vaughan (1980).

Os parâmetros cinemáticos, que informam a variação de posição dos segmentos, podem ser obtidos por cinemetria (através de sistema de vídeo), por eletrogoniometria ou pela utilização de acelerômetros. Estes parâmetros são submetidos a cálculos matemáticos regidos pela física clássica newtoniana, onde se avaliam o somatório das forças como um produto da massa pela aceleração e o somatório dos momentos como um produto do momento de inércia pela aceleração angular.

Esta técnica de medição considera que o corpo humano é formado por segmentos rígidos e homogêneos e que estes segmentos movem-se por articulações tipo dobradiças. Portanto, este método desconsidera características naturais do sistema musculoesquelético como a heterogeneidade dos membros, a deformação dos segmentos e a variação da trajetória do centro de rotação articular. Além disso, a presença de diferentes estruturas que compõem o sistema articular, como os meniscos, a cartilagem e os ligamentos, também não são considerados. Outra limitação desta técnica é a obtenção de valores de força e momento resultante (líquidos), não assumindo a presença de co-

contração ou de qualquer resistência antagonista ao movimento em questão. Não obstante, na dinâmica inversa clássica, os músculos geram apenas torque, e, principalmente por esta questão, os valores de força articular são subestimados.

Assumindo todas estas limitações, Loss et al. (2002) avaliaram o método da dinâmica inversa clássica durante a fase de apoio da marcha, comparando as forças impostas à articulação tibiofemoral, medidas pelo procedimento analítico indireto, com as forças impostas a uma prótese instrumentada, através da medição direta com “strain gauges”. Os autores sustentaram que os resultados obtidos através da técnica da dinâmica inversa são um meio satisfatório de predição de forças internas, pois havia semelhança nas magnitudes das cargas calculadas para o joelho comparadas com aquelas mensuradas na prótese. No entanto, existe uma situação em que a dinâmica inversa clássica não pode ser aplicada. Wilk et al. (1996) e Escamilla et al. (1998) inferem nos seus estudos que em exercícios realizados em cadeia cinética aberta o método proposto pela dinâmica inversa clássica não é um bom recurso para obtenção dos valores das forças da articulação tibiofemoral. Estes autores informam que, pela característica do movimento, existe a necessidade de otimização do método da dinâmica inversa clássica através da implementação da força muscular (para maiores informações sobre esta questão ver em anexo o artigo “A dinâmica inversa durante exercícios de extensão de joelho em cadeia cinética aberta”). A implementação da força muscular nos cálculos da dinâmica inversa vem sendo amplamente descrita na literatura, em diversas situações, envolvendo a articulação tibiofemoral como marcha, subida e descida de escadas e corrida (Costigan et al., 2002), agachamento, extensão de joelho realizados em dinamômetros isocinéticos e “Leg Press” (Nissel, 1985; Kaufman et al., 1991; Lutz et al., 1993; Stuart et al., 1996; Zheng et al., 1998; Wilk, 1996; Baltizoupoulos et al., 1995; Chow et al., 1999; Totougi et al., 2000; Wei, 2000; Escamilla, 2001; Escamilla et al., 1998, 2001; Limbert et al., 2004).

Entretanto, não existe um padrão entre as pesquisas na otimização desta técnica, tornando muitas vezes inviável a comparação das forças entre os estudos (Escamilla et al., 1998). Além disso, nem todos os estudos consideram a presença de co-contração em seus modelamentos matemáticos, assim como os ligamentos cruzados e colaterais.

Um tipo de atividade extremamente desenvolvida nas academias e nas clínicas de fisioterapia para fortalecimento da musculatura extensora do joelho é o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Apesar de muitas evidências contrárias a

este tipo de exercício, principalmente em casos de lesões do ligamento cruzado anterior, a extensão de joelho em cadeia cinética aberta apresenta uma forma bastante eficaz de fortalecimento do grupo extensor do joelho. Sabe-se que este tipo de exercício ativa primordialmente o músculo quadríceps, músculo essencial para manter a estabilidade articular do joelho. Pode-se executar o exercício de extensão de joelho de diversas maneiras, como em máquinas extensoras de musculação, dinamômetros isocinéticos, bandas elásticas e com o uso de caneleiras. Até o presente momento, a maioria dos estudos publicados sobre cadeia cinética aberta concentra sua investigação nas forças da tibiofemoral durante exercícios de extensão de joelho em dinamômetros isocinéticos (Kaufman et al., 1991; Lutz et al., 1993; Stuart et al., 1996; Zheng et al., 1998; Wilk, 1996; Baltzopoulos et al., 1995; Chow et al., 1999) e apenas dois analisam as forças durante a realização de máquina extensora (Wilk, 1996; Escamilla et al., 1998). No entanto, uma forma bastante prática de implementação da carga externa são as caneleiras, que, além disso, apresentam baixo custo e fácil manutenção. Até o presente momento, porém, não existe nenhum trabalho publicado que avalie as forças da tibiofemoral durante a extensão de joelho realizada com caneleira.

Tendo em vista o que foi descrito acima, os objetivos deste trabalho são:

1.1 Objetivo geral:

Avaliar as forças que envolvem a articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

1.2. Objetivos específicos:

- Desenvolver um modelo matemático que informe as forças na articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta.
- Avaliar o efeito do aumento da velocidade de execução do exercício sobre a força tibiofemoral.
- Avaliar o efeito do aumento da carga externa do exercício sobre a força tibiofemoral.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Uma das áreas mais estudadas e de difícil manejo dentro da medicina ortopédica desportiva são as lesões referentes à articulação do joelho (Kaufman, 1991). Por esta razão, muitos estudos que analisam as forças no joelho vem sendo amplamente descritos na literatura, seja em situações que envolvem atividades da vida diária (Costigan et al., 2002; Hardt, 1978; Schwameder et al., 1999, Wei, 2000; Heijne et al., 2004) ou durante exercícios físicos (Soares, 2004; Toutongi et al., 2000; Neptune et al., 2000; Beynon et al., 1995; Collins e O'Connor, 1991; Zavatsky e O'Connor, 1993; Baltzoupoulos, 1995; Stuart et al., 1996). Sabe-se que o reconhecimento das forças articulares contribui para o diagnóstico de lesões ligamentares (Rudy et al., 2000), na elaboração de próteses ortopédicas e técnicas cirúrgicas (Loch et al., 1992), na prevenção de doenças articulares e na elaboração de um programa de treinamento e reabilitação adequados (Zheng et al., 1998).

Pela evidente dificuldade de mensurar as forças diretamente na articulação, os estudos geralmente apresentam o comportamento das forças de compressão e cisalhamento da tibiofemoral, por meio de modelos matemáticos. Os modelos normalmente apresentam os resultados sobre o platô, e as forças sobre a articulação propriamente dita são posteriormente deduzidas, já que são forças de reação. A figura 2.1 pretende representar as forças resultantes articulares sobre o platô tibial que constam deste estudo.

Sabe-se que forças de compressão sobre a tibiofemoral são responsáveis por tensionar estruturas meniscais e a cartilagem articular, e as forças de cisalhamento fazem o mesmo em relação às estruturas ligamentares (Allen et al., 2000). Segundo Butler et al. (1980), o LCA suporta 86% da força de cisalhamento anterior sofrida pela articulação tibiofemoral. Existe certa confusão na literatura a respeito da denominação das forças de cisalhamento com relação à articulação tibiofemoral. No presente estudo, cisalhamentos posterior e anterior representam forças sobre o platô tibial. Dessa forma, cisalhamento posterior representa uma força de reação ao deslocamento anterior da tíbia, gerando tensão sobre o ligamento cruzado anterior (LCA) o qual exerce uma força posterior sobre o platô tibial. Similarmente, o cisalhamento anterior representa uma reação ao deslocamento posterior da tíbia, tensionando o ligamento cruzado posterior, (LCP) que por sua vez gera uma força anterior sobre o platô (Woo et al., 1998).

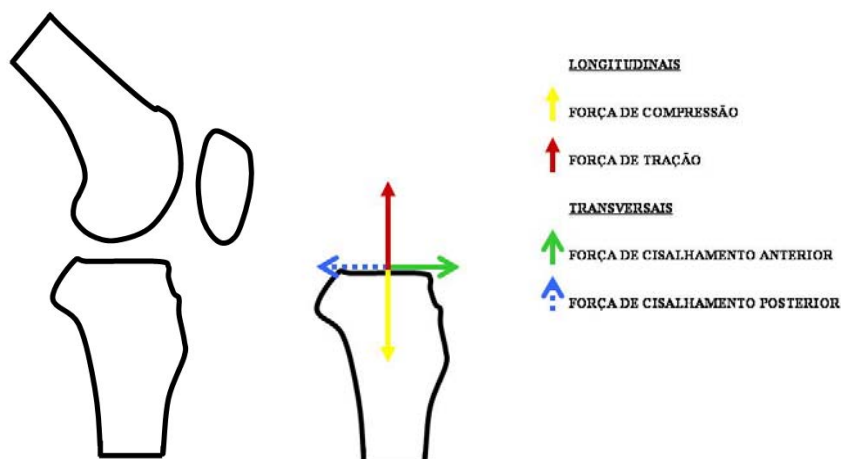


Figura 2. 1 Representação das forças que atuam na articulação tibiofemoral. Seta vermelha: representa a força de tração, seta amarela: força de compressão, seta verde: cisalhamento anterior e seta azul: cisalhamento posterior.

A magnitude das forças de compressão e cisalhamento articular está diretamente associada a características do gesto realizado, como tipo de contração muscular (excêntrica ou concêntrica), carga externa implementada e velocidade de execução (Andrews, 1983). Não obstante, uma característica bastante discutida na literatura são os exercícios executados em cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF).

A terminologia usada para exercícios em cadeia cinética foi originalmente usada para descrever análises “lincadas” da engenharia mecânica. Steindler (1973) sugeriu que o corpo humano poderia ser analisado como uma cadeia consistindo de segmentos conectados por uma série de articulações. Ele observou que quando a mão ou o pé apresentavam considerável resistência, o recrutamento muscular e o movimento articular ocorriam de forma diferente de quando a mão ou o pé estavam livres para moverem-se sem restrições. Assim, CCF ocorre quando a porção terminal ou distal do segmento encontra-se fixa como, por exemplo, durante a impulsão de um salto, agachamento e a fase de propulsão da marcha. Contrariamente, CCA ocorre quando o segmento distal está livre para mover-se, como durante a fase aérea de um salto, o exercício de extensão e flexão de joelho em máquina ou a fase de balanceio da marcha.

Muitos estudos compararam as forças envolvidas durante exercícios de extensão de joelho realizados em CCA e CCF (Lutz et al., 1993; Wilk et al., 1996; Escamilla, 1998). Em todos estes estudos, as evidências são de que, durante a extensão de joelho em CCA, a força de cisalhamento na tibiofemoral é significativamente maior que o

exercício realizado em CCF que, em contrapartida, gera uma força de compressão significativamente maior.

A explicação para este comportamento está vinculada a duas características do movimento em CCF: ao aumento da atividade de co-contração e ao comportamento da linha de ação da força externa com o solo (Palmitier et al., 1991). Sendo assim, os exercícios realizados em CCF são considerados mais seguros para o LCA e os exercícios em CCA menos lesivos para a cápsula articular e meniscos (Zachazewski et al., 1996). Entretanto, estudos mais recentes divergem de tais informações. Beynnon et al. (1998) comparando a deformação do LCA durante exercícios realizados em CCA e CCF não encontraram diferenças nas deformações entre os exercícios. Heijne et al. (2004) analisaram a deformação do LCA através da mesma técnica que Beynnon, em quatro diferentes exercícios em CCF. Como resultado os autores informaram que as deformações que ocorreram no LCA foram semelhantes aos estudos de Beynnon em CCA. Com isso, os autores recomendam que exercícios em CCA possam ser introduzidos ao programa de reabilitação do pós-operatório imediato de LCA.

Grood et al. (1984), em um estudo em cadáveres com joelhos intactos, determinou o comportamento mecânico do mecanismo extensor do joelho analisando a linha de ação do tendão patelar. Este comportamento pode ser visualizado na figura 2.2.

Como pode ser visto, a linha de ação do tendão patelar é determinante no comportamento das forças da articulação tibiofemoral. Quando o joelho encontra-se a 90° de flexão, a linha de ação do ligamento patelar apresenta uma inclinação posterior em relação à tuberosidade anterior da tibia, e com isso gera uma força com componentes que deslocam a tibia posteriormente e superiormente. Conforme o joelho continua se estendendo entre os ângulos 60° e 70° , a linha de ação do tendão patelar encontra-se paralela à linha longitudinal da tibia e desta forma realiza somente compressão. A partir desta angulação o ligamento patelar provoca tanto um deslocamento anterior quando superior na tibia.

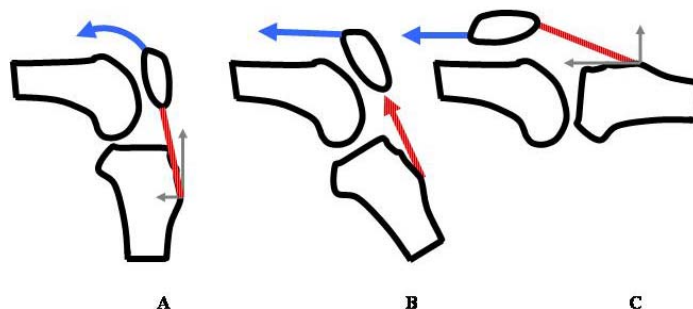


Figura 2. 2 Representação das forças longitudinal e transversal durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta. A - joelho flexionado à 90°, B - joelho flexionado entre 60° e 75° e C - joelho flexionado a partir da situação B. Desenho esquemático extraído de Daniel et al. (1988).

A partir do entendimento do mecanismo extensor do joelho e o reconhecimento das forças, é possível avaliar as magnitudes envolvidas. A seção seguinte apresentará os métodos matemáticos para a determinação das magnitudes das forças de compressão e cisalhamento da articulação tibiofemoral para exercícios realizados em CCA.

2.1. Modelos matemáticos para determinar as forças internas da articulação tibiofemoral.

Os modelos matemáticos que determinam as forças envolvidas na articulação tibiofemoral durante a extensão de joelho em CCA são na grande maioria realizados através da técnica da dinâmica inversa. No entanto, os estudos apresentam algumas diferenças nas variáveis que contemplam o modelo para estimar estas forças. Estas diferenças nos modelos, segundo Escamilla, (2000), muitas vezes impossibilitam a comparação dos resultados entre os estudos, visto a grande diferença encontrada entre as magnitudes das forças articulares.

Nesta seção da revisão de literatura serão apresentados exemplos de modelos matemáticos construídos para a determinação das forças envolvidas na articulação tibiofemoral durante exercícios de extensão de joelho realizados em cadeia cinética aberta.

Grood et al. (1984) foram dos primeiros autores a investigar a mecânica da articulação do joelho através de um modelo biomecânico para o exercício de extensão de joelho realizado em cinco membros inferiores de cadáveres. O objetivo deste estudo foi determinar a distância perpendicular efetiva da articulação tibiofemoral (d_{tf}) e, a partir de tal informação, determinar as condições mecânicas na qual o ligamento cruzado anterior recebe tensão durante a extensão de joelho.

A d_{tf} (equação 1) foi obtida através da razão entre o momento proximal do joelho pela força do tendão patelar, que foi determinada pelo produto da vantagem mecânica patelar e a força do quadríceps (equação 2). A força do quadríceps, por sua vez, foi obtida de forma direta, através da inserção de “*strain gauges*” no tendão quadriciptal e a vantagem mecânica foi calculada pela razão entre a distância perpendicular do tendão patelar e a distância perpendicular do quadríceps agindo na articulação patelofemoral (equação 3). As distâncias perpendiculares foram obtidas entre as suas linhas de ação de força e o ponto onde o vetor de força de reação patelofemoral cruza a articulação patelofemoral.

$$d_{tf}^{\perp} = \frac{(wl \cos \alpha)}{F_p} \quad (1)$$

$$Fp = MA_{pat} \times F_Q \quad (2)$$

$$MA_{pat} = \frac{d_{pt}^{\perp}}{d_Q^{\perp}} \quad (3)$$

Onde,

d_{tf}^{\perp} ,	distância perpendicular efetiva da tibiofemoral;
d_{pt}^{\perp} ,	distância perpendicular do tendão patelar;
d_Q^{\perp} ,	distância perpendicular do tendão quadriciptal;
w ,	peso do segmento perna-pé;
l ,	distância do centro de massa até o eixo de rotação;
α ,	ângulo de flexão;
F_p ,	força do tendão patelar;
MA_{pat} ,	vantagem do mecanismo patelar;
F_Q ,	força do quadríceps;
D_{pt}^{\perp} ,	distância perpendicular do tendão patelar.

Reconhecendo a distância perpendicular efetiva da articulação tibiofemoral, os autores determinaram onde ocorreriam as maiores tensões sobre o ligamento cruzado anterior.

Apesar de o modelo considerar as diferenças existentes entre o tendão patelar e quadriciptal, a determinação da vantagem mecânica do mecanismo patelar não foi apresentada de forma clara, pois a informação de como foi determinado o ponto de aplicação da força de reação patelofemoral não foi apresentada pelos autores.

Kaufman et al. (1991) construíram um modelo tridimensional para análise das forças da articulação tibiofemoral durante extensão de joelho realizada dinamicamente. Os parâmetros considerados para o modelo foram as forças aplicadas no segmento perna-pé e seu deslocamento. As instrumentações utilizadas para o reconhecimento destas variáveis foram: uma célula da carga acoplada ao braço do dinamômetro isocinético e um eletrogoniômetro tridimensional fixado ao joelho. Além disso, a força muscular também foi considerada na equação de forças e sua determinação foi calculada a partir de parâmetros fisiológicos e mecânicos (equação 4).

$$0 \leq F_m \leq (\alpha F_a + F_p) PCSA \sigma \quad (4)$$

Onde,

F_m , força muscular;

α , nível de ativação muscular;

$PCSA$, área de secção transversa muscular;

F_p , “características” da força passiva;

σ , representa o valor do limite da tensão muscular.

F_a , força muscular ativa normalizada pela relação força-comprimento

e força-velocidade;

Segundo os autores, a determinação analítica da força muscular resultou em um problema indeterminado o qual foi solucionado usando métodos de otimização, considerando os músculos sinérgicos envolvidos no problema. A distância perpendicular e a linha de ação dos músculos foram reconhecidas por suas informações anatômicas, como suas origens e inserções que variavam com o ângulo de flexão.

Os problemas encontrados neste modelo estão associados às informações para determinação da força muscular nas suas variáveis fisiológicas e mecânicas. As variáveis fisiológicas, por exemplo, são obtidas por diferentes estudos, estando, portanto, suscetíveis a erros associados.

Lutz et al. (1993), elaboraram um modelo bidimensional para avaliar o exercício de extensão de joelho, realizado estaticamente. A força muscular considerada foi somente a do quadríceps (equação 5), adquirida a partir do momento proximal dividido pela distância perpendicular do músculo. Os valores da distância perpendicular (L_q) e linha de ação muscular (θ), bem como sua procedência, não foram apresentados pelos autores. Como o exercício foi realizado estaticamente, não foram considerados os efeitos inerciais, de modo que a força de cisalhamento (equação 6) e a força de compressão (equação 7) foram consideradas somente pelas componentes da força muscular,

desprezada a força do segmento. Não obstante, neste modelo não foi implementada a força de resistência oferecida pela musculatura antagonista.

$$F_p = \frac{A_1 \times L_1}{L_q} \quad (5)$$

$$F_s = F_q \cdot \sin \theta - A_1 \quad (6)$$

$$F_c = F_q \cdot \cos \theta \quad (7)$$

Onde,

F_p ,	força proximal;
F_q ,	força do quadríceps;
A_1 ,	força externa aplicada;
L_1 ,	distância perpendicular da força aplicada;
L_q ,	distância perpendicular do quadríceps;
F_s ,	força de cisalhamento;
F_c ,	força de compressão;
θ ,	ângulo entre o tendão patelar e a tíbia.

Baltzopoulos (1995) elaborou um modelo mais complexo para determinar as forças na articulação tibiofemoral durante a realização de extensão dinâmica de joelho em dinamômetro isocinético. Neste modelamento, foi utilizado um maior número de variáveis conforme ilustra o diagrama de corpo livre da figura 2.1.1

A força muscular neste estudo foi determinada, semelhantemente a Lutz, a partir do momento proximal (calculado) dividido pela distância perpendicular. Os parâmetros mecânicos (distância perpendicular e linha de ação do quadríceps) foram obtidos individualmente de cada sujeito através da videofluoroscopia. Dessa forma, considerando o equilíbrio dinâmico dos torques e das forças, foi determinada a força articular. Uma limitação deste estudo pode ser observada na desconsideração dos autores quanto ao efeito de coativação ou de resistência oferecido a extensão de joelho da musculatura antagonista. Além disso, os parâmetros cinemáticos referentes ao segmento perna-pé foram os mesmos que aqueles considerados pelo dinamômetro. Sabe-se que uma rígida conexão entre o braço do dinamômetro e o segmento não é possível, ocorrendo pequenos movimentos relativos, especialmente durante impactos. Herzog et al. (1988) descreveu que o erro associado ao movimento relativo entre os membros e o braço do dinamômetro pode representar até 4% em altas velocidades.

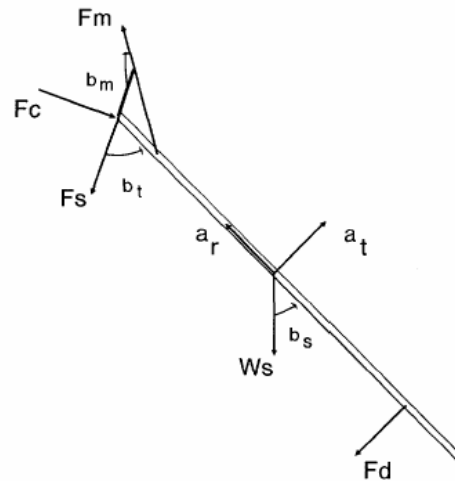


Figura 2.1 1 - Diagrama de corpo livre considerado por Baltzoupolos no seu modelo matemático

F_m = força muscular do quadríceps; F_c = força de compressão tibiofemoral; F_s = força de cisalhamento tibiofemoral; F_d = força do dinamômetro; b_t = ângulo entre o eixo da tibia e o platô; b_m = ângulo entre a F_m e o platô; a_r = aceleração radial; a_t = aceleração tangencial; W_s = peso do segmento perna pé; b_s = ângulo entre o eixo da tibia e o W_s .

Assim como em Kaufmann, variáveis fisiológicas na determinação da força muscular foram introduzidas ao modelo tridimensional de Wilk et al. (1996) para avaliação de exercício de extensão de joelho realizado em cadeira extensora. Dessa forma, a análise da força muscular foi realizada com base na atividade eletromiográfica e na área de secção transversa. Os parâmetros mecânicos foram derivados do estudo realizado por Herzog et al. (1993), sendo o centro de rotação da tibiofemoral considerado fixo em um ponto médio entre os pontos colocados nos epicôndilos do joelho, determinados por cinematria.

Uma implementação desenvolvida por este modelamento foi a consideração da força muscular dos isquiotibiais, do quadríceps e do gastrocnêmio concomitantemente e, por esta razão, o efeito de co-contração foi considerado. No entanto, não foram apresentadas equações que representassem essa consideração.

Assim como Wilk et al. (1996), Escamilla et al. (1998) elaboraram um modelo tridimensional utilizando variáveis fisiológicas e mecânicas para a obtenção da força muscular, no entanto acrescido de mais estruturas: os ligamentos cruzados. As forças consideradas no modelo podem ser visualizadas na figura 2.1.2 Outra implementação adotada neste modelo, foi a determinação da força de dois músculos que compõem os isquiotibiais: o bíceps femoral e a porção medial dos isquiotibiais. Além disso, a força do ligamento patelar foi considerada pela soma de todas as porções do quadríceps.

A força muscular foi determinada considerando a área de secção transversa de cada músculo, a atividade eletromiográfica e a máxima contração voluntária por unidade de área (equação 8). Estas variáveis foram definidas através de estudos anteriormente publicados.

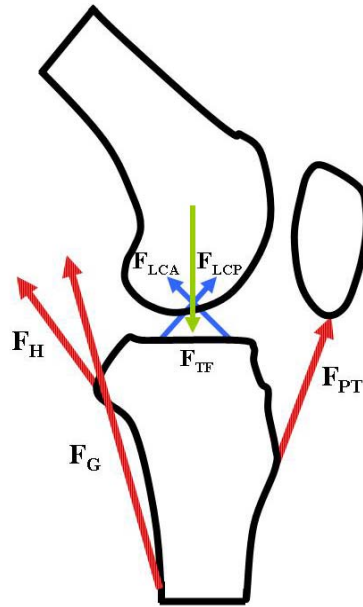


Figura 2.1 2 - Forças agindo na tibiofemoral, consideradas por Escamilla et al. (1998).

F_{PT} = força do tendão patelar; F_G = força do gastrocnêmio; F_H = força dos isquiotibiais; F_{LCA} = força do ligamento cruzado anterior; F_{LCP} = força do ligamento cruzado posterior; F_{TF} = força tibiofemoral.

$$F = (\sigma \times PCSA) \times \left(\frac{EMG}{MEMG} \right) \quad (8)$$

Onde,

F , força muscular;
 σ , máxima contração voluntária por unidade de área;
 EMG , atividade eletromiográfica do músculo durante o exercício;
 $MEMG$, valor eletromiográfico registrado durante a contração voluntária máxima.

Reconhecendo os valores da força muscular, o torque resultante (equação 9) foi obtido a partir de parâmetros mecânicos publicados por Herzog et al. (1993).

$$T_{res} = T_{mh} + T_{bf} + T_g + T_{PT} \quad (9)$$

Onde,

T_{res} ,	torque resultante;
T_{PT} ,	torque gerado pelo tendão patelar;
T_{mh} ,	torque gerado pelo isquiotibial (porção medial);
T_{bf} ,	torque gerado pelo bíceps femoral;
T_g ,	torque gerado pelo gastrocnêmio.

A obtenção da força articular (equação 10 e 11) foi determinada pela equação de equilíbrio das forças:

$$\vec{F}_{res} = \vec{F}_{TF} + \vec{F}_{LCP} + \vec{F}_{LCA} + \vec{F}_{mh} - \vec{F}_{bf} - \vec{F}_g \quad (10)$$

ou,

$$\vec{F}_{TF} + \vec{F}_{LCP} + \vec{F}_{LCA} + = \vec{F}_{res} - \vec{F}_{mh} - \vec{F}_{bf} - \vec{F}_g \quad (11)$$

Onde,

F_{res} ,	força resultante;
F_{TF} ,	força da tibiofemoral;
F_{LCP} ,	força do LCP;
F_{LCA} ,	força do LCA;
F_{mh} ,	força do isquiotibial (porção medial);
F_{bf} ,	força do bíceps femoral;
F_g ,	força do gastrocnêmio;
F_{PT} ,	força do tendão patelar.

A força tibiofemoral foi assumida como sendo longitudinal à direção da tíbia e as forças dos ligamentos como provenientes das forças de cisalhamento. A orientação da linha de ação dos ligamentos também foi determinada por Herzog et al. (1993).

Um modelamento ainda mais elaborado foi apresentado por Zheng et al. (1998). Utilizando um modelo tridimensional, os autores implementaram ao cálculo da força articular as forças musculares do tendão patelar (consideradas a partir de todas as porções do quadríceps), do bíceps femoral, do semimembranoso, do semitendinoso, do gastrocnêmio e dos ligamentos cruzado anterior e posterior. No entanto, foi adicionado ao cálculo da força muscular o fator da força-comprimento do músculo (equação 12).

$$F_{mi} = c_i k_i A_i \sigma_{mi} \frac{EMG_i}{MVC_i} \quad (12)$$

Onde,

F_{mi} ,	força muscular;
k_i ,	fator de força-comprimento definido em função do ângulo de flexão;

A_i ,	área de secção transversa muscular;
σm_i ,	contração voluntária máxima considerada por unidade de área de secção transversa muscular;
EMG_i ,	média de atividade eletromiográfica durante o exercício;
MVC_i ,	contração voluntária máxima;
c_i ,	fator que ajusta o programa de otimização para minimizar os erros da força muscular.

Conhecendo os valores da distância perpendicular e da linha de ação dos músculos, os valores de força (equação 13) e momento resultante (equação 14) foram encontrados.

$$F_{res} = \sum_{i=1}^{n_m} F_{mi} + \sum_{j=1}^{n_l} F_{lj} + \sum_{k=1}^{n_c} F_{ck} \quad (13)$$

Ou,

$$F_{TF} + F_{LCP} + F_{LCA} = F_{res} - \sum_{k=1}^{n_c} F_{ck} \quad (14)$$

onde,

F_{res} ,	força resultante;
F_{mi} ,	força muscular;
F_{lj} ,	força do ligamento;
F_{ck} ,	força de contato;
n_m, n_l e n_c	número de músculos, ligamentos e interfaces ósseas de contato utilizadas no modelo;
F_{TF} ,	força tibiofemoral;
F_{LCP} ,	força do ligamento cruzado anterior;
F_{LCA} ,	força no ligamento cruzado posterior;
F_{res} ,	força resultante.

$$M_{res} = \sum_{i=1}^{n_m} M_{mi} + \sum_{j=1}^{n_l} M_{lj} + \sum_{k=1}^{n_c} M_{ck} \quad (15)$$

onde,

M_{res} ,	momento resultante;
M_{mi} ,	momento muscular;
M_{lj} ,	momento do ligamento;
M_{ck} ,	momento de contato;
n_m, n_l e n_c	número de músculos, ligamentos e interfaces ósseas de contato utilizadas no modelo.

Toutougi et al. (2000) apresentaram um modelo matemático representativo das forças do LCA e LCP baseado nos estudos de Zavatsky e O'Connor (1993) e Imran e O'Connor (1998). Neste modelo, os autores consideraram sete músculos: glúteo máximo, iliopsoas, quadríceps, isquiostibiais, gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior. O desenho esquemático considerado pelos autores para o membro inferior pode ser observado na figura 2.1.3.

O modelo utilizado foi bidimensional, no plano sagital direito, consistindo de quatro segmentos: pé, perna, coxa pelve, unidos por articulações tipo dobradiça.

As forças articulares e os momentos musculares foram considerados como resultantes das forças internas transmitidas pelos ligamentos, músculos e cápsula articular. Entretanto, devido a um grande número de estruturas capazes de transmitir as forças internas que estão presentes no membro inferior, o sistema torna-se indeterminado e as equações não podem ser resolvidas diretamente.

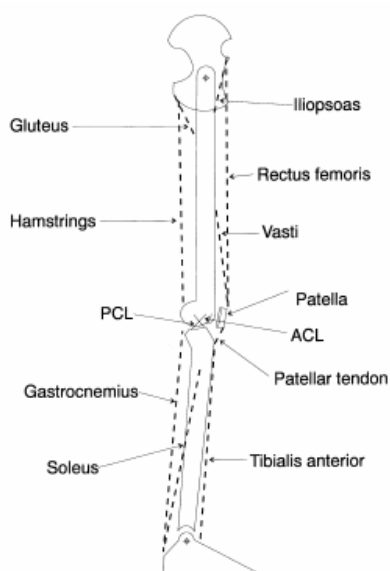


Figura 2.1 3 Desenho esquemático do modelo considerado para membros inferiores. Extraído de Toutougi et al. (2000).

Solucionando este problema, os autores utilizaram um método chamado DDOSC (dynamically determinated one-sided constrain), originalmente conhecido como um método de limitações de solução, desenvolvido por Collins e O'Connor (1991).

Como foi descrito, os métodos matemáticos para determinação das forças internas da articulação tibiofemoral apresentam diferentes características, sendo esta a principal dificuldade em compararem-se os resultados entre os estudos. A seguir, serão apresentados os resultados das forças internas da tibiofemoral em diferentes estudos.

2.2. Comportamento e magnitude das forças de compressão e cisalhamento da articulação tibiofemoral durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta.

Comparar as magnitudes das forças de compressão e cisalhamento da articulação tibiofemoral é uma tarefa difícil, pois os métodos dos quais elas provêm apresentam diferentes modelamentos (Escamilla, 2000). A tabela 3.2.1 apresenta os valores de pico de força de compressão e cisalhamento de diferentes relatos encontrados na literatura, podendo ser observado que praticamente não existe um padrão entre os estudos. Como pode ser analisada, tanto a magnitude dos picos das forças articulares como o ângulo em que elas ocorrem apresentam diferenças.

Estas diferenças podem também estar associadas às características do movimento realizado: como tipo de contração, velocidade de execução do gesto e variação do torque de resistência imposto pelo torque externo. Por exemplo, os exercícios efetuados em dinamômetro isocinético foram realizados em diferentes velocidades angulares, e sabe-se que quanto menor a velocidade angular maior será a magnitude das forças internas (Baltzopoulos, 1995). Além disso, o comportamento do torque de resistência, no exercício realizado em cadeira extensora, pode apresentar diferenças e, dessa forma, o comportamento e a magnitude da força interna podem ser alterados. Não obstante, outra característica distinta entre os estudos são as formas de apresentação dos resultados, pois alguns estudos normalizam as forças pelo peso corporal dos sujeitos e em outros apresentam seus dados em valores absolutos. A tabela 3.2.1 apresenta os resultados dos valores absolutos de estudos que avaliaram as forças da articulação tibiofemoral. Nos estudos onde os valores apresentados pelos autores foram em relativos ao peso corporal, (estudo 1, 3 e 7) foi multiplicado a este valor a média do peso corporal dos sujeitos.

Kaufman et al.,(1991), avaliaram as forças internas da articulação tibiofemoral durante a extensão de joelho realizada em dinamômetro isocinético efetuada em duas velocidades (60°/s e 180°/s). As forças articulares foram normalizadas pelo peso corporal de sujeitos com massa média de 81 ± 13 kg. As máximas forças de compressão atingidas pelos sujeitos foram em 55° de flexão com magnitude de 4.0 ± 0.7 vezes o peso corporal (xPC) em 60°/s e (3.8 ± 0.9) xPC em 180°/seg.

As forças de cisalhamento foram anteriores de 100° a 40° e foram posteriores dos 40° até a extensão completa. Os picos de cisalhamento posterior foram de (0.30 ± 0.05) xPC em 60°/s e (0.20 ± 0.05) xPC em 180°/s, e os picos de cisalhamento anterior foram de (0.5 ± 0.1) xPC em 60°/s e de (0.6 ± 0.1) xPC em 180°/s.

Tabela 2.2.1 – Picos de força de compressão e cisalhamento apresentada em diferentes estudos (* valor referente à força sobre o LCA) de diferentes estudos.

Autor(Ano)	Característica do movimento	Pico compressão (N)	Ângulo (graus)	Pico cisalhamento posterior (N)	Ângulo (graus)
1.Kaufman (1991)	Dinamômetro isocinético dinâmico força máxima	3178	55	238.38	25
2.Lutz (1993)	Dinamômetro isocinético isométrico força máxima	3765± 716	90	285 ± 120	30
3. Baltzopoulos (1995)	Dinamômetro isocinético dinâmico força máxima	5742	80	698	31
4.Wilk (1996)	Cadeira extensora dinâmico 78 ± 17 kg	4598 ± 2546 (extensão) 4519 ± 2514 (flexão)	75 ± 13 89 ± 5	248 ± 259 (extensão) 245 ± 276 (flexão)	14
5.Escamilla (1998)	Cadeira extensora dinâmico 78.6 ± 18.2 kg	3017 ± 1511 (extensão) 3285 ± 1927 (flexão)	15-29	158 ± 256* (extensão) 142 ± 258* (flexão)	15
6.Zheng (1998)	Cadeira extensora dinâmico	3285 ± 1927N	40	142 ± 257*	10
7.Toutoungi (2000)	Dinamômetro isocinético dinâmico força máxima	—		349 ± 110*	40

Segundo os autores não houve, apesar de existir uma tendência de diminuição das forças internas com o aumento da velocidade de execução, diferenças significativas entre as magnitudes das forças comparando as velocidades de execução, exceto na força de cisalhamento posterior, que aos 60°/s foram maiores que aos 180°/s.

Este comportamento de mudança de direção da força de cisalhamento também foi descrito por Lutz et al. (1993). Neste estudo, as forças internas da tibiofemoral foram comparadas entre exercícios efetuados em cadeia cinética aberta e fechada, durante contrações isométricas realizadas em dinamômetro isocinético. As contrações foram realizadas nos ângulos de 90°, 60° e 30° e a mudança de direção ocorreu entre os dois maiores ângulos. A partir de uma linha de tendência entre as forças em função do ângulo de flexão pode-se observar que a mudança de direção ocorre próxima a 60° sendo anterior de 90° até 60° e posterior de 60° até 30° de flexão de joelho.

Os valores de força de cisalhamento encontradas no estudo de Lutz foram de (285 ± 120) N, (160 ± 53) N e (387 ± 67) N para os ângulos de 30°, 60° e 90° respectivamente. As forças de compressão registradas foram de (1647 ± 694) N aos 30° de flexão, (2982 ± 783) N aos 60° e (3765 ± 716) N durante a contração isométrica realizada em 90° de flexão.

A avaliação das forças internas da tibiofemoral também foi analisada por Baltzopoulos et al. (1995) durante a extensão de joelho realizada em dinamômetro isocinético nas velocidades de 30°/s, 90°/s, 150°/s e 210°/s. O objetivo foi verificar o efeito do aumento da velocidade de execução do gesto sobre as forças de compressão de cisalhamento posterior. Neste estudo somente foram apresentados valores de pico e, apenas com isso, uma análise sobre o comportamento da força não é possível.

Como resultado os autores apresentaram que, quanto menor a velocidade de execução do gesto, ou seja, durante a realização de extensão do joelho a 30°/s, maiores foram as forças de compressão. No entanto, este comportamento não ocorreu com a força de cisalhamento a qual não sofreu modificações significativas com o aumento da velocidade. Os picos de força de compressão foram de 7.4xPC (30°/s), 6.6xPC (90°/s), 5.8xPC (150°/s) e 5.7xPC (210°/s) e os picos de força de cisalhamento posterior foram de 0.9xPC (30°/s), 0.8xPC (90°/s), 0.7xPC (150°/s) e 0.8xPC (210°/s).

Wilk et al. (1996) avaliaram as forças internas da tibiofemoral durante a realização de extensão de joelho em cadeira extensora, exercício que ainda não havia sido avaliado. Diferente do exercício realizado em dinamômetro isocinético, a cadeira extensora apresenta uma carga externa fixa (valor selecionado na coluna de pesos do grupo) ao longo do movimento. Dessa forma, a carga externa representava o correspondente a 12 repetições máximas de cada sujeito. Além de avaliar as forças internas o objetivo do estudo também foi analisar as fases ascendentes (extensão) e

descendentes (flexão) da extensão do joelho. Assim como nos estudos de Kaufman et al. (1991) e Lutz et al. (1993) a mudança de sentido da força de cisalhamento também ocorre neste estudo, onde aos 40° a força, que era anterior, passa a adotar um sentido posterior. A força máxima de compressão encontrada durante a fase ascendente foi de $4598 \pm 2546\text{N}$ e na fase descendente de $4519 \pm 2514\text{N}$. As forças de cisalhamento posterior foram de $248 \pm 259\text{N}$ (ascendente) e $245 \pm 276\text{N}$ (descendente) e de cisalhamento anterior de 1178 ± 594 (ascendente) e 91 ± 9 (descendente).

Estas diferenças entre as magnitudes das forças nas fases ascendentes e descendentes estão relacionadas às diferenças da atividade eletromiográfica encontradas nestas fases. Assim, como a força muscular adicionada aos cálculos de força articular foi calculada com base na atividade eletromiográfica dos músculos, estas diferenças ocorreram.

Conforme foi descrito acima, uma característica comum aos quatro estudos descritos está relacionada a localização dos picos de força de compressão e cisalhamento posterior, sendo que primeira ocorre na porção inicial do exercício (próximo a 90° de flexão do joelho) e a segunda na ocorre na porção final (próximo a extensão máxima).

No estudo realizado por Escamilla et al. (1998) esta característica não se torna evidente, pois o pico de força de compressão não ocorre na porção inicial do exercício mas sim próximo à extensão. Neste estudo, os autores compararam as forças internas durante a realização de exercícios de extensão de joelho em CCA e CCF. Além disso, foram considerados no modelo os ligamentos cruzado anterior e posterior que assim como as forças de cisalhamento, também se alteraram com o movimento de extensão. Segundo os autores, a força no LCA ocorreu de 40° até 0° e a força no LCP de 90° à 40° de flexão.

Os picos de força no LCA foram de (142 ± 258) N (fase ascendente) e (158 ± 256) N (fase descendente) e os picos do LCP foram de (801 ± 221) N (fase ascendente) e (959 ± 300) N (fase descendente). Já os valores máximos de compressão foram de 3017 ± 1511 (fase ascendente) e (3285 ± 1927) N (fase descendente).

Mesmo apresentando valores de carga externa bastante similar ao estudo de Wilk. et al. (1993) a localização dos picos de compressão ascendentes e descendentes dos estudos não foram coincidentes. Não obstante, os modelos dos estudos apresentaram as mesmas variáveis para determinação das forças internas. Sendo assim, estas

diferenças podem estar relacionadas ao tipo de torque de resistência oferecido pela máquina extensora, porém a descrição do comportamento da resistência oferecida pela máquina não foi explicitado nos estudos.

Zheng et al. (1998), a partir de uma sofisticação no modelo matemático estimaram as forças internas tibiofemoral durante a extensão de joelho realizada em dinamômetro isocinético, agachamento e no “Leg Press”. O objetivo deste estudo foi definir o método de determinação das forças internas da tibiofemoral a partir da adição de mais uma variável da força muscular: a relação força-comprimento muscular. O máximo valor de força de compressão, no LCA e no LCP foram de 3285 ± 1927 N, 142 ± 257 N e 959 ± 300 respectivamente. Como o objetivo do estudo não foi avaliar as forças internas, e sim implementar o modelo já existentes os autores não especificaram exatamente em que ângulos as forças ocorriam e em que fase do exercício.

Um estudo especificamente desenvolvido para verificar o comportamento do LCA foi desenvolvido por Toutougi et al. (2000). Neste estudo, os participantes realizavam o exercício de extensão de joelho estaticamente nos ângulos 15°, 30°, 45°, 60° e 75° de flexão e dinamicamente nas velocidades angulares de 60°/s, 120°/s e 180°/s. Ambos foram realizados em dinamômetro isocinético efetuando contrações máximas.

As maiores forças sobre o ligamento cruzado anterior ocorreram para todas as velocidades angulares próximos aos 40° de flexão; entretanto, durante o exercício isométrico, o pico de força ocorreu aos 30° de flexão.

Comparando o pico de força sobre o ligamento nas diferentes velocidades este ocorreu na velocidade mais baixa, aos 60°/s, reiterando os resultados publicados por Baltzoupolos et al. (1995).

Além de modelos matemáticos que representam o sistema músculo-esquelético, alguns poucos estudos “*in vitro*” e “*in situ*” também apresentam as deformações ocorridas nos ligamentos cruzados durante situações de testes. A determinação destas deformações é uma tarefa difícil, pois envolvem problemas de ordem experimental e tecnológica complexas. Estes métodos informam as forças diretamente da articulação através da instrumentação “*in vivo*” de “strain gages” nos ligamentos cruzados, (Komistec et al., 2005) ou inserindo células de carga sob os ligamentos aderidos ao tecido ósseo “*in vitro*”.

O problema dos estudos “*in vitro*”, é a dificuldade em conseguir replicar o ambiente de carga na qual a articulação do joelho sofre durante atividades “*in vivo*”. Além disso, poucos estudos determinaram o comportamento da deformação do LCA durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta em humanos durante contração ativa.

Beynnon et al. (1998) observaram o comportamento da deformação do LCA durante a extensão de joelho realizada dinamicamente, sem carga externa, e utilizando uma caneleira de 45 N, e isometricamente nos ângulos de 15°, 30°, 60° e 90° com cargas fixas de 15 N e 30 N mantidas por dois segundos.

Durante a contração dinâmica, os maiores valores de deformação ocorreram próximas à extensão completa não apresentando diferenças significativas, apesar de existir uma tendência de aumento, da deformação do ligamento com o aumento da carga externa. A deformação do ligamento só iniciou a partir dos 40°, e, com isso, nos maiores ângulos, o ligamento apresentou uma deformação negativa, representativo de relaxamento. Entretanto, durante a contração isométrica os valores de deformação apresentaram diferenças significativas entre os ângulos de 15° e 30°, mas não entre as cargas nos mesmos ângulos. Nesta situação, os valores de deformação só ocorreram nos 30° e 16° de flexão.

De acordo com este estudo, Paulos et al. (1981) e Henning et al. (1985) também referem que as maiores deformações no LCA são encontradas após os 30° de flexão de joelho até a extensão completa. Nestes estudos, os autores determinam as deformações do LCA durante a extensão de joelho de forma isométrica.

2.3 Torque de resistência oferecido durante a extensão de joelho realizado em cadeia cinética aberta.

Durante a realização do exercício de extensão de joelho realizada em cadeia cinética aberta é notória a presença de um torque de resistência oferecido pelas estruturas posteriores que circundam o joelho. Esta resistência pode ser caracterizada por mecanismos passivos, representativos da capacidade de extensibilidade do sistema musculoesquelético e por mecanismos ativos, caracterizados pela co-contração entre agonista e antagonista simultaneamente (Yanagawa et. al., 2002; Krabak et al., 2001; Gajdosik, 2001 e Aagard et al., 2000).

O torque de resistência oferecido por mecanismos passivos pode ser causado por estruturas musculotendíneas (Gajdosik e col, 2001; Enoka, 2000; Takezawa et al.,1998; Purslow, 1989) e capsuloligamentares (Kapandji, 2000; Magee, 2000; Rodrigues, 1998; Dantas, 1998; Lehmkuhl, & Smith, 1987).

Segundo Gajdosik et al.,(2001) e Takezawa et al.,(1998) as ligações estáveis entre os miofilamentos de actina e miosina apresentam uma tensão em repouso que oferece resistência passiva quando submetidos a pequenas variações de comprimento a partir da posição de repouso. Tskhovrebova e Tirinick (2000) referem que as proteínas não contráteis titina e desmina são das estruturas que mais oferecem resistência passiva frente à alteração de comprimento de um músculo em repouso.

Outra estrutura que contribui significativamente ao torque de resistência são os elementos elásticos em paralelo (EEP) compostos pelas estruturas denominadas: endomísio, perimísio e epimísio. Estas estruturas desempenham um importante papel quando um músculo está sendo alongado de forma passiva (Gajdosik, 2001; Enoka, 2000), pois o colágeno, o principal componente do tecido conectivo do músculo, é responsável tanto pela integridade estrutural quanto pela força mecânica, podendo ser responsável pela rigidez e pela energia armazenada quando um músculo é alongado (Magnusson e col, 1996).

Além disso, ao longo da extensão de joelho as estruturas anatômicas como cápsula articular, ligamento cruzado anterior e posterior, ligamento colateral lateral e medial, menisco medial e lateral e ligamento patelar, vão sendo tensionadas. Por exemplo, nos últimos graus de extensão do joelho há uma ligeira rotação externa que coloca em tensão os ligamentos colaterais. Já os ligamentos cruzados estão submetidos a maiores esforços em rotação interna e extensão. Especificamente, sabe-se que o feixe anteromedial do LCA assim como o feixe anterior do LCP está mais tenso em flexão e que o feixe posterior lateral do LCA e o feixe posterior do LCP estão mais tensos em extensão (Kapanjdi, 2000).

Dantas (1998) descreveu que os últimos 10 a 20% do arco articular são caracterizados por apresentarem uma maior resistência ao movimento, pois é onde ocorre o limite da extensibilidade dos músculos, ligamentos e tecidos conectivos envolvidos.

Os métodos que caracterizam a resistência passiva à extensão do joelho estão bem descritos na literatura (Magnusson, 2000; 1998; 1997ab; 1996; a;b;c;d; McHugh et al., 1998; Mohr e col, 1998; Klinge e col, 1997, Chan et al., 2000) podendo ser observado um consenso entre eles. Geralmente a resistência é avaliada durante o movimento passivo contínuo (realizado por um dinamômetro isocinético) em baixas velocidades (Magnusson, 2000; 1998; 1997ab; 1996abcd; Klinge e col, 1997).

Magnusson et al. (2000; 1998; 1996, 1997) e Klinge e col, (1997) objetivando avaliar a influência de diferentes protocolos de alongamentos nas propriedades viscoelásticas da unidade musculotendínea, determinaram a resistência passiva das estruturas posteriores da coxa durante a extensão de joelho. Esta resistência ao movimento passivo foi definida pelo torque passivo oferecido pelo grupo dos músculos isquiotibiais durante a extensão passiva do joelho, usando um dinamômetro isocinético. De acordo com um protocolo, os sujeitos eram posicionados sentados, de forma a manter um ângulo entre o assento e a horizontal em 30°, estando a coxa alinhada à vertical. As posições do tronco e da coxa não permitiam que o indivíduo atingisse a máxima extensão do joelho, para que, dessa forma, a tensão ocorresse primariamente sobre a unidade musculotendínea, sem envolvimento da cápsula posterior ao joelho. A velocidade de execução do gesto foi controlada a 5°/s para que não existisse nenhuma atividade reflexa ao alongamento. Os autores encontraram torques de resistência entre 50 a 60 Nm na máxima extensão suportada pelos sujeitos. Assim, estes valores de torque de resistência são representativos da amostra, pois dependem de mecanismos multifatoriais como, por exemplo, a suportabilidade ao alongamento e as características intrínsecas da amostra (Laessoe e Voigt, 2004).

Klinge et al. (1997) verificaram a influência das posições do quadril, do joelho e do tornozelo no torque de resistência passivo durante a extensão passiva do joelho realizada em velocidade muito baixa. Na posição onde a extensão do joelho foi realizada com a coxa a 90° com relação ao quadril, o torque de resistência médio oferecido por dez sujeitos foi de aproximadamente 60 Nm.

Uma característica inerente aos estudos que avaliam a resistência passiva dos isquiotibiais ao movimento de extensão é que são realizados de forma passiva e em baixas velocidades, não reproduzindo os exercícios dinâmicos de extensão de joelho normalmente realizados em clínicas e academias de ginástica. Entretanto, sabe-se que a

resistência passiva ao movimento sempre ocorrerá independente do tipo de exercício, do grau de treinamento do indivíduo e de sua volição.

Nos modelos construídos para determinação das forças na articulação tibiofemoral utilizando a dinâmica inversa, poucos consideram o efeito do torque de resistência oferecido durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Classicamente, a dinâmica inversa não considera a atividade de co-contração durante a análise das forças, sendo este um dos principais motivos pelo qual o método pode subestimar as forças articulares. Os estudos que consideram o efeito da musculatura antagonista durante a extensão de joelho determinam esta variável através de suas características fisiológicas, como área de secção transversa, atividade eletromiográfica e relação força-comprimento.

Escamilla et al. (1998), Zheng et al. (1998) consideraram a força muscular oferecida pela musculatura antagonista durante a extensão do joelho que foi determinada por variáveis fisiológicas como área de secção transversa e atividade eletromiográfica.

Kellis et al. (1999), avaliando o efeito do método da normalização da atividade dos antagonistas durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta sugerem que se ela não for realizada corretamente, podem-se subestimar os valores de atividade eletromiográfica da musculatura antagonista. Segundo os autores, como a musculatura antagonista sofre uma contração excêntrica durante o gesto, a normalização de seu sinal deve ser realizado nesta mesma condição, e não durante contrações isométricas.

Kellis et al. (1997) determinaram o momento gerado pelos isquiotibiais durante a extensão de joelho realizada ativamente. Neste estudo o momento gerado pelos isquiotibiais foi calculado a partir da relação entre a integral do sinal eletromiográfico (IEMG) e o momento gerado pelo músculo ativamente em diferentes níveis de esforço gerando uma curva EMG-momento. Assim, o momento da musculatura antagonista exercido pelos isquiotibiais durante a extensão de joelho era predito através dos seus dados IEMG.

Kellis et al. (2001) realizaram um estudo examinando o efeito da força dos isquiotibiais sobre a força articular da tibiofemoral durante máxima contração concêntrica e excêntrica, dos extensores do joelho. A máxima força de compressão articular apresentada neste estudo foi de (10.19 ± 2.44) xPC, considerando a força dos isquiotibiais, e (8.46 ± 1.9) xPC sem considerá-la durante o movimento concêntrico. Os valores de pico máximo da força de cisalhamento posterior apresentado neste mesmo tipo de contração considerando a força dos isquiotibiais e não considerando, foram de

(2.06 ± 1.08) xPC, e (0.33 ± 0.2) xPC e as de cisalhamento anterior foram de (1.52 ± 0.69) xPC respectivamente. Durante o movimento excêntrico, as magnitudes máximas encontradas para a força de compressão foram de (12.7 ± 2.9) xPC e (11.34 ± 2.1) xPC com e sem a correção da musculatura antagonista. As forças de cisalhamento posterior foram de (1.87 ± 1.1) xPC e (0.39 ± 0.2) xPC e de cisalhamento anterior foram de (1.18 ± 0.88) xPC e (1.33 ± 0.53) xPC considerando e desprezando o efeito da co-contração. Dos dados apresentados, as forças de compressão e cisalhamento posterior apresentaram diferenças significativas entre considerar ou não a correção da musculatura antagonista.

Como descrito acima, os estudos que avaliam as forças internas da tibiofemoral determinam o torque realizado pelos isquiotibiais assumindo uma relação entre atividade eletromiográfica e força. Dessa forma, desconsideram a resistência passiva oferecida pelas estruturas que cruzam o joelho posteriormente. Não obstante, os valores de força e momento considerados para os isquiotibiais não são apresentados nos estudos.

Considerar o torque de resistência oferecido pelos isquiotibiais a partir de sua atividade eletromiográfica pode ser um problema, pois a literatura é contraditória quanto a esta questão. Enquanto alguns estudos defendem a existência da atividade eletromiográfica dos isquiotibiais durante a extensão de joelho ativa, outros afirmam que ela é insignificante.

A contração ativa dos isquiotibiais concomitante ao quadríceps pode estar associada a mecanismos reflexos como: a interação LCA-isquiotibiais (Yanagawa et al., 2002; Ostering et al., 2001; Simonsen e col., 2000; Zhang et al., 1998; Raunest et al., 1996), resposta à atividade fusca (Krabak et al., 2001; Rothwell, 1994, Enoka, 1994) e incoordenação intramuscular na co-ativação entre quadríceps e isquiotibiais durante a extensão de joelho (Andrews et al., 2000; Aagard et al., 2000; Draganich et al., 1989; Baratta e col., 1988).

Muitos estudos (Yanagawa T et. al., 2002; Toutoungi et. al., 2000; Aagard et al., 2000; Shelbourne & Pandy, 1998; Kellis 1998; O'Connor J. J., 1993; Draganich et al., 1989) apontam que, durante a extensão de joelho, há contração dos isquiotibiais para restringir a translação anterior da tíbia. No entanto, o grau de restrição oferecido pelos músculos isquiotibiais será influenciado pela presença de lesão parcial ou total do LCA (Simonsen e col., 2000), pelo ângulo de flexão de joelho, pela velocidade de execução do

movimento (Baratta e col, 1988) e pelo torque externo imposto ao quadríceps (Aagard et al., 2000; Raunest et al., 1996).

Hagood et al. (1990) avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos quadríceps e isquiotibiais durante a extensão de joelho, executada nas velocidades angulares de 15°/s a 240°/s em indivíduos saudáveis. Seus resultados demonstraram que houve maior co-ativação nos últimos 40° de flexão de joelho e quando o movimento era realizado nas maiores velocidades angulares. Entretanto, os valores de co-ativação não foram maiores que 8% da contração voluntária máxima.

Draganich et al. (1989) observaram a presença de sinal eletromiográfico dos isquiotibiais durante a extensão de joelho realizada a uma velocidade angular de 10°/s com cargas de 1.8, 3.6, 5.4, 7.2 kg no tornozelo. A maior co-ativação observada ocorreu próximo à extensão máxima e quando executado com a maior carga.

Contrário a estes estudos, Nissell et al. (1989) e Osterning et al. (1983) sugerem que a atividade eletromiográfica dos isquiotibiais é desprezível durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

A partir dos estudos acima descritos pode-se concluir que atribuir valores para o torque de resistência oferecido pela musculatura antagonista através do seu sinal eletromiográfico pode ser inconsistente porque, além de em alguns estudos esta atividade inexistir ou ser insignificante, noutros ela é muito pequena. No entanto, em todos os estudos que avaliaram o torque de resistência de forma passiva, os métodos foram detalhadamente descritos e representam o comportamento mecânico do músculo, que independe de sua atividade eletromiográfica. Isso significa que, mesmo ocorrendo pequenas contrações dos isquiotibiais durante o teste, este comportamento terá como resultado um torque flexor que será captado através da análise de forma passiva.

Ao avaliar o torque de resistência de forma passiva, deve-se considerar o comportamento viscoelástico do sistema musculoesquelético, que determina que a deformação do tecido dependerá da taxa de aplicação de força a que estrutura está sendo submetida Butler e col (2003). Por exemplo, em altas taxas de aplicação de força, a rigidez do sistema musculoesquelético irá aumentar, a deformação e também o armazenamento de energia. O aumento da rigidez músculo-esquelética com o aumento

da demanda muscular durante atividades esportivas já foi previamente descrito (Granata et al., 2001).

A partir da revisão de literatura apresentada, percebe-se a necessidade de um modelo matemático que considere as forças da articulação tibiofemoral contemplando as seguintes características:

- Que seja um sistema bidimensional, pois contempla as características cinemáticas da articulação em questão;
- Que informe as forças de compressão e cisalhamento, pois são forças que estão relacionadas a estruturas fundamentais da tibiofemoral como os ligamentos cruzados e os meniscos;
- Que considere o torque de resistência dos isquiostibiais durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta, visto as grandes magnitudes geradas por esta estrutura.

3. Materiais e métodos

3.1. Problema

- Qual a influencia do aumento da velocidade de execução e do aumento da carga externa do exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta nas forças da articulação tibiofemoral?

3.2. Definição operacional das variáveis

- Forças Internas: forças articulares e musculares resultantes, determinadas indiretamente pelo método da dinâmica inversa.
- Força Articular: força que age nas extremidades dos segmentos. Pode ser decomposta em força longitudinal e transversal ao segmento.
- Força Tibiofemoral Longitudinal: Força que age no sentido longitudinal da tibia, podendo ser interpretada em força de compressão e de tração.
- Força Tibiofemoral Transversal: Força que age no sentido transversal da tibia, podendo ser interpretada em força de cisalhamento anterior e posterior.
- Força de compressão: aproxima a tibia do fêmur.
- Força de tração: afasta a tibia do fêmur.
- Cisalhamento anterior: força que apresenta um sentido anterior sobre o platô tibial, realizada primariamente pelo ligamento cruzado posterior.
- Cisalhamento posterior: força que apresenta um sentido posterior sobre o platô tibial, realizada primariamente pelo ligamento cruzado anterior.
- Carga externa: peso do segmento perna-pé e das caneleiras de 5 kg e 10 kg.
- Velocidade de execução do exercício: 45°/s, 90°/s e 180°/s.
- Momento proximal: Momento resultante na articulação do joelho gerado pela musculatura, podendo ser extensor ou flexor.
- Componente Inercial: Efeito inercial que o segmento perna-pé e as caneleiras impõem ao movimento.
- Feedback auditivo contínuo (FAC): sinal sonoro auditivo de frequência e amplitude variável utilizado para execução dos exercícios.

3.3. Amostra

Este estudo foi realizado com 8 indivíduos do sexo masculino, praticantes de atividades físicas, sem história de lesão articular, e que firmaram voluntariamente um termo de consentimento. A idade média dos indivíduos foi de $(26,0 \pm 6,0)$ anos, massa de $(72,8 \pm 2,4)$ kg, altura de $(175,0 \pm 3,0)$ cm e tamanho de tíbia de $(41,0 \pm 1,5)$ cm.

3.4.1 Critérios de exclusão da amostra:

- História de lesão no joelho;
- Sinais positivos aos exames físicos específicos para verificação de lesão no joelho;
- Sedentarismo;

3.4.2 Critérios de inclusão da amostra:

- Prática regular de musculação com frequência máxima de três vezes por semana e mínima de duas vezes por semana;
- Presença de ângulo Q satisfatório (10 a 15°);

3.4. Procedimentos de coleta

Este estudo foi dividido em dois procedimentos de coleta: a coleta 1, em que foram realizados os exercícios de extensão de joelho dinamicamente, e a coleta 2, que incluiu a realização de movimentos passivos, como representado no diagrama esquemático da figura 3.4.1.

Os dados adquiridos pela coleta 1 foram utilizados para os cálculos das forças da articulação tibiofemoral e os dados da coleta 2 para a determinação experimental da resistência oferecida durante a extensão de joelho. Esta última serviu de implementação aos cálculos da força articular.

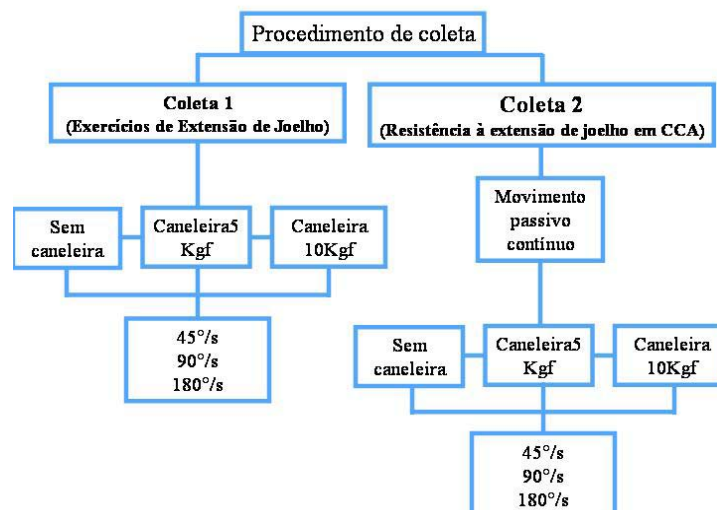


Figura 3.4 1 – Esquema representativo da organização do procedimento de coleta.

3.4.1 Procedimento de coleta 1:

Primeiramente foram realizadas as medidas antropométricas dos sujeitos, como massa corporal total, estatura e tamanho da tíbia, sendo o tamanho da tíbia determinado pela distância entre a porção mais distal do maléolo lateral e a interlinha do joelho. Em seguida, os indivíduos realizavam um aquecimento por cinco minutos em bicicleta ergométrica regulada a 50 Watts. Depois de realizado o aquecimento e as medidas, os sujeitos foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético de forma a manter um ângulo de 90° entre tronco e coxa. Para manutenção deste posicionamento os sujeitos foram firmemente fixados a cadeira com auxílio de cintas largas de velcro e cinto de quatro pontos. A postura adotada pelos sujeitos pode ser vista na figura 3.4.1.1



Figura 3.4.1 1 – Postura adotada pelos sujeitos durante a execução da coleta 1.

Antes da realização do protocolo de exercício fez-se um ensaio para orientação da velocidade e amplitude de movimento em cada situação de teste. Assim, foi indicado a todos os sujeitos que flexionassem o joelho até aproximadamente 90° e a seguir o estendessem o máximo possível. Todo o protocolo foi realizado dinamicamente, e sua ordem de realização foi pré-determinada de forma a que nenhum sujeito realizasse seqüência igual à de outro. A aleatoriedade da ordem de execução procurou evitar efeitos específicos de cada repetição sobre o sistema musculoesquelético.

As caneleiras foram fortemente fixadas na porção mais distal da tíbia com faixas de velcro visando impedir seu deslocamento.

O protocolo realizado pela amostra consistiu em: cinco repetições de extensão de joelho em cadeia cinética aberta realizada sem carga externa, com caneleiras de 5 kg e 10 kg. Todo o protocolo foi executado em três velocidades angulares médias: 45°/s, 90°/s e 180°/s.

O controle da velocidade angular média foi determinado por um feedback auditivo contínuo (FAC) elaborado especialmente para esta coleta. O FAC consistiu em um som contínuo com frequência e amplitude crescente durante a extensão e decrescente durante a flexão.

Após o término do protocolo os sujeitos foram orientados a realizar alongamentos para os membros inferiores.

3.4.2 Procedimento de coleta 2:

Assim como na coleta 1, o procedimento de coleta 2 também constou de um aquecimento prévio de 5 minutos em bicicleta ergométrica (50 Watts). A seguir, os sujeitos foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético. Uma atenção especial foi dada à fixação da pelve dos sujeitos nesta coleta. Muitos estudos têm enfatizado a importância da fixação pélvica durante a avaliação do torque de resistência dos isquiotibiais durante o gesto passivo (Brown et al., 1993; Gajdosik et al., 1990; Gajdosik et al., 1991). Estes autores afirmam que se a pelve não for bem estabilizada, os isquiotibiais podem mover-se, e desta forma o glúteo máximo juntamente com os extensores lombares podem contribuir para gerar um torque flexor sobre o dinamômetro.

Além dos cuidados de fixação pélvica, o assento da cadeira também foi inclinado a 10°. Assim, o ângulo formado entre o tronco e a coxa, nesta coleta, foi de 80°. Esta

pequena inclinação foi feita para evitar compensações da bacia quando o joelho fosse estendido passivamente (figura 3.4.2.1).



Figura 3.4.2 1 – Vista lateral esquerda do posicionamento dos sujeitos na cadeira do dinamômetro isocinético durante a coleta 2.

O protocolo realizado pela amostra consistiu em cinco repetições de extensão de joelho em movimento passivo contínuo executado na velocidade média de $45^{\circ}/s$, $90^{\circ}/s$ e $180^{\circ}/s$. Este protocolo foi realizado sem caneleira e com caneleiras de 5 kg e 10 kg.

3.5 Instrumentação

Os instrumentos utilizados durante a coleta de dados foram: um eletrogoniômetro, um dinamômetro isocinético, um braço instrumentado com “*strain gauges*” acoplados ao dinamômetro isocinético, um goniômetro manual, uma fita métrica e caneleiras de 5 kg e 10 kg.

3.5.1 Eletrogoniômetro

Eletrogoniômetros são dispositivos designados para medir a rotação de uma articulação simples, Allard et al. (1995). Vários estudos utilizam eletrogoniômetros para verificação de medidas de posição angular da articulação do joelho (Devan et al., 2004; Edwards et al., 2001; Van Sint Jan et al., 2002).

Kuiken et al. (2004) realizaram um estudo investigando a precisão das medidas informadas por um goniômetro computadorizado comparado às medidas com goniômetros manuais na articulação do joelho. Os resultados deste estudo mostraram uma correlação de 98.5% entre as medidas do goniômetro computadorizado e as

medidas manuais efetuadas por clínicos. Desta forma, os autores consideraram o goniômetro computadorizado um instrumento confiável de medida.

Sailer et al. (200a) compararam as medidas angulares de joelhos de 24 pacientes com alterações degenerativas, entre a medida no eletrogoniômetro e em radiografias. Os autores não encontraram diferenças estatísticas entre as medidas provenientes do eletrogoniômetro e das medidas radiografadas, sugerindo que a utilização das medidas provenientes do eletrogoniômetro para fins diagnósticos são confiáveis.

O eletrogoniômetro utilizado para determinação da posição angular dos sujeitos foi da marca Biometrics® modelo XM65, bidimensional como ilustra a figura 3.5.1.1. O mecanismo de funcionamento consiste em dois pequenos blocos que envolvem as extremidades de uma mola em cuja circunferência se acoplaram *strain gauges*. Os pequenos blocos foram fixados paralelamente ao plano de análise da articulação tibiofemoral. Desta forma, variações na posição da mola deformam os *strain gauges* (previamente calibrados segunda as especificações do fabricante), que informam uma variação de voltagem.

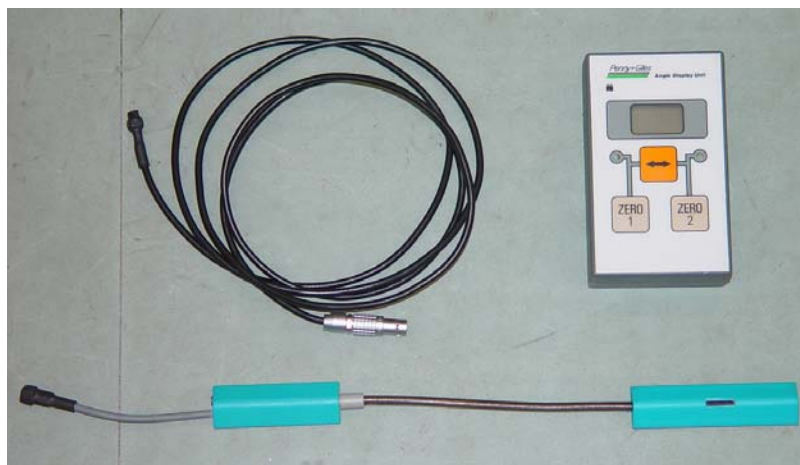


Figura 3.5.1 1 – Eletrogoniômetro bidimensional utilizado nas coletas de dados.

Os dados provenientes do eletrogoniômetro foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 1000 Hz.

O eletrogoniômetro teve sua haste móvel posicionada no braço instrumentado e sua haste fixa presa a um aparato externo imóvel (figura 3.5.1.2).

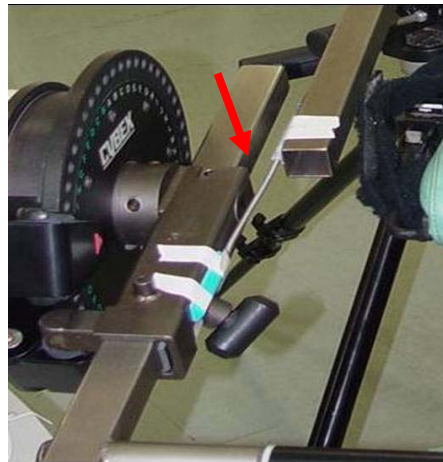


Figura 3.5.1 2 – Posicionamento do eletrogoniômetro no braço instrumentado do dinamômetro isocinético.

3.5.2 Dinamômetro Isocinético

Para determinação do torque de resistência gerado durante a extensão passiva do joelho foi utilizado um dinamômetro isocinético da marca Cybex® norm (figura 3.5.2.1). Depois de realizados os devidos ajustes às medidas dos sujeitos o dinamômetro foi programado para efetuar cinco repetições no modo passivo (CPM – Continuous Passive Movement) em três diferentes velocidades.



Figura 3.5.2 1 – Dinamômetro isocinético da marca Cybex®, modelo Norm.

3.5.3 Braço instrumentado:

Foi acoplado ao dinamômetro isocinético um braço instrumentado com *strain gauges* que informava a força a ele imposta nos sentidos longitudinal e transversal

(Figura 3.5.3.1). Foram utilizadas somente as informações da força transversal ao braço. Estas informações foram adquiridas a uma frequência de amostragem de 1000 Hz.

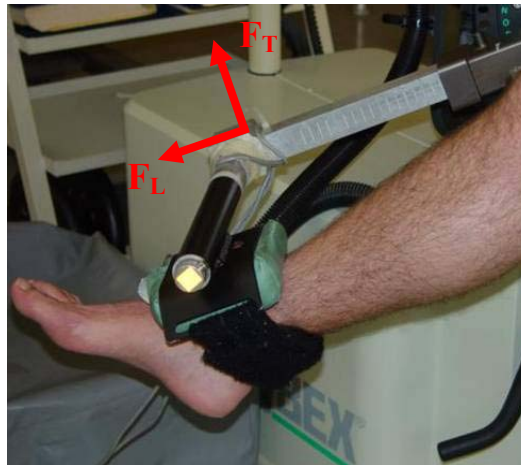


Figura 3.5.3 1 – Braço instrumentado com *strain gauges* acoplado ao dinamômetro isocinético para obtenção dos torques.

FT = força transversal FL= força longitudinal.

3.6 Modelo matemático para determinação das forças articulares da articulação tibiofemoral:

A determinação das forças e momentos presentes durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta foi calculada com base na dinâmica inversa.

Descrita primeiramente por Fenn et al. (1930), esta técnica utiliza como premissa as equações de Newton-Euler o qual considera que o somatório das forças é um produto da massa pela aceleração e o somatório dos momentos é o produto do momento de inércia pela aceleração angular dos segmentos analisados. Desta forma, obtem-se as seguintes equações representativas do equilíbrio dinâmico:

$$\sum F = ma \quad (1)$$

$$\sum M = I\alpha \quad (2)$$

Winter (1990) descreveu algumas limitações e restrições próprias da dinâmica inversa, que devem ser reconhecidas e assumidas na utilização da técnica. Sejam elas:

- Cada segmento possui massa fixa localizada em um ponto que será assumido como o centro de massa.
- A localização de cada centro de massa permanecerá fixo durante todo o movimento;

- As articulações são consideradas como dobradiças, ou seja, o centro de rotação articular permanece fixo durante todo o movimento;
- O momento de inércia de cada segmento permanece constante durante o movimento;
- O comprimento de cada segmento permanece constante durante o movimento;
- Os músculos atuam nas extremidades dos segmentos gerando somente momentos resultantes.
- Não são considerados efeitos de co-contração durante o movimento.

O método desenvolvido para este estudo assume todas as limitações inerentes à técnica, exceto pelas duas últimas condições. No método desenvolvido, foi considerado o efeito do torque de resistência à extensão de joelho em cadeia cinética aberta que, apesar de apresentar algumas limitações, por representar uma situação passiva, representa o efeito da musculatura antagonista. Além disso, os músculos, no presente contexto, não geram apenas torques, pois os músculos foram implementados aos cálculos, como geradores de força conforme será descrito adiante.

O modelo assumido neste estudo foi bidimensional, no plano sagital direito. Apesar de muitos estudos analisarem as forças na articulação tibiofemoral em um modelo tridimensional, a maioria dos estudos não apresentam o comportamento das forças do plano transversal e coronal, por considerá-las insignificantes (Komistec et al., 2005; Escamilla et al., 2000; Zheng et al., 1998; Wilk et al., 1996).

Segundo Kapandji (2000) a articulação tibiofemoral apresenta essencialmente três graus de liberdade. No entanto, a sua principal função está associada ao eixo sagital responsável pela flexo-extensão. Segundo o autor, movimentos no eixo longitudinal, que permitem o movimento rotacional, só ocorrem quando o joelho está posicionado em um ângulo de 90° de flexão. Movimentos no plano longitudinal estão associados a alterações patológicas.

Kaufman et al. (1991), descreveram o comportamento da força médio-lateral da articulação tibiofemoral durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta efetuado em dinamômetro isocinético realizado com um modelo tridimensional. Segundo os autores, as forças nestes ângulos podem ser menosprezadas por apresentarem magnitudes próximas a zero ao longo de todo movimento.

A partir destes estudos, foi assumido que a análise no plano sagital seria suficiente, visto a irrelevância das magnitudes das forças nos demais planos. A figura 3.6.1 representa esquematicamente a situação de análise. A origem do sistema de referência global foi admitida como no centro da articulação e tido como fixo. A estabilização da coxa durante o movimento foi considerada e medido o ângulo desta com a horizontal. Sendo assim, o eixo X do sistema global foi considerado a partir do ângulo da coxa com a horizontal e o eixo Y perpendicular a ele. O sistema de referência local foi determinado por um eixo y' longitudinal à tibia e um eixo x' perpendicular a este. O segmento analisado foi considerado como um segmento perna-pé fixo, isto é, não foram considerados torques na articulação do tornozelo.

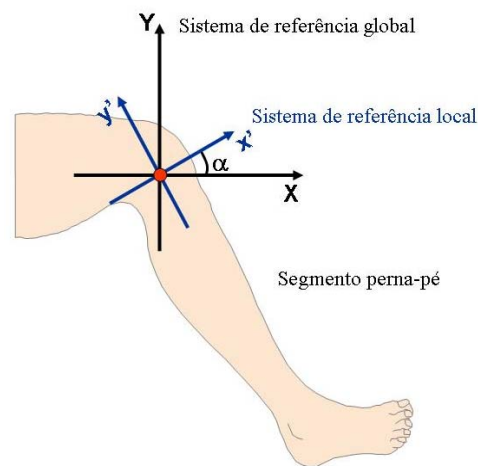


Figura 3.6 1 – Desenho esquemático do referencial global (sistema de coordenada em preto (Y,X) e local (sistema de coordenada em azul y',x').

As forças e torques atuantes no segmento perna-pé podem ser visualizadas no desenho esquemático representado na figura 3.6.2. Neste esquema são apresentadas duas condições consideradas nos cálculos. Na condição **A** o torque resultante foi extensor e na situação **B** foi flexor. Desta forma, para cada situação de torque resultante, será implementado um grupo muscular atuante. As equações vetoriais consideradas genericamente para ambas as situações foram as seguintes:

$$\vec{F}_A + \vec{F}_p + \vec{F}_{mQ} + \vec{F}_{ca} = m\vec{a} \quad (3)$$

$$\vec{T}_P + \vec{T}_R + \vec{T}_{pp} + \vec{T}_{ca} = I\vec{\alpha} \quad (4)$$

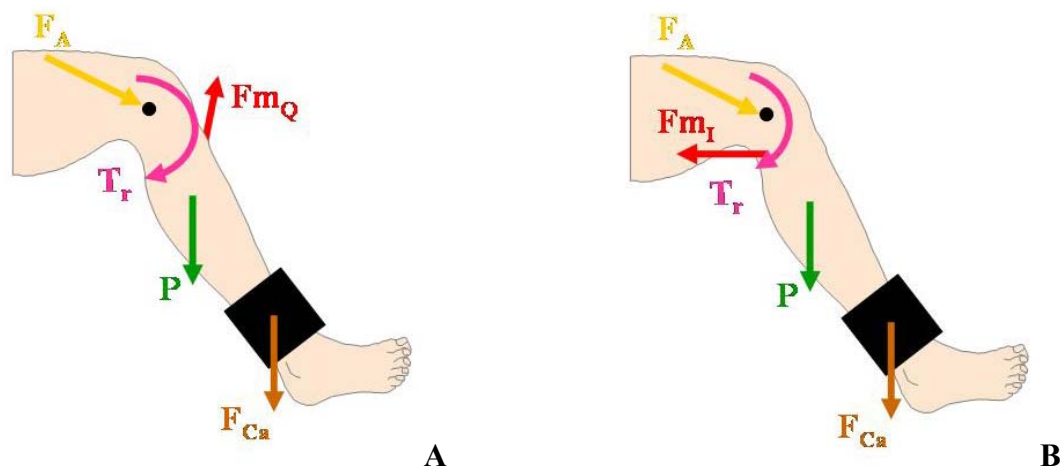


Figura 3.6 2 – Desenho esquemático das forças e momentos atuantes no segmento perna-pé. Situação A - momento proximal resultante extensor. Situação B - momento proximal resultante flexor.

F_p = força proximal; F_A = força articular; F_{mQ} = força muscular do quadríceps; F_{mI} = força muscular dos isquiotibiais; T_p = torque proximal; T_{pp} = torque do segmento perna-pé; T_r = torque de resistência; P = peso do segmento perna-pé; F_{ca} = força da canelera.

Decomponho as equações vetoriais (3) e (4) nas direções X e Y obtemos as seguintes equações escalares (5), (6) e (7):

$$F_A^x + F_m^x + F_{ca}^x = ma^x \quad (5)$$

$$F_A^y + F_p + F_m^y + F_{ca}^y = ma^y \quad (6)$$

$$T_p + T_r + F_p \times d_p^\perp + F_{ca} \times d_{ca}^\perp = I\alpha \quad (7)$$

Onde,

$F_{A,x}$	componente da força articular em X;
$F_{m,x}$	componente da força muscular em X;
$F_{ca,x}$	componente da força da canelera em X;
$F_{A,y}$	componente da força articular em Y;
$F_{m,y}$	componente da força muscular em Y;
$F_{ca,y}$	componente da força da canelera em Y;
F_p	força do segmento perna-pé;
T_p	torque proximal;
T_r	torque de resistência;
d_p^\perp	distância do centro de massa do segmento perna-pé até o centro de rotação do joelho;
d_{ca}^\perp	distância do centro de massa da canelera até o centro de rotação do joelho.

Conforme demonstrado nas equações é necessário reconhecer todas as variáveis envolvidas para que se obtenham as forças articulares e o torque proximal. As informações sobre a massa e o centro de massa do segmento perna-pé foram determinadas por tabelas antropométricas descritas por Clauser (1969) e os valores do momento de inércia através dos dados informados por Dempster (1955). Os dados referentes às acelerações angular e linear são retirados da dupla derivação dos dados de posição provenientes do eletrogoniômetro.

Os dados referentes ao centro de massa e ao momento de inércia da caneleira podem ser visualizadas na figura 3.6.3. Foi convenientemente considerado que o centro de massa da caneleira estava em seu centro geométrico, implicando seu raio de giração (ρ) como a distância entre o centro de massa até o eixo de rotação da articulação tibiofemoral.

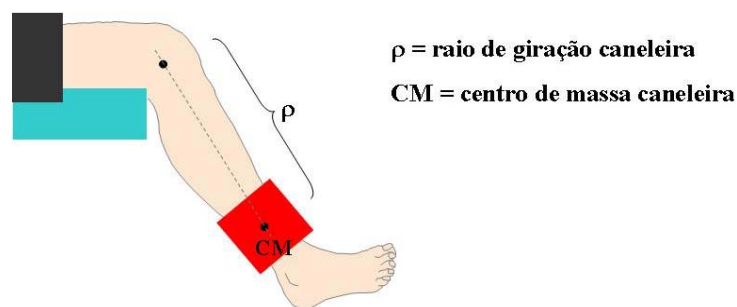


Figura 3.6.3 – Determinação do centro de massa e do momento de inércia da caneleira.

A variável correspondente ao torque de resistência (Tr) será descrita na próxima seção intitulada determinação experimental do torque de resistência oferecido à extensão de joelho realizada em cadeia cinética aberta. Dessa forma, o Tr poderia somar ou subtrair do Torque proximal (Tp).

A força muscular foi considerada a partir da determinação prévia do torque proximal. Dessa forma, primeiramente foi obtido o valor do torque proximal para então, a partir de parâmetros mecânicos como distância perpendicular e linha de ação retirados da literatura, se obtivesse a força muscular. Os parâmetros mecânicos do ligamento patelar, dos músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso foram obtidos do estudo desenvolvido por Herzog et al. (1993). Neste estudo, os autores informam a distância perpendicular e a linha de ação da maioria das estruturas que compõem o joelho, como músculos e ligamentos, obtidos a partir do valor médio de cinco cadáveres.

Não obstante, os autores apresentam estes parâmetros mecânicos através de equações em função do ângulo de flexão do joelho, o que facilita a implementação de tais variáveis. Assim, optou-se em utilizar todos os parâmetros provenientes de um mesmo estudo, já que a maioria dos trabalhos determina ou a distância perpendicular (Spoor & van Leeuwen, 1992; Kellis & Baltzopoulos, 1998; Visser et al., 1990) ou a linha de ação das estruturas (van Eijden et al., 1985, 1986) ou informações sobre os ligamentos (Moeinzadeh et al., 1983), separadamente.

A figura 3.6.4 informa o referencial local utilizado por Herzog et al. (1993) na orientação dos parâmetros mecânicos das estruturas do joelho.

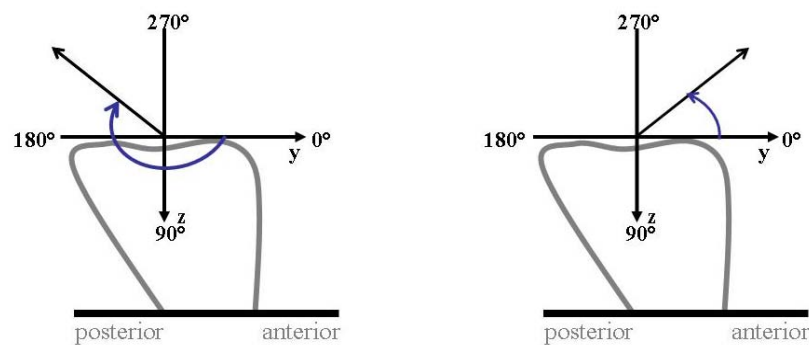


Figura 3.6 4 – Referencial utilizado por Herzog et al. (1993).

As equações de regressão (8), (9), (10) e (11) apresentam as distâncias perpendiculares do tendão patelar (D_q^\perp) e dos músculos bíceps femoral (D_{bf}^\perp), semimembranoso (D_{sm}^\perp) e semitendinoso (D_{st}^\perp) respectivamente:

$$D_q^\perp = 0.0447 \times 10^{-5} \times \theta^3 - 0.896 \times 10^{-3} \times \theta^2 + 0.0420 \times \theta + 4.41 \quad (8)$$

$$D_{bf}^\perp = 0.238 \times 10^{-7} - 0.878 \times 10^{-5} \times \theta^3 + 0.855 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.926 \times \theta + 1.46 \quad (9)$$

$$D_{sm}^\perp = 0.277 \times 10^{-7} - 0.880 \times 10^{-5} \times \theta^3 + 0.681 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.0161 \times \theta + 2.84 \quad (10)$$

$$D_{st}^\perp = -0.531 \times 10^{-5} \times \theta^3 + 0.690 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.586 \times \theta - 0.411 \quad (11)$$

Onde,

θ , ângulo de flexão do joelho.

A distância perpendicular dos músculos isquiotibiais foi obtida a partir da média das três equações conforme sugerido por Herzog. A figura 3.6.5 apresenta os gráficos da distância perpendicular em função do ângulo de flexão do tendão patelar (A) e o valor médio dos isquiotibiais (B).

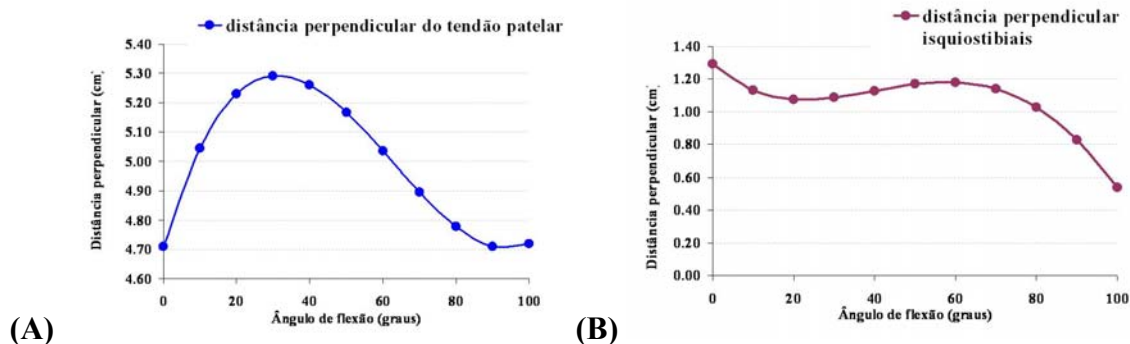


Figura 3.6 5 – Distância perpendicular do tendão patelar e média dos isquiotibiais obtidas do estudo de Herzog & Read (1993).

Dependendo do sentido do torque proximal, ou seja, extensor ou flexor, a correspondente distância perpendicular foi assumida. Assim, se o torque proximal resultante representasse um torque anti-horário, dividiu-se o torque pela distância perpendicular do tendão patelar; caso contrário, num torque horário, dividiu-se o torque pelo valor médio das distâncias perpendiculares dos músculos isquiotibiais.

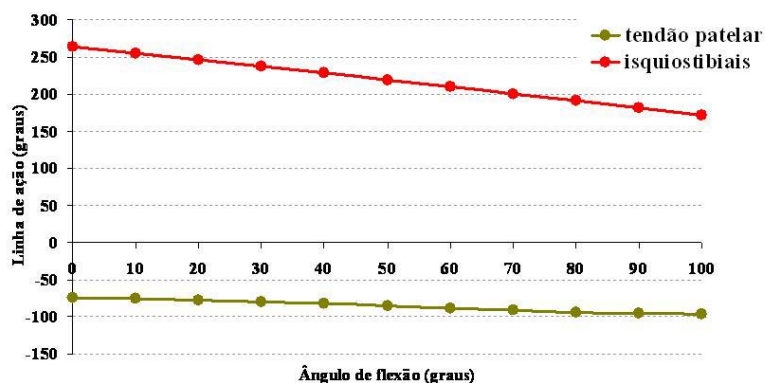


Figura 3.6 6 – Linha de ação do tendão patelar (linha vermelha) e dos isquiotibiais (verde) em função do ângulo de flexão do joelho.

Reconhecidas as magnitudes das forças musculares, as equações (12), (13), (14) e (15) foram utilizadas para determinar as linhas de ações musculares do tendão patelar

(LA_{TP}), e dos músculos bíceps femoral (LA_{BF}), semimembranoso (LA_{SM}) e semitendinoso (LA_{ST}) respectivamente. A figura 3.7.6 apresenta o gráfico dos valores da linha de ação do tendão patelar e do valor médio dos isquiotibiais. Assim como a distância perpendicular, também foi utilizado um valor representativo do comportamento médio da linha de ação dos isquiotibiais.

$$LA_{TP} = 0.309 \times 10^{-4} \times \theta^3 - 0.475 \times 10^{-2} \times \theta^2 - 0.575 \times 10^{-1} \times \theta - 74.4 \quad (12)$$

$$LA_{BF} = -0.712 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.872 \times \theta - 275 \quad (13)$$

$$LA_{SM} = -0.852 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.888 \times \theta - 260 \quad (14)$$

$$LA_{ST} = 0.619 \times 10^{-5} \times \theta^3 - 0.263 \times 10^{-3} \times \theta^2 - 0.816 \times \theta - 255 \quad (15)$$

Onde,

θ , ângulo de flexão do joelho.

Para fins ilustrativos, a figura 3.6.7 apresenta um diagrama esquemático da vista sagital da linha de ação do tendão patelar (A) e dos isquiotibiais (B) nos ângulos 0° , 40° , 80° e 120° de flexão do joelho.

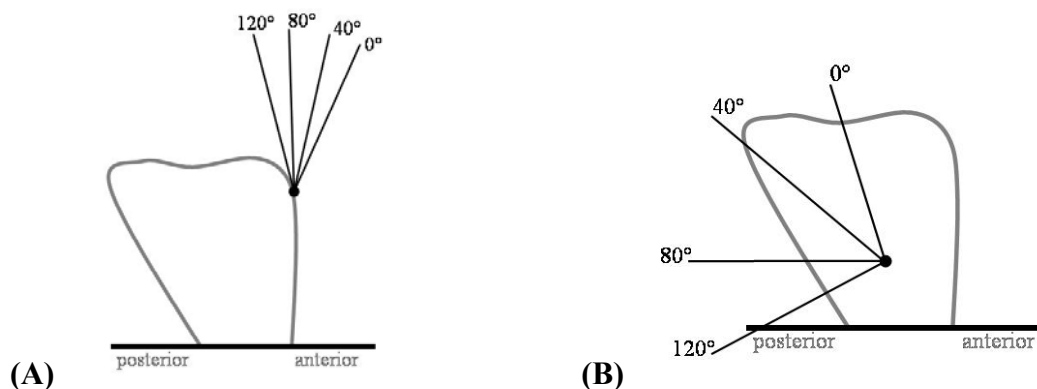


Figura 3.6 7 - Diagrama esquemático da linha de ação do tendão patelar e dos isquiotibiais vista lateralmente.

A partir do reconhecimento de todas as variáveis consideradas nas equações (5, 6 e 7) os valores de força de compressão e cisalhamento podem ser determinados. Entretanto, foram acrescentados ao modelo os ligamentos cruzados anterior e posterior. As linhas de ação dos ligamentos foram também retiradas do trabalho descrito por Herzog et al. (1993). Desta forma, foi adicionada ao sistema de referência a localização

dos ligamentos cruzado anterior e posterior através de sua linhas de ação. Assim, a força nos ligamentos foi determinada a partir da força resultante do joelho, (reação da força articular), que foi decomposta em suas componentes X' e Y' da tibia. A linha de ação dos ligamentos cruzados em função do ângulo de flexão do joelho (figura 3.6.8) e o diagrama esquemático da linha de ação do ligamento cruzado anterior (A) e posterior (B) nos ângulos 0°, 40°, 80° e 120° de flexão do joelho podem ser vistos na figura 3.6.9.

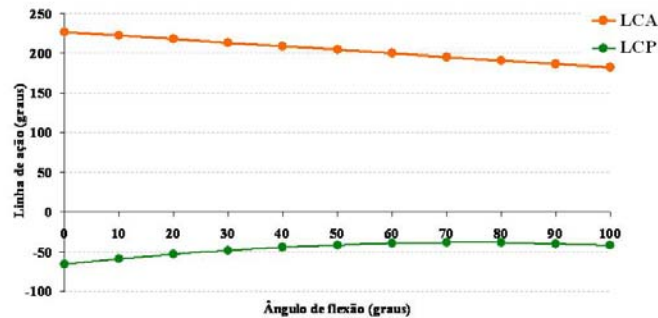


Figura 3.6 8 – Linha de ação do LCA e LCP em função do ângulo de flexão do joelho.

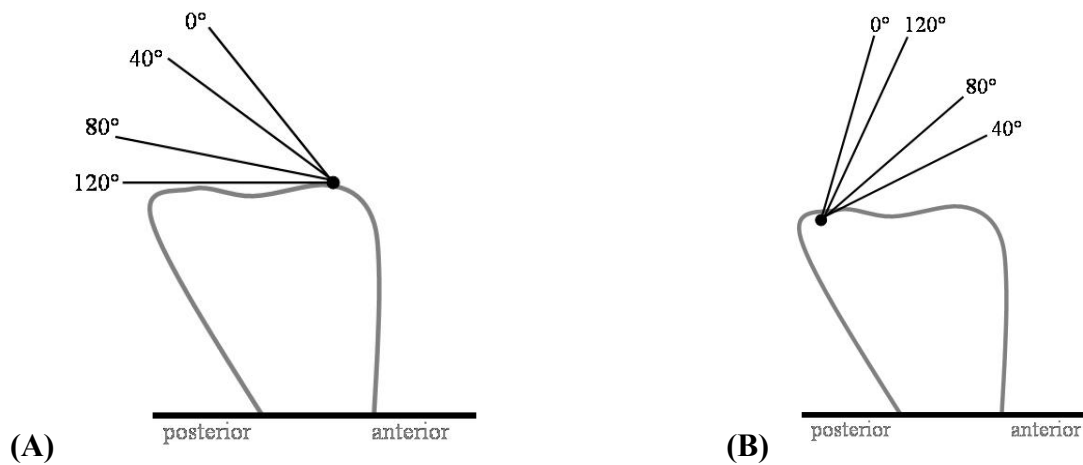


Figura 3.6 9 - Diagrama esquemático da linha de ação do ligamento cruzado anterior (LCA) e do ligamento cruzado posterior (LCP) vista lateralmente.

A decomposição da força resultante para determinação da força nos ligamentos cruzados pode ser visualizada na figura 3.6.10 e 3.6.11 para o ligamento cruzado anterior (LCA) e posterior (LCP) respectivamente.

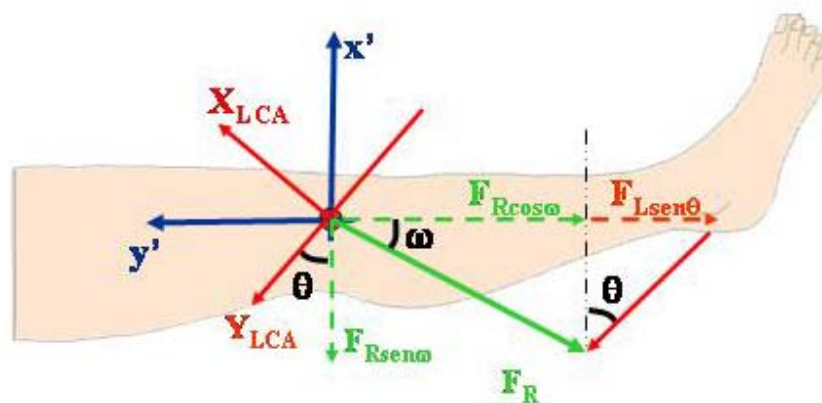


Figura 3.6 10 – Desenho esquemático representativo da força no ligamento cruzado anterior LCA.

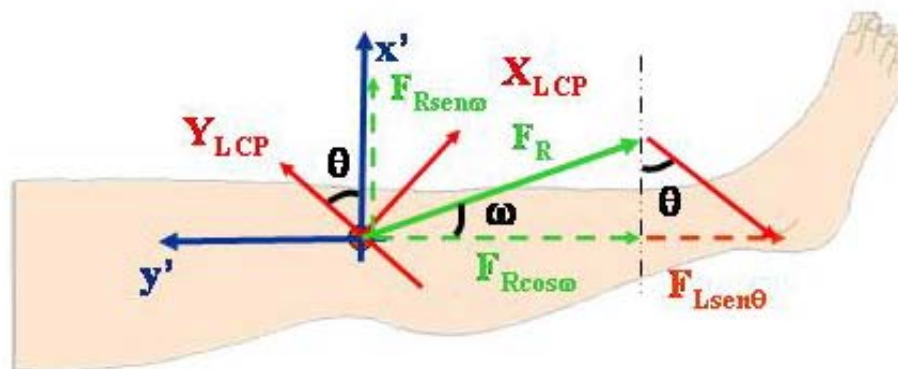


Figura 3.6 11 – Desenho esquemático representativo da força no ligamento cruzado posterior LCP.

3.7 Determinação experimental da resistência oferecida durante a extensão de joelho realizada em cadeia cinética aberta

O torque de resistência oferecido durante a extensão de joelho em cadeia cinética aberta (Tr) foi calculado a partir da equação de equilíbrio dinâmico dos torques. A figura 3.7.1 apresenta os torques considerados para a determinação do torque de resistência oferecido durante a extensão de joelho. Para fins de cálculo e análise foram pré-determinados que valores de torque negativos sejam representativos de torque extensor e valores positivos de torque flexor.



Figura 3.7 1 – Torques considerados para determinação do T_r . A figura representa o início da extensão.

A partir dos torques considerados o valor do T_r foi obtido através das seguintes equações:

$$\sum \vec{T} = I\vec{\alpha} \quad (16)$$

$$\vec{T}_P + \vec{T}_R + \vec{T}_{pp} + \vec{T}_{ca} = I\vec{\alpha} \quad (17)$$

$$\vec{T}_R = I\vec{\alpha} - \vec{T}_{pp} + \vec{T}_P + \vec{T}_{ca} \quad (18)$$

O torque do dinamômetro isocinético (T_{cy}) foi obtido através dos dados provenientes do braço instrumentado, portanto apresentou um comportamento exclusivamente extensor. Dessa forma, foi multiplicada a esta força uma distância perpendicular determinada entre o ponto de aplicação da força no dinamômetro até o eixo de rotação do joelho, como pode ser visualizado na figura 3.7.2.

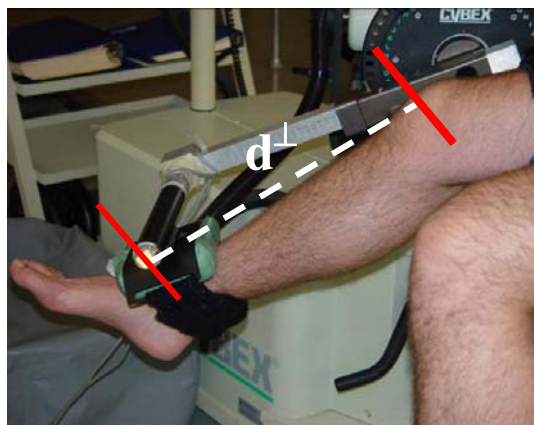


Figura 3.7 2 – Determinação da distância perpendicular do T_{cy} .

O torque do peso da perna (T_{pp}) foi obtido através de tabelas antropométricas referentes à massa do segmento perna-pé proposto por Clauser (1969) (equação 20). O efeito inercial foi determinado a partir da dupla derivada da variação de posição angular proveniente dos dados do eletrogoniômetro, multiplicado pelo momento de inércia do segmento perna-pé proposto por Dempster (1955) (equação 19).

$$I\alpha = (m_{pp} \times p^2) \times a_l \quad (19)$$

$$T_{pp} = m_{pp} \times \cos\left(\theta \times \frac{\pi}{180}\right) \quad (20)$$

O torque da caneleira (T_{cn}) foi calculado considerando seu peso somado a seu efeito inercial. Dessa forma as informações de aceleração da caneleira foram obtidas pela dupla derivação da posição angular (equação 21).

$$T_{cn} = d^\perp \times m_{cn} \left(a_1 + 9.81 \times \cos\theta \times \frac{\pi}{180} \right) \quad (21)$$

Onde,

m_{pp} ,	massa do segmento perna-pé;
p ,	raio de giração do segmento perna-pé;
a_l ,	aceleração linear;
d^\perp ,	distância perpendicular do T_{cy} ,
m_{cn} ,	massa da caneleira.

Conhecendo todos os torques presentes pode-se calcular o Tr , no qual será justamente a diferença de todos os torques (T_{cn} , T_{pp} e componente inercial) do T_{cy} .

3.8 Processamento dos dados:

3.8.1 Processamento do torque de resistência à extensão de joelho:

As curvas provenientes do dinamômetro isocinético e do eletrogoniômetro foram calibradas e filtradas através do software SAD32. Das cinco curvas obtidas provenientes de cada instrumento, foram excluídas a primeira e a última, e utilizados nas equações os valores médios das 3 curvas selecionadas. Para cada variável curva obtida foi utilizada uma frequência de corte específica.

Os dados provenientes do dinamômetro isocinético e do eletrogoniômetro foram filtrados com filtro digital passa baixa, frequência de corte de 10 Hz e 30 Hz respectivamente. Para a derivação dos dados de posição correspondentes às velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s foram utilizadas frequências de corte de 1, 2 e 4 Hz respectivamente. Seguindo outra derivação e obtendo-se os dados de aceleração provenientes de cada velocidade média de execução, os dados foram novamente filtrados. Para a aceleração durante a velocidade de execução a 45°/s e 90°/s a frequência de corte foi de 1 Hz e para 180°/s a frequência de corte foi de 8 Hz.

Os cálculos do Tr foram realizados no Excel. Os resultados do Tr serão apresentados em função do ângulo de flexão e, para cada curva obtida, foi feita uma equação de regressão, logo implementada aos cálculos da força articular.

3.8.2 Processamento dos dados da força da articulação tibiofemoral:

Para os dados da força articular foi necessária a utilização dos dados provenientes do eletrogoniômetro. Dessa forma foram selecionadas as três curvas centrais das cinco curvas geradas na coleta de dados. Estes dados foram filtrados por um filtro passa baixa, butterworth com frequência de corte 2 Hz. As informações fornecidas pelos cálculos foram apresentadas em valores absolutos, em função do ângulo de flexão. Os dados da força articular foram calculados e filtrados através de rotinas elaboradas em um software dedicado Matlab® versão 5.2.

3.9 Tratamento Estatístico

Foi utilizada a estatística descritiva. A partir dos dados coletados, processados e tabulados, executaram-se os testes estatísticos para observar se a velocidade de execução e a carga externa exerciam influência sobre a força articular da tibiofemoral, a cada 10 graus no movimento de flexão e de extensão. A ANOVA de dois fatores 3x3 (velocidade de execução e carga externa) com medidas repetidas foi aplicada a fim de verificar os efeitos intragrupos e a interação entre as variáveis independentes. O nível de significância adotado neste estudo foi de 5% ($p < 0,05$). Todos os testes estatísticos foram aplicados no programa estatístico SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 11.0.

4. RESULTADOS e DISCUSSÕES

Os resultados do presente estudo serão apresentados em três seções distintas. Na primeira seção serão mostrados os resultados referentes ao Tr encontrado durante a extensão passiva de joelho em cadeia cinética aberta obtidos durante a coleta 2. Na seção seguinte, serão apresentados os resultados sobre as características do modelo matemático a partir dos resultados de um sujeito. A última seção apresentará os dados de força articular de todos os sujeitos e a relação desta com o aumento da velocidade de execução e da carga externa.

4.1 Determinação experimental da resistência oferecida durante a extensão passiva de joelho.

Não foram encontrados até o presente momento estudos que tenham avaliado o torque de resistência (Tr) durante a extensão passiva de joelho, em indivíduos saudáveis, em altas velocidades angulares, com incremento de cargas. Os estudos publicados até então avaliaram o Tr de três maneiras: durante o movimento passivo, na qual a velocidade de execução monitorada era de 5°/s (Magnusson, 2000a, b; 1998; 1997a, b; 1996a, b, c, d e Klinge et al., 1997), durante o movimento ativo onde o Tr foi avaliado em velocidades como 180°/s e 240°/s (Yanagawa et. al., 2002; Toutoungi et. al., 2000; Simonsen et. al., 2000; Aagard et. al. 2000; Baratta et. al. 1988) e ainda em altas velocidades angulares, durante movimento ativo e passivo, porém com indivíduos portadores de hipertonia (Nuyens et al., 2002; 2001, Akman e col, 1999; Firoozbakhsh e col, 1993).

Os resultados do Tr em cadeia cinética aberta deste estudo foram obtidos pela segunda lei de Newton-Euler, que considerou os torques gerados pelo peso da perna-pé (T_{pp}), componente inercial ($I\alpha$), dinamômetro isocinético (T_{cy}), caneleira (T_{cn}) (quando o movimento foi realizado com carga) e o Tr como ilustra esquematicamente a figura 4.1.1. Foi convencionado, para fins de cálculo e análise, que valores negativos são representativos de torque extensor e valores positivos representativos de torque flexor, considerando o efeito das forças sobre o segmento perna-pé. Com isso, somente o T_{cy} apresentou valores negativos e os demais torques (T_{pp} , T_{cn}) valores positivos. Já o torque gerado pelo $I\alpha$ é dependente da aceleração do segmento perna-pé, portanto podendo assumir valores positivos e negativos ao longo de todo o movimento passivo.

$$\vec{F}_r \times d_r^\perp - \vec{F}_{cy} \times d_{cy}^\perp + \vec{F}_{pp} \times d_{pp}^\perp + \vec{F}_{cn} \times d_{cn}^\perp = I\vec{\alpha}$$

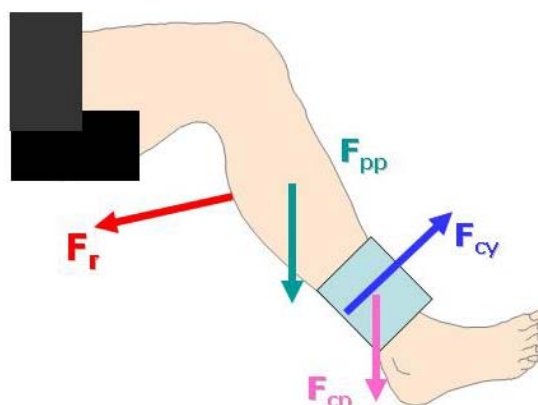


Figura 4.1 1– Esquema representativo dos torques que atuam no segmento perna-pé durante a extensão passiva de joelho.

Primeiramente, os resultados serão apresentados exemplificando o comportamento de todos os torques considerados para o cálculo do Tr de apenas um sujeito. A escolha por representar os resultados de um único sujeito é justificada pela semelhança dos resultados entre as amostras. Por fim, serão apresentados os dados de Tr de todos os indivíduos analisados. Todos os torques serão expressos em função do ângulo de flexão, sendo que zero grau representa a extensão completa de joelho.

4.1.1 Comportamento do Torque gerado pelo Peso da Perna:

A figura 4.1.1.1 apresenta o torque gerado pelo segmento perna-pé de um indivíduo em função do ângulo de flexão. É possível observar que o **T_{pp}** aumenta conforme o braço do dinamômetro isocinético movimenta a perna do indivíduo no

sentido de estendê-la. Isso ocorre, pois conforme a perna do indivíduo vai sendo estendida à distância perpendicular do segmento perna-pé vai aumentando e conseqüentemente o **T_{pp}** também. O sujeito em análise apresenta uma massa total de 70 kg e sua tíbia mede 0.40 m, e a partir destes valores podemos calcular teoricamente a massa e o centro de massa do segmento perna-pé. Então, multiplicando o peso do segmento perna-pé (41.8 N) pela distância perpendicular deste (0.24 m) o torque na situação de extensão máxima é de 10.1 Nm, conforme mostrado na figura 4.1.1.1.

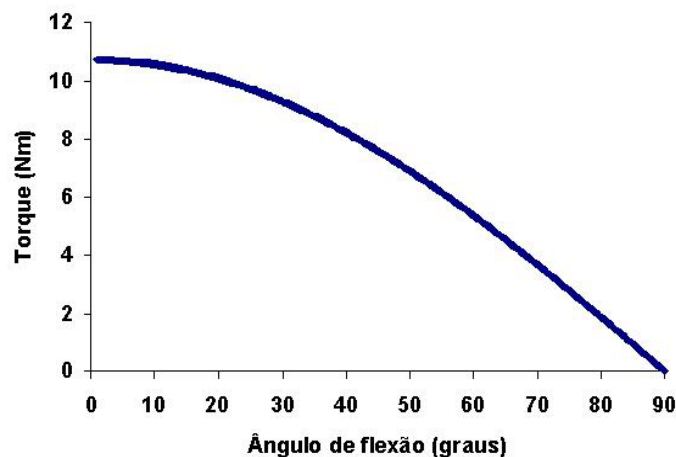


Figura 4.1.1 1 – Curva do torque gerado pelo segmento perna-pé (**T_{pp}**) de um indivíduo.

4.1.2 Comportamento do torque gerado pelo componente inercial (**I α**):

O comportamento do torque gerado pelo componente inercial durante a extensão de joelho nas velocidades angulares médias de 45°/s (curva azul), 90°/s (curva amarela) e 180°/s (curva vermelha) durante a extensão passiva de joelho podem ser conferidos na figura 4.1.2.1. Como já mencionado, o **I α** representa o comportamento do torque inercial somente do segmento perna-pé.

O torque gerado pelo componente inercial nitidamente apresentou aumento de sua magnitude conforme a velocidade angular média foi implementada. O incremento dos torques como resposta ao aumento das velocidades, pode ser explicado pela aceleração gerada pelo dinamômetro que apresentou valores mais altos à medida que a velocidade média era maior, já que o valor do momento de inércia não varia. Além disso, o **I α** apresentou seus maiores valores próximos ou exatamente nos extremos do movimento (zero e 90°), onde o dinamômetro isocinético deveria frear e acelerar para controlar o gesto de flexo-extensão de joelho.

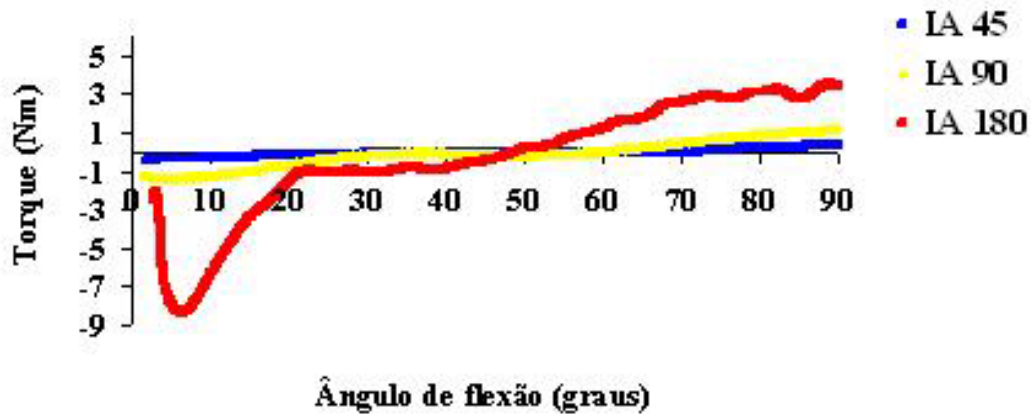


Figura 4.1.1 2- Componente inercial representada em três condições de teste.

Durante a execução da extensão passiva do joelho a uma velocidade de 45°/seg. (curva azul), a velocidade de 90°/seg. (curva amarela) e a 180°/seg. (curva verde).

Teoricamente, um dinamômetro isocinético oferece resistência ou realiza o movimento passivamente mantendo constante a velocidade angular. No entanto, alguns estudos alertam que desconsiderar o efeito inercial gerado pelo aparelho, principalmente em altas velocidades pode ser equivocado, e que este efeito aumenta com o incremento da velocidade angular (Grangsborg and Knutsson, 1983; Herzog, 1988; Winter et al., 1981).

Kaufman et al. (1995) compararam as diferenças cinéticas e cinemáticas da articulação do joelho durante a extensão ativa em dinamômetro isocinético nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s. Os autores descreveram, que na velocidade mais baixa, praticamente todo o ciclo da flexo-extensão permanece em velocidade constante, apresentando acelerações somente no final de cada ciclo, ou seja, nos extremos do movimento. Com o aumento da velocidade para 180°/s, somente 5% do ciclo total se manteve em velocidade constante, apresentando valores de aceleração cerca de duas vezes maior que na velocidade de 60°/s.

No presente estudo, diferentemente dos estudos citados anteriormente, o gesto foi realizado passivamente, no entanto, apresentou características semelhantes. Os resultados do $I\alpha$ aumentaram visivelmente com o incremento da velocidade, pois em 45°/s os valores máximos obtidos pelo sujeito em análise foi de ± 0.5 Nm, aos 90°/s aumentou para ± 1.6 Nm e em 180°/s o valor máximo foi de -8.3 Nm, ou seja, proporções maiores que as citadas por Kaufman. Não obstante, o valor máximo de $I\alpha$ na velocidade de 180°/s ocorreu somente na extensão, sugerindo que com o aumento da

velocidade o pico de aceleração imprimido pelo dinamômetro tenda a ocorrer somente nesta fase do gesto.

Conforme convencionado para os cálculos do T_r , valores negativos representam um torque extensor e valores positivos um torque flexor. Na prática, os resultados mostram que o $I\alpha$ gera próximo à extensão máxima (0°) uma tendência de continuar estendendo o segmento perna-pé, e próximo à flexão máxima (90°) uma tendência de continuar fletindo o segmento. Na situação representada pela figura 4.1.2.1, por exemplo, próximo à extensão máxima ocorre uma tendência do segmento perna-pé em continuar estendendo-se, e com isso, gera um afastamento mecânico do segmento perna-pé ao braço do dinamômetro. Opostamente, próximo à flexão máxima, a tendência pelo efeito da inércia é de o segmento continuar fletindo-se e conseqüentemente aumentando mecanicamente seu apoio sobre o braço do dinamômetro. Os efeitos inerciais explanados até então, terão influencia direta sobre o T_{cy} , o qual será analisado em sessão a diante.

4.1.3. Comportamento do torque gerado pela caneleira (T_{ca}):

A implementação da carga externa com caneleiras de 5 e 10 kg foi acrescentada à equação do T_r como uma variável que foi considerada não só pelo peso, mas também o seu efeito inercial. Os T_{cn} , com carga externa de 5 kg nas três velocidades, estão apresentados na figura 4.1.3.1.

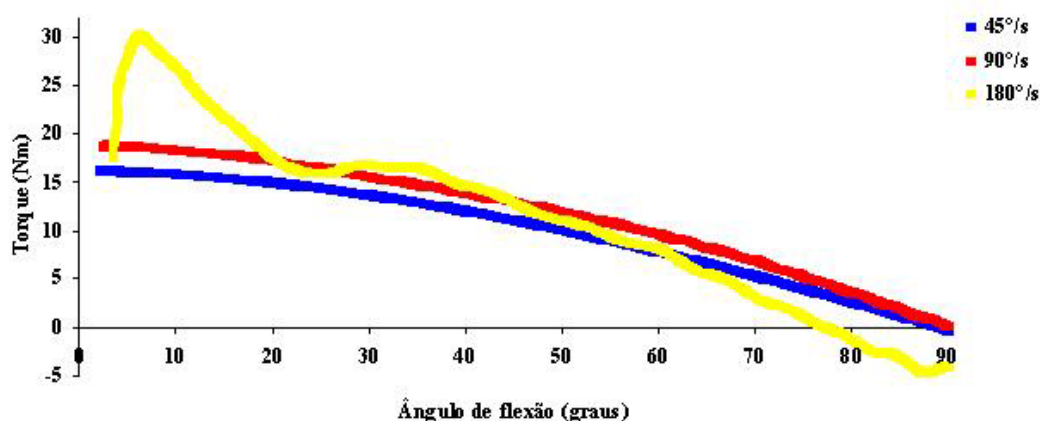


Figura 4.1.3 1 - Torque gerado pela caneleira de 5 kg nas velocidades angulares: (curva azul) $45^\circ/s$, (curva vermelha) $90^\circ/s$ e (curva amarela) $180^\circ/s$.

É possível observar que T_{cn} aumenta conforme o segmento perna-pé é estendido nas velocidades mais baixas ($45^\circ/s$ e $90^\circ/s$). Porém, à velocidade média de $180^\circ/s$ esse

comportamento se apresentou oscilatório, principalmente a partir dos 20° de flexão. O comportamento oscilatório é resultado do efeito inercial da massa da caneleira, que foi obtido a partir dos dados de aceleração angular do segmento perna-pé.

O pico de torque da caneleira aumentou com o aumento da velocidade da execução do movimento. Entretanto, no final do movimento, quando deveria aparecer o torque máximo da caneleira, ocorre uma diminuição abrupta de aproximadamente 15 Nm. Isso ocorreu possivelmente por uma ação da força centrípeta sobre a caneleira, que gera um deslocamento tangencial, diminuindo assim o seu torque flexor. O pico de torque da caneleira de 5 kg foi de 16.2 Nm na velocidade de 45°/s, de 18.8 Nm em 90°/s e 31.2 Nm em 180°/s.

4.1.4. Comportamento do torque gerado pelo dinamômetro isocinético (Tcy):

A figura 4.1.4.1 apresenta o Tcy durante o movimento de extensão passiva de joelho, nas três velocidades médias e nas três condições de carga. Quando o movimento passivo foi realizado a 45°/s, conforme o braço do dinamômetro deslocava o segmento perna-pé no sentido da extensão máxima o valor do Tcy aumentou, atingindo seu valor de pico próximo ao zero grau de flexão (curva azul). No entanto, aumentando a velocidade angular média para 90°/s e 180°/s os valores do Tcy apresentaram algumas oscilações, principalmente nos extremos do movimento, ou quando foi adicionado aumento da carga externa.

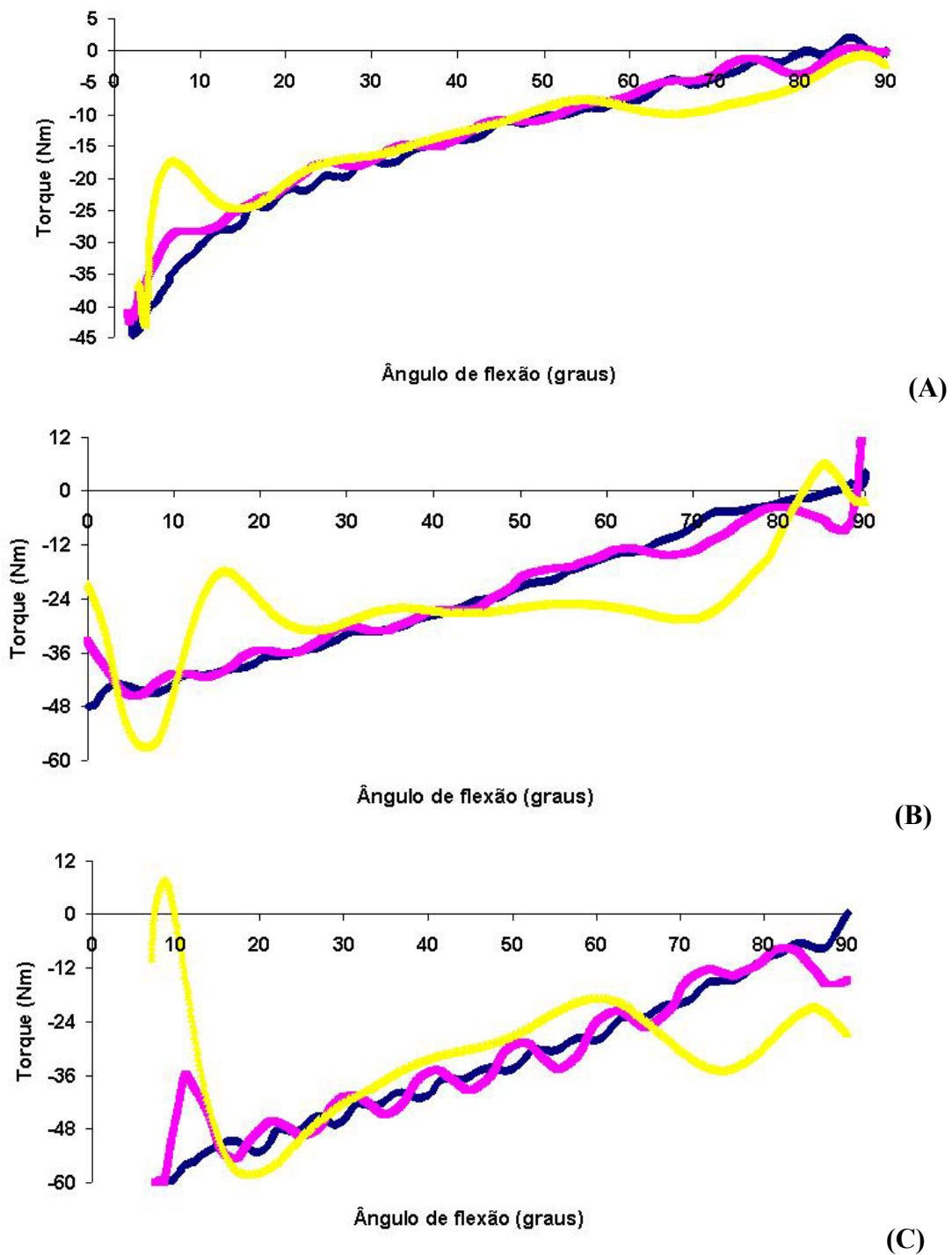


Figura 4.1.4 1 - Tcy nas três velocidades médias: 45°/seg (azul), 90°/seg (rosa), e 180°/seg (amarelo). O gráfico (A) apresenta o Tcy sem carga, no gráfico (B) com caneleira de 5Kg e no gráfico (C) com caneleira de 10Kg.

Este comportamento oscilatório parece estar relacionado ao efeito do $I\alpha$ sobre o braço do dinamômetro isocinético, pois o torque gerado pelo componente inercial também apresentou suas maiores magnitudes nos extremos do movimento, mais

especificamente associado à extensão máxima. Sapega et al. (1982) descreveram o freqüente aparecimento de “spikes” no início da curva de torque registrada pelo dinamômetro isocinético. Estes “spikes”, segundo os autores, são picos transientes de torque registrados durante o exercício realizado com dinamômetro isocinético que refletem o comportamento do efeito inercial. O objetivo do estudo de Sapega et al. (1982) foi justamente verificar quando estes picos representavam artefatos e quando eles realmente eram resultados de torque produzido pelos sujeitos. Como conclusão os autores verificaram que os picos de torque estavam relacionados à variação de velocidade nos extremos do movimento e, portanto, estavam associados a questões inerciais.

Como já mencionado, os valores do $I\alpha$ são determinados principalmente pelos valores de aceleração, provenientes das informações do eletrogoniômetro (acoplado ao braço do dinamômetro), e os valores do T_{cy} são obtidos através dos valores do braço do dinamômetro instrumentado. Portanto, o segmento perna-pé pode ter sofrido um deslocamento muito pequeno, que pode ter resultado na diminuição do torque do Cybex, mas não foi identificado pelo eletrogoniômetro.

Como o T_{cy} é dependente dos outros torques existentes, sendo o único no sentido contrário, uma diminuição do T_{cy} no final do movimento implicaria também a diminuição dos demais. Entretanto, o T_{pp} aumenta, assim como o $I\alpha$ também, significando afirmar que o T_r agiria na direção de fletir a perna. Sendo assim, a oscilação do T_{cy} , na situação sem carga, durante a velocidade média de $180^\circ/s$ foi ajustada a partir de uma linha de tendência da curva do T_{cy} em função do ângulo de flexão somente nos ângulos próximos à extensão máxima, conforme pode ser visto na figura 4.1.4.2. O ajuste da curva consistiu em determinar uma linha de tendência que contemplasse o ponto anterior à quebra da curva e o último ponto da curva. Este ajuste foi realizado em todos os sujeitos, somente na velocidade de $180^\circ/s$, e a partir de então puderam ser realizados os cálculos para os T_r s.

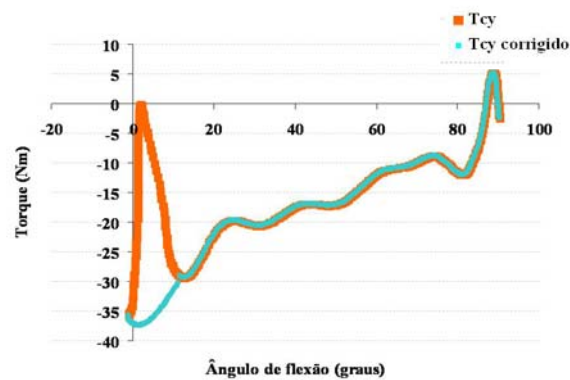


Figura 4.1.4.2 – Representação da correção do T_{cy} durante a execução sem carga externa na velocidade média de 180°/s.

O comportamento oscilatório do T_{cy} com caneleiras, como observado na figura 4.1.4.1 (B e C), foi ainda mais exacerbado, pois os mesmos efeitos encontrados no segmento perna-pé foram potencializados com o aumento da carga. Além disso, este comportamento foi encontrado na grande maioria dos sujeitos durante a extensão passiva com caneleiras, independente da velocidade de condução ao longo de todo o movimento. Sendo assim, da mesma forma que o $I\alpha$ não justifica toda resposta oscilatória do T_{cy} o T_{cn} também não o faz, pois o componente inercial medido na caneleira não apresentou um comportamento tão oscilatório quanto o T_{cy}. Não obstante, o componente inercial da caneleira dado pelo T_{ca} ocorreu tão somente próximo à extensão máxima. O padrão oscilatório do T_{cy} na mesma situação ocorreu praticamente durante todo o ciclo do gesto. Assim, da mesma forma que pode ter ocorrido movimentos do segmento perna-pé com relação ao dinamômetro pode ter havido movimentos perpendiculares da caneleira com relação ao segmento perna-pé que, também não foram captados pelo eletrogoniômetro, como mostrado esquematicamente na figura 4.1.4.3.

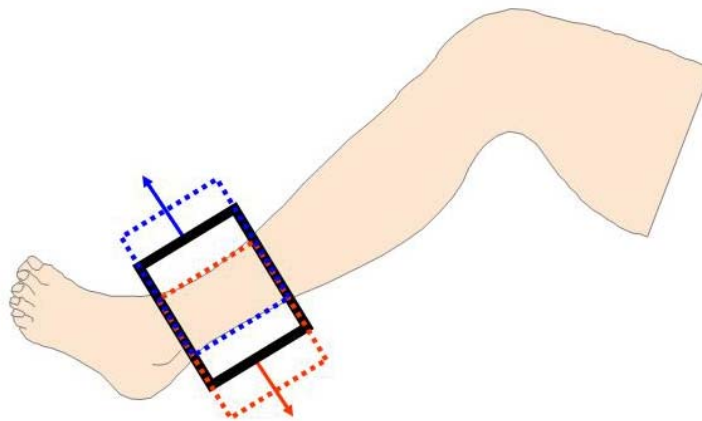


Figura 4.1.4 3 – Esquema representativo do deslocamento da caneleira no segmento perna-pé não detectado pelo eletrogoniômetro.

Pelas questões descritas acima, não foi possível ajustar o T_{cy} utilizando caneleiras, pois, seus valores oscilatórios não se limitaram aos extremos do movimento, correndo-se o risco de alterar demasiadamente o comportamento real do torque nesta situação de teste, como pode ser visto na figura 4.1.4.4. Dessa forma, foi assumido que o T_r do segmento calculado sem caneleiras era o mesmo que com caneleiras.

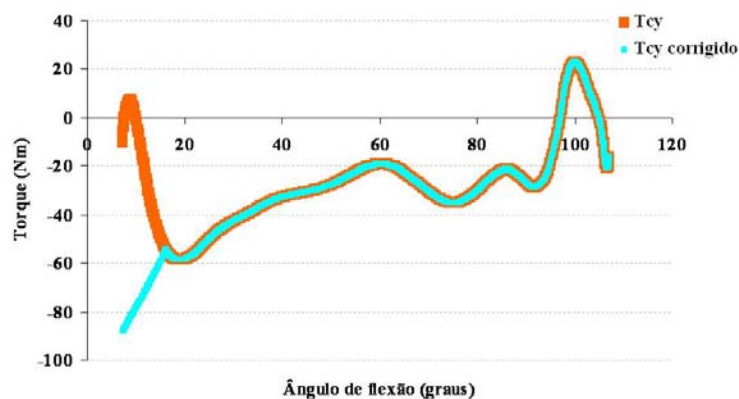


Figura 4.1.4 4 – Representação da correção do T_{cy} durante a execução com caneleira de 10 kg na velocidade média de $180^{\circ}/s$.

4.1.5. Torque de resistência ao movimento passivo sem carga (T_r):

A figura 4.1.5.1 apresenta todos os torques considerados na equação de Newton-Euler, para se obter o T_r , sem carga externa executado a $45^{\circ}/s$ de um único indivíduo (equação da figura 4.1.1). O T_r (curva vermelha) foi obtido justamente da diferença do

torque gerado pelo $I\alpha$ e T_p do T_{cy} . Para todos os T_r obtidos foi realizada uma linha de tendência e adquirida uma função representativa deste torque em função do ângulo de flexão, como exemplificado na figura 4.1.5.2.

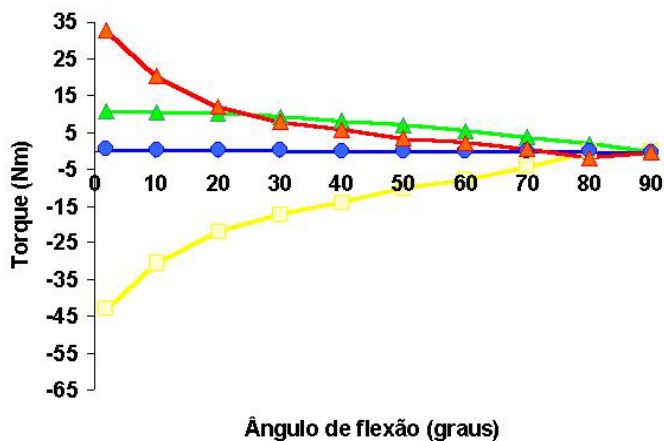
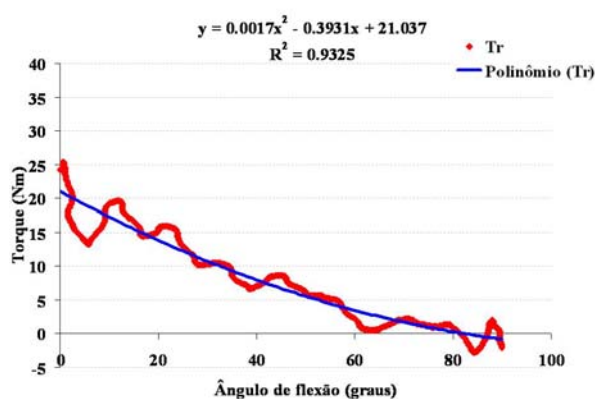
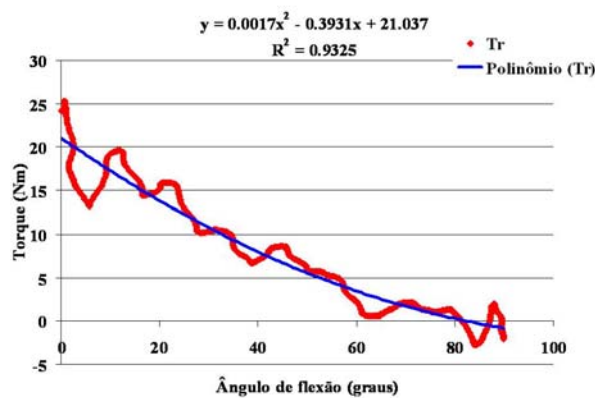


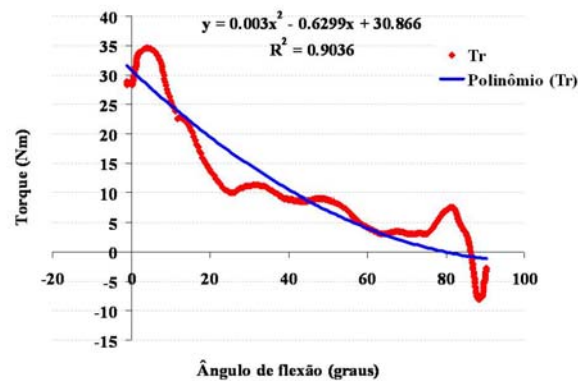
Figura 4.1.5 1 – Exemplificação dos torques considerados para o cálculo do T_r (curva vermelha) a cada 10° . Curva verde (T_{pp}), curva azul ($I\alpha$), curva amarela (T_{cy}).



A



B



C

Figura 4.1.5 2 – exemplo de linha de tendência realizada sobre o Tr nas velocidades de 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

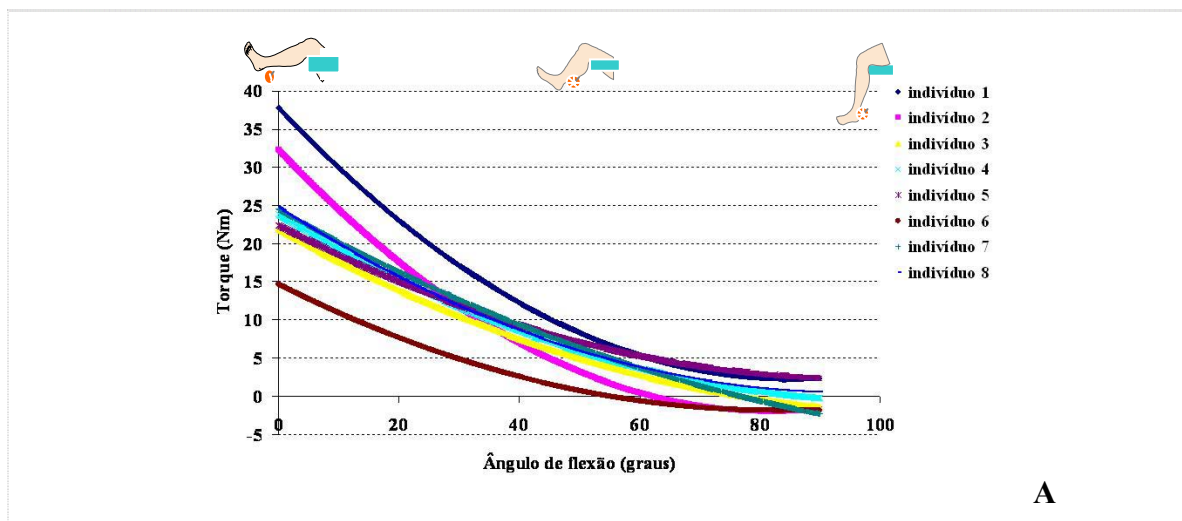
A tabela 4.1.5.1 informa as correlações entre o Tr e seu respectivo polinômio nas diversas velocidades angulares médias executadas. Como podem ser observados, os valores de determinação da maioria dos sujeitos foram menores na velocidade média de 180°/s comparativamente as outras velocidades. Esta característica está relacionada às oscilações do Tcy quando realizado na velocidade mais alta. O Tr de todos os sujeitos, obtidos a partir das equações, pode ser visualizado na figura 4.1.5.3, durante a velocidade média de 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

Tabela 4.1.5.1 – Índice de correlação entre os Tr e seu polinômio de segunda ordem.

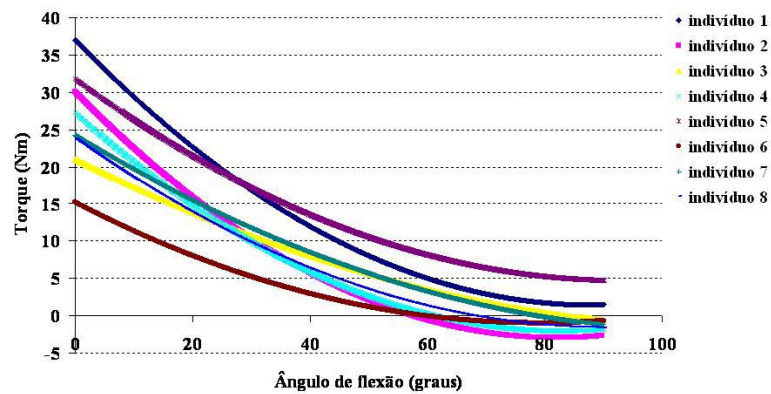
Sujeito	Valor R ²		
	45°/s	90°/s	180°/s
1	0.9832	0.9826	0.9561
2	0.9669	0.9632	0.9479
3	0.9815	0.9325	0.9036
4	0.9936	0.9798	0.9976
5	0.9815	0.8765	0.9366
6	0.9396	0.9447	0.9447
7	0.9644	0.9339	0.8281
8	0.9621	0.9467	0.9373

Todos os **Tr**, independente da velocidade de execução, apresentaram seu valor máximo na extensão máxima. Este resultado confere com os de Gadjosik R. L. (2001 a), que descreveu que a força passiva aumenta exponencialmente conforme o músculo é alongado até seu máximo comprimento e os de Dantas (1998) afirmando que os últimos 10 a 20% da amplitude de movimento são caracterizados por apresentarem uma maior resistência ao movimento já que estão próximos ao limite de extensibilidade dos músculos, ligamentos e tecidos conectivos envolvidos.

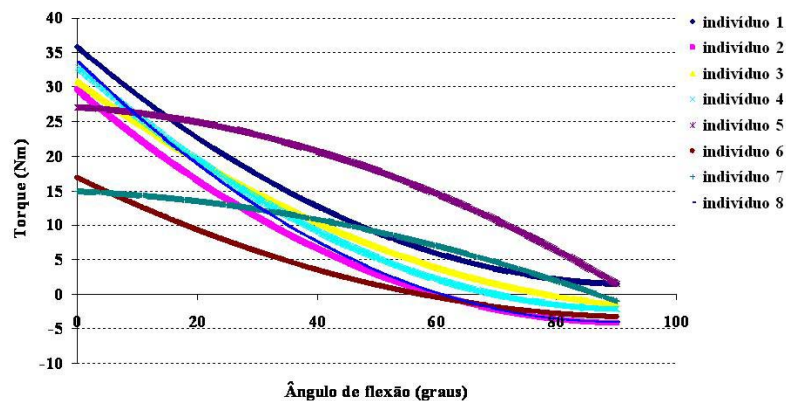
Sabe-se que, durante a extensão de joelho estruturas como: cápsula articular ligamentos e meniscos oferecem resistência (Kapandji, 2000). Mais precisamente, o feixe ântero medial do LCA e o feixe anterior do LCP estão mais tensos quando o joelho encontra-se em flexão, e o feixe postero lateral do LCA e o feixe posterior do LCP e os ligamentos colaterais estão mais tensos quando o joelho encontra-se em extensão (Magee, 2002; Kapanji, 2000). Além dessas estruturas, os elementos elásticos em série titina e desmina, componentes do cito esqueleto do sarcômero, também oferecem tensão durante o movimento (Tskhovrebova, 2000; Trinick, 2000; Wang et al.,1993; Waterman-sotrer, 1991). Gajdosik (2001) e Takezawa et al. (1998) inferem que estas estruturas são responsáveis por oferecer resistência no final do movimento, ou seja, próximo à extensão máxima.



A



B



C

Figura 4.1.5.3 – Tr de todos os indivíduos durante a velocidade média de 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

Não obstante, o **Tr** agiu em praticamente toda a amplitude de movimento podendo este estar associado a mecanismos não só passivos, mas também ativos. Todavia, o presente experimento é capaz de determinar somente o **Tr**, e desta forma, não especifica a contribuição de cada estrutura ou de cada mecanismo que o integra. Assim, o aparecimento de resistência no início do movimento pode estar vinculado a contrações ativas dos isquiotibiais por três razões: atividade de fuso muscular, contração involuntária por incoordenação e sinergia LCA-isquiotibiais.

O presente estudo apresentou valores máximos de **Tr** de 25.2 Nm (± 6.9), na velocidade de 45°/s, 26.3 Nm (± 6.7) durante a execução a 90°/s e 27.7 Nm (± 7.7), aos 180°/s como demonstrado na figura 4.1.5.4.

Estudos que analisam o Tr durante o movimento passivo dos isquiotibiais realizam os testes em velocidades muito baixas, em torno de 5°/s, com intuito de evitar atividade reflexa (Magnusson et al., 1996). No presente estudo, a velocidade mais baixa de execução é 45°/s e, portanto, pode ter ocorrido atividade fusar reflexa. Além disso, como já visto, a velocidade variou ao longo da flexo-extensão, e com isso, apresentou uma taxa ainda maior de variação angular do que se a velocidade fosse realmente constante.

Magnusson et al. (1996) avaliaram a resposta do torque passivo dos isquiotibiais durante o movimento realizado pelo dinamômetro executado a 5°/s objetivando a análise da rigidez e energia deste músculo durante a fase dinâmica do alongamento. Os autores encontraram o início do torque passivo dos isquiotibiais em aproximadamente 70° de flexão de joelho, atingindo magnitudes em torno de 40 Nm. Klinge et al. (1997) objetivando verificar a resposta de diferentes treinamentos sobre o torque passivo dos isquiotibiais encontraram valores (no pré-teste) semelhantes aos de Magnusson.

Os valores dos Tr entre os estudos descritos e o presente estudo não foram semelhantes, pois o Tr considerado pelos autores foi determinado com o indivíduo sentado com a coxa elevada 30° com relação ao assento. Esta diferença na inclinação da coxa com relação aos sujeitos fatalmente ocasionaria diferenças nas magnitudes do Tr, pois no estudo de Magnusson et al., 1996 e Klinge et al., 1997, aumenta a tensão sobre os isquiotibiais. Além disso, a comparação dos Tr entre os diferentes estudos pode ser difícil, pois ele também depende do grau de extensibilidade de cada músculo de cada sujeito (Magnusson et al., 2000).

Outra característica encontrada em nosso estudo foi o pequeno aumento do Tr associado com o incremento da velocidade média. Este aumento do Tr pode estar relacionado a quatro causas distintas: aumento da rigidez do sistema musculoesquelético (característica viscoelástica), aumento da atividade fusar dos isquiotibiais, contração involuntária dos isquiotibiais pela sinergia existente em LCA-isquiotibiais e ainda contrações involuntárias dos indivíduos por incapacidade de manter o músculo relaxado.

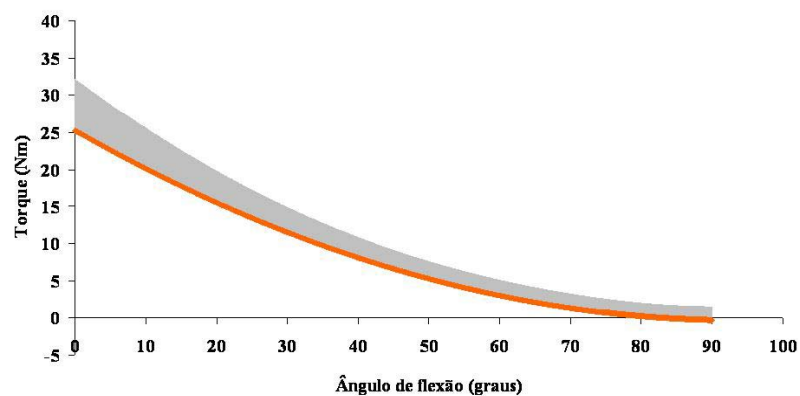
Sabe-se que o sistema músculo esquelético apresenta características viscoelásticas, ou seja, sua deformação depende da taxa de aplicação de força (Gajdosik, 2001). Esta resposta fisiológica determina que quanto maior for a taxa de aplicação de força, menor será a deformação e com isso o sistema musculo-esquelético torna-se mais

rígido (Nordin, 1998). Em analogia ao aumento da taxa de produção de força, o presente estudo incrementou as velocidades médias de execução, que logicamente apresenta limitações para fins comparativos. No entanto, se considerarmos que o mesmo sistema foi deformado em diferentes velocidades pode-se fazer inferências (Gajdosik, 2001).

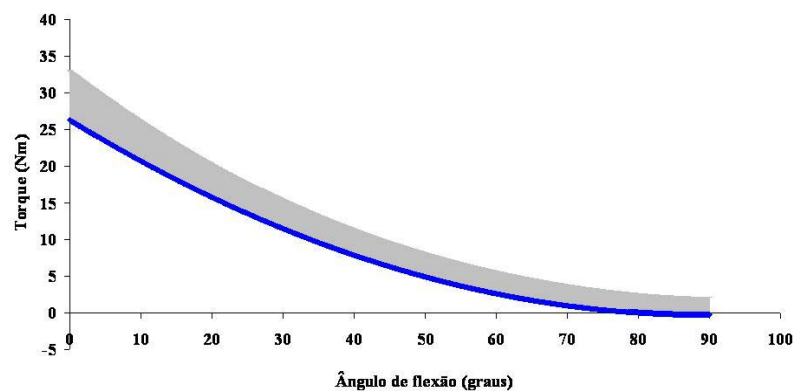
Esta característica taxa-dependente tem sido demonstrada em músculos de animais (Taylor et al., 1990) e em músculo humanos (Gajdosik, 1997).

Além do aumento da rigidez do sistema musculoesquelético, outra possibilidade que pode ter influenciado no incremento do Tr foi a resposta sinérgica entre LCA e isquiotibiais. Esta resposta tem sido exaustivamente descrita na literatura como um mecanismo que provê estabilidade articular ao joelho (Yanagawa T et al. ., 2002; Toutoungi et al.,2000; Simonsen et al.,2000, Aagard et al.,2000; Baratta R et al 1988).

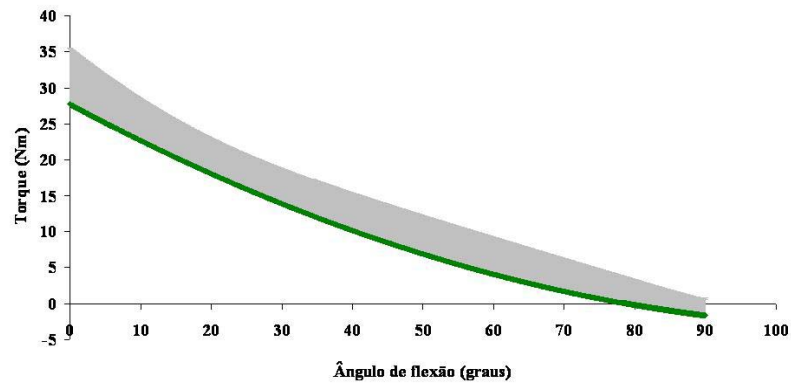
Hagood et. al. (1990) avaliou, por meio de EMG, o padrão de co-ativação entre quadríceps e isquiotibiais durante a extensão de joelho nas velocidades de 15°/s a 240°/s. Seus resultados demonstraram que, com o aumento da velocidade, o padrão de co-ativação também sofreu acréscimo, principalmente nos últimos 40°.



A



B



C

Figura 4.1.5 4 – Tr médio e desvio-padrão nas três velocidades de médias: 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

Baratta et. al. (1988) quantificaram o padrão de coativação dos músculos flexores e extensores para identificar o papel dos músculos antagonistas na manutenção da estabilidade articular. A atividade eletromiográfica destes músculos foi aferida ao esforço máximo em contrações isocinéticas lentas (15°/s) e demonstrou que a musculatura antagonista exerceu uma resistência ao movimento durante toda amplitude de movimento. Para ambos os estudos o aumento da atividade eletromiográfica era decorrente do deslocamento anterior da tibia conforme o indivíduo estendia o joelho, de forma que, ao tencionar o LCA (estabilizador primário do deslocamento anterior da tibia) os isquiotibiais são contraídos impedindo este deslocamento.

Os estudos acima descritos avaliaram a atividade eletromiográfica dos isquiotibiais de indivíduos realizando extensão de joelho dinamicamente. Contrariamente, no presente estudo o gesto foi executado durante toda a extensão de joelho pelo dinamômetro isocinético, de forma passiva. Entretanto, se considerarmos que o efeito inercial foi maior nos extremos e que na situação de 180°/s ele foi ainda maior perto da extensão máxima, pode-se concluir que houve um deslocamento passivo da tibia com relação ao fêmur nesta condição. Isso geraria como consequência, uma atividade aumentada dos isquiotibiais e, portanto, aumento do Tr. O problema que ocorre é que não foi monitorada a atividade eletromiográfica dos isquiotibiais durante o gesto passivo de modo que esta inferência não pode ser conclusiva.

Outra possibilidade que pode ter aumentado o Tr foi justamente um incremento da atividade fusal. Sabe-se que o fuso muscular é uma estrutura sensível às deformações

mecânicas do músculo, sendo aquele dependente da velocidade na qual o gesto é realizado (Kandel et. al., 1995; Rothwell, 1994, Enoka, 1994). Desta forma, aumentando a velocidade do gesto aumentaríamos a atividade do fuso muscular, que como resposta reflexa, ativa as fibras intra e extrafusais ativando os isquiotibiais e conseqüentemente aumentando seu Tr.

Mesmo apresentando evidências que justificariam o aumento do Tr frente ao incremento da velocidade, não pode ser descartada a possibilidade de contrações involuntárias dos isquiotibiais realizada pelos sujeitos, fugindo à orientação durante a coleta. Esta contração estaria relacionada à incoordenação por parte da amostra em executar o gesto de forma totalmente passiva.

4.1.6. Torque de resistência ao movimento passivo com carga externa (Tr):

A figura 4.1.6.1 apresenta todos os torques considerados na equação para obtenção do Tr utilizando uma caneleira de 10 kg durante a velocidade média de 180°/s de um único sujeito.

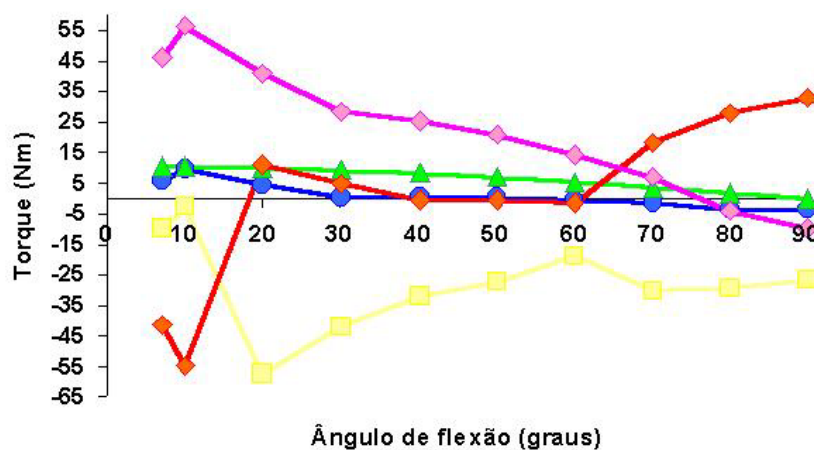


Figura 4.1.6 1 - Exemplificação dos torques considerados para o cálculo do Tr (curva vermelha). Curva verde (Tpp), curva azul (I α), curva amarela (Tcy) e curva rosa (Tca).

O Tr (curva vermelha), nesta condição de carga externa e velocidade, apresentou um torque flexor decrescente dos 90° aos 60° de flexão, não apresentou torque entre 60° e 40° de flexão, um leve aumento entre 40° e 20° e um torque extensor até a extensão máxima. Este comportamento foi bastante semelhante entre os sujeitos, e por isso, não

foi considerado satisfatório, já que o Tr necessariamente deve assumir um torque flexor na extensão máxima. Desta forma, foi considerado que o método proposto não se mostrou adequado para avaliar a resistência à extensão passiva de joelho em cadeia cinética aberta realizada com caneleiras.

O objetivo de determinar experimentalmente o Tr foi no sentido de implementar esta variável aos cálculos da dinâmica inversa. Sendo assim, o Tr será específico para cada velocidade de execução e não nas situações de incremento de carga já que foram encontrados problemas relacionados a ruídos quando o exercício foi realizado com caneleiras. Desta forma, o Tr do segmento com caneleira será assumido como sendo o mesmo que sem caneleiras diferenciando apenas as velocidades de execução.

4.2 Resultados do método proposto para análise da extensão de joelho em cadeia cinética aberta.

O objetivo desta seção é apresentar detalhadamente o comportamento de cada variável considerada nos cálculos, bem como a influência que cada uma teve sobre as magnitudes das forças e momentos na articulação tibiofemoral. Portanto, esta seção dá suporte para o entendimento à seção seguinte, onde será apresentado o comportamento médio de todos dos sujeitos referentes ao efeito da carga e da velocidade durante a extensão do joelho.

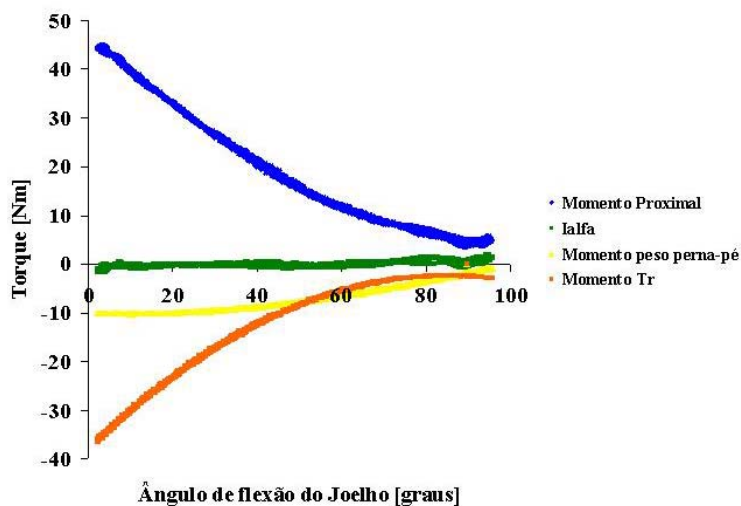
Como o protocolo efetuado pela amostra foi extenso, resultando em uma combinação de nove exercícios (3 cargas realizadas em 3 velocidade), as características do método serão exemplificadas em 3 cargas externas executadas em uma velocidade. Por exemplo, no exercício executado sem carga, os resultados serão apresentados na velocidade de 45°/s; no exercício realizado com 5 kg, na velocidade de 90°/s, e no exercício realizado com 10 kg, na velocidade de 180°/s. Portanto, poderá ser observada uma representação geral do comportamento das forças e momentos determinados pelo método. Além disso, os resultados serão exemplificados a partir dos dados de um sujeito, pois foram semelhantes nas diversas amostras.

Como já explicado e no capítulo “materiais e métodos”, o modelo considera as equações de Newton-Euler de movimento. Como determinado na equação das forças, é necessário o reconhecimento da força muscular para que se obtenha a força articular. Neste modelo, a força muscular foi determinada a partir de parâmetros mecânicos, sendo ela, portanto, resposta do momento proximal dividido por sua distância perpendicular.

Assim, esta variável é resultado do comportamento dos momentos envolvidos no segmento perna-pé. O comportamento dos momentos durante o exercício realizado sem carga a 45°/s (situação A), com carga externa de 5kg a 90°/s (situação B), e com carga externa de 10 kg a 180°/s (situação C), pode ser observado na figura 4.2.1.

Vê-se que o aumento da carga e da velocidade inverte a relação entre ângulo do joelho e momento proximal. Na situação A, à medida que o sujeito estende o joelho o torque é crescente para todas as variáveis, já que a distância perpendicular de todas as variáveis aumenta com a diminuição do ângulo de flexão. Este comportamento não pode ser observado para o $I\alpha$ que apresenta valores próximos de zero. O $I\alpha$ representa o componente inercial do segmento perna-pé, que, na velocidade de 45°/s velocidade, apresenta valores muito baixos.

Aumentando a carga externa para 5 kg e a velocidade angular para 90°/s, situação B, observa-se um aumento do valor do momento proximal na região de máxima flexão que já não chega próximo de zero como na situação A. Este comportamento pode ser explicado pelo torque gerado pela caneleira, que, próximo à flexão máxima não chega a zero, visto que nesta variável estão associados o efeito do peso somado à inércia da caneleira. Sendo assim, próximo à flexão máxima, a caneleira tende a manter-se em movimento, aumentando o momento flexor do joelho e, portanto, contribuindo na manutenção do momento proximal. Já próximo à extensão máxima, a caneleira possui a tendência de continuar se deslocando no sentido de gerar um momento extensor, diminuindo assim seu torque flexor.



A

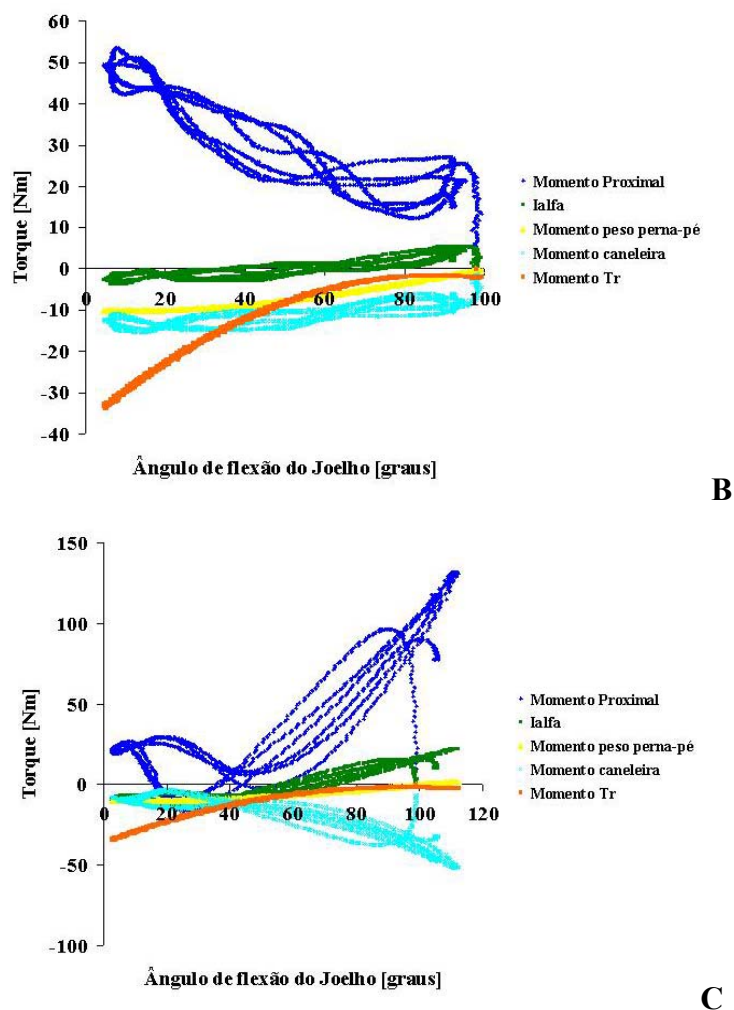


Figura 4.2 1 – Comportamento dos momentos gerados pelo componente inercial $I\alpha$ (curva verde), pelo peso do segmento perna-pé (curva amarela), pelo torque de resistência Tr (curva laranja), pelo peso da caneleira (curva azul clara) resultando no momento proximal (curva azul).

O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a $45^\circ/s$, B representa 5 kg executado a $90^\circ/s$ e C 10kg à $180^\circ/s$. Valores positivos representam momento flexor e valores negativos um momento extensor.

Dessa forma, o torque gerado pela caneleira não apresenta um comportamento marcadamente crescente com a diminuição do ângulo de flexão, mas aproximadamente constante conforme o sujeito estende o joelho. Com o aumento da carga externa para 10 kg e da velocidade para $180^\circ/s$, como pode ser visualizado na figura 4.1.1 (gráfico C), as características do torque da caneleira ficam ainda mais evidentes, de modo a praticamente inverter a relação entre momento proximal e o ângulo de flexão. O componente inercial do torque gerado pela caneleira assume valores tão altos, que próximo à extensão máxima, onde deveria ocorrer o maior torque gerado pela caneleira (determinado pela maior distância perpendicular) é onde seu torque chega a zero, e

inversamente, na flexão máxima ocorre sua maior contribuição para o momento proximal. A figura 4.2.2 apresenta as acelerações do segmento perna-pé em cada situação de análise exemplificada acima.

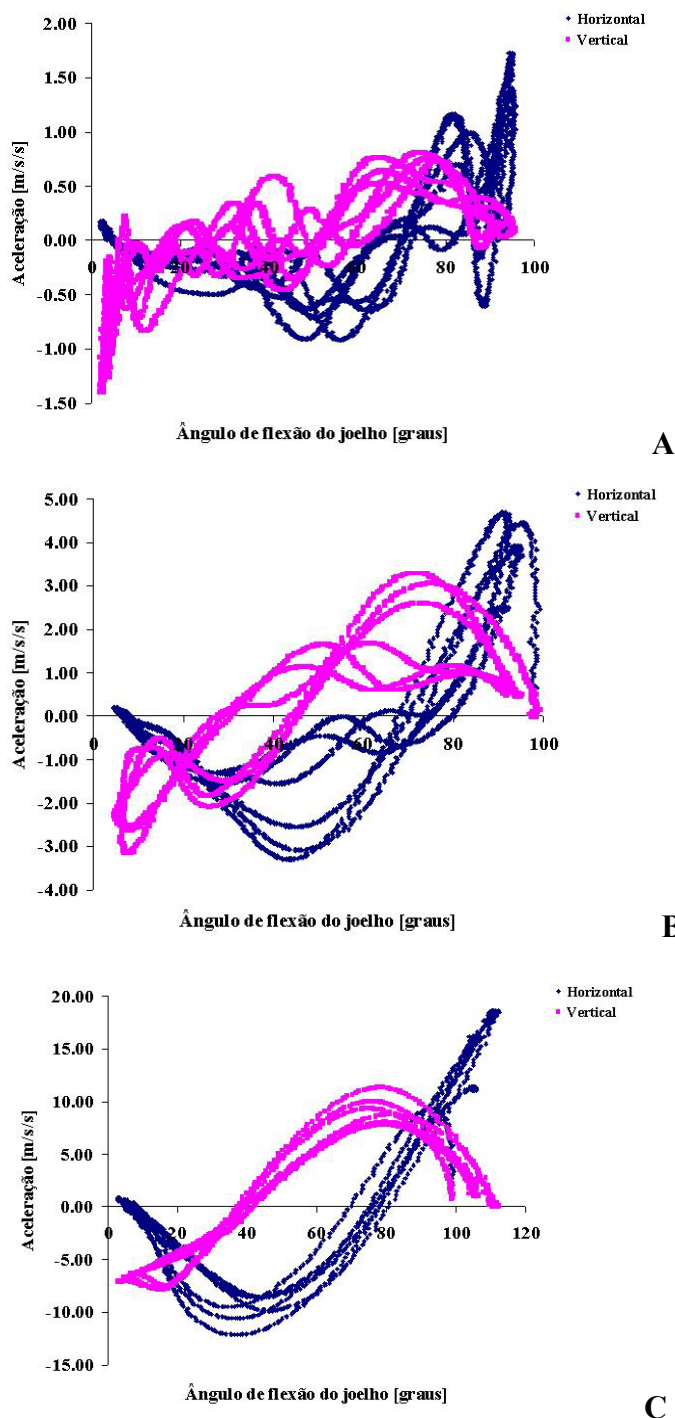


Figura 4.2.2 – Comportamento das acelerações do segmento perna-pé na horizontal (curva azul) e vertical (curva rosa).

O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a 45°/s, B representa 5 kg executado a 90°/s e C 10kg à 180°/s.

As acelerações horizontal e vertical referem-se ao sistema de coordenadas global e, como pode ser observado na figura 4.2.2, a aceleração horizontal é predominantemente próxima à flexão máxima, enquanto que a aceleração vertical é próxima à extensão máxima.

À medida que a velocidade de execução do gesto aumenta, também crescem as magnitudes das acelerações. A aceleração horizontal na situação A apresenta seu pico em torno de 1.5 m/s^2 - próximo à flexão máxima. Na situação B, o pico de aceleração aumenta para aproximadamente 5 m/s^2 próximo à flexão máxima e -3 m/s^2 em torno dos 40° de flexão. Na situação C, o pico de aceleração horizontal passa a assumir valores próximos a 20 m/s^2 na flexão máxima e -10 m/s^2 nos 40° de flexão. Dessa forma a aceleração horizontal pode assumir valores positivos e negativos ao longo do exercício de extensão do joelho.

Aceleração positiva pode representar tanto um aumento da velocidade enquanto o indivíduo flexiona o joelho, (neste caso gerando um momento flexor), quanto representar uma diminuição da velocidade quando o indivíduo estende o joelho. Na prática, a aceleração horizontal multiplicada pelo momento de inércia da caneleira e do segmento perna-pé só é representativa durante a flexão, gerando um aumento do momento flexor, pois na extensão ela tende a tracionar a perna longitudinalmente.

A aceleração vertical durante o exercício realizado sem carga na velocidade de $45^\circ/\text{s}$, situação A apresenta seu pico na extensão máxima com magnitude de -1 m/s^2 ; na situação B o pico de aceleração vertical aumentou para 3.5 m/s^2 em torno dos 80° de flexão e -3.0 m/s^2 na extensão máxima. Quando o exercício foi realizado com caneleira de 10 kg e velocidade angular de $180^\circ/\text{s}$ o pico de aceleração vertical aumentou para 12 m/s^2 próximo aos 80° de flexão e -7 m/s^2 na extensão máxima. Ao contrário da aceleração horizontal, a aceleração vertical contribui na geração de torque somente na extensão e por isso não altera o valor do momento proximal, já que a partir dos 40° diminui significativamente.

Percebe-se então, que a grande responsável pelo comportamento do momento proximal ter-se invertido com o aumento da velocidade e da carga foi a componente horizontal da aceleração. Reconhecendo os valores do momento proximal pode-se obter a força muscular, que irá ser resultado da razão entre o momento proximal e a distância perpendicular. A figura 4.2.3 apresenta o comportamento da força muscular obtido pelo momento proximal.

Como pode ser observado, o pico da força muscular aumentou com o aumento da carga associado à velocidade, na situação sem a carga externa executado a 45°/s, a força muscular apresentou seu pico máximo em torno de 950 N. Aumentando a carga externa para 5 kg e a velocidade para 90°/s, o pico ocorreu próximo a 1100N, e, no exercício realizado com caneleira de 10 kg na velocidade de 180°/s, o pico alcançou valores em torno de 3000N.

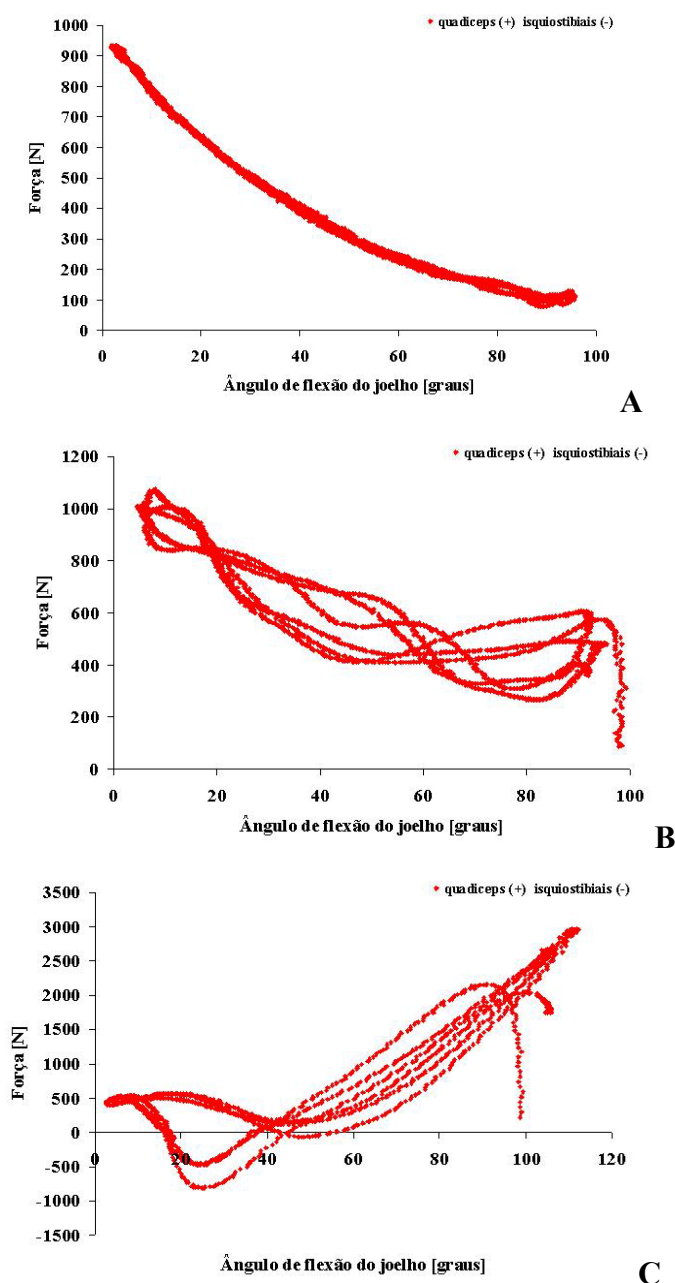


Figura 4.2 3– Comportamento da força muscular obtido a partir do momento proximal. O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a 45°/s, B representa 5 kg executado a 90°/s e C 10 kg à 180°/s.

O comportamento da força muscular foi muito semelhante ao do momento proximal e isso ocorre porque a distância perpendicular do quadríceps é praticamente constante (Herzog, 1993). Na realização do exercício nas condições A e B ocorre uma predominância do quadríceps; na condição C há uma pequena participação dos isquiotibiais entre os 20° e 40°. Isso ocorre porque, para realizar o exercício na velocidade mais alta é necessário aumentar a velocidade durante a fase flexora do exercício, sendo necessário contrair a musculatura flexora do joelho.

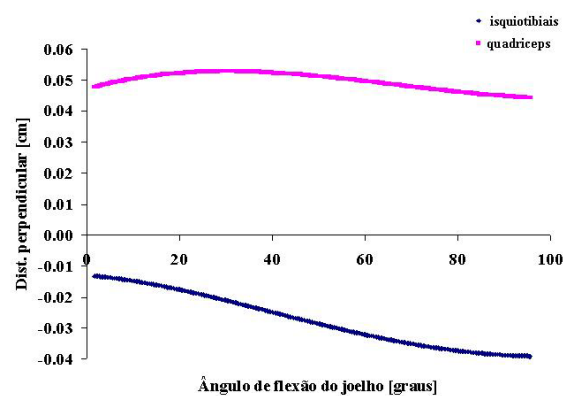


Figura 4.2 4 – Distância perpendicular do quadríceps e dos isquiotibiais assumidas no modelo. Adaptado de Herzog e col. (1993).

Acrescentando os valores da força muscular na equação de força articular (2) podem-se determinar as componentes vertical (compressão) e horizontal (cisalhamento) a partir da linha de ação dos músculos. A figura 4.2.5 apresenta as forças de cisalhamento e compressão da tibiofemoral.

Assim como existia semelhança entre as curvas de momento proximal e força muscular, as curvas da força de compressão apresentam muita semelhança com as curvas da força muscular já que esta variável representa a maior magnitude das forças consideradas no cálculo. Além disso, a linha de ação do tendão patelar (figura 4.2.6) apresenta uma componente maior para a força de compressão que a força de cisalhamento, atribuindo a força de compressão magnitudes maiores que a força de cisalhamento.

O comportamento da força de compressão, assim como a força muscular, inverteu-se na velocidade mais alta (180°/s) como resposta ao efeito inercial da caneleira. Nas condições A e B, a força de compressão apresentou seu pico na máxima

extensão, atingindo valores próximos a 900 N e 1100 N, respectivamente. Na condição C, o pico máximo chegou próximo a 2800 N na máxima flexão.

A força de cisalhamento apresentou em todas as condições de teste uma mudança de sentido, sendo posterior da máxima extensão até 40° de flexão e anterior dos 40° até a máxima flexão. Entretanto, na situação C, em que o exercício foi realizado com caneleira de 10 kg, foi quando a força de cisalhamento posterior apresentou sua menor magnitude e a força de cisalhamento anterior a maior.

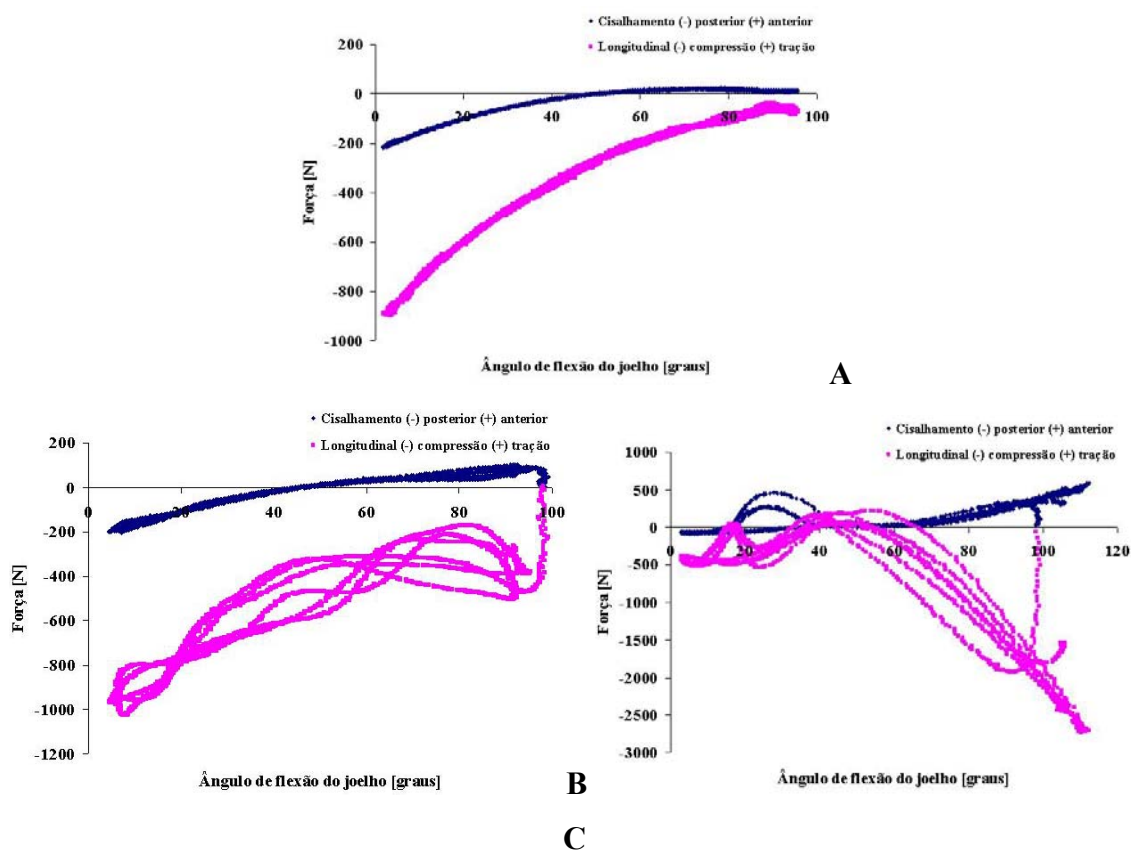


Figura 4.2 5 – Força de compressão e cisalhamento tibiofemoral obtido a partir da equação de força vertical e horizontal.

O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a 45°/s, B representa 5 kg executado a 90°/s e C 10kg à 180°/s.

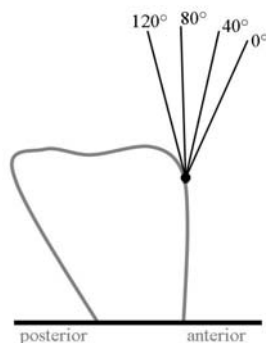
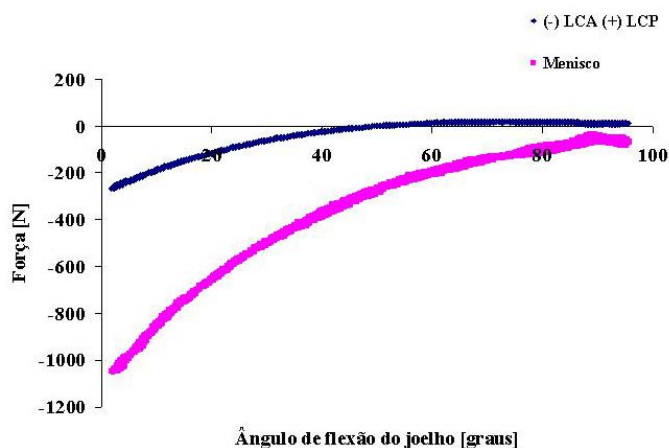


Figura 4.2 6 - Relação entre a linha de ação do tendão patelar e o ângulo de flexão do joelho. Adaptado de Herzog e col. (1993).

O pico de força do cisalhamento posterior foi de 215 N quando o exercício foi realizado sem carga externa na velocidade de 45°/s, de 200N quando realizado com caneleira de 5 kg na velocidade de 90°/s e de 80 N quando a extensão de joelho foi realizada com uma caneleira de 10 kg na velocidade de 180°/s. Curiosamente, os resultados apontam que, mesmo aumentando a carga externa em aproximadamente 3 vezes (5 kg, 10 kg e 15 kg – considerando o peso do segmento perna-pé) a força no ligamento pode diminuir até 2,6 vezes como resposta ao comportamento inercial da caneleira.

As forças no cisalhamento anterior foram de 15 N, 90 N e 650 N na situação A, B e C respectivamente.

A figura 4.2.7 representa a decomposição da força resultante sobre os LCA e LCP. Observa-se que a decomposição da força resultante sobre os ligamentos resultou numa força de compressão, já que o ligamento, quando tensionado, também contribuirá na aproximação da tíbia com o fêmur.



A

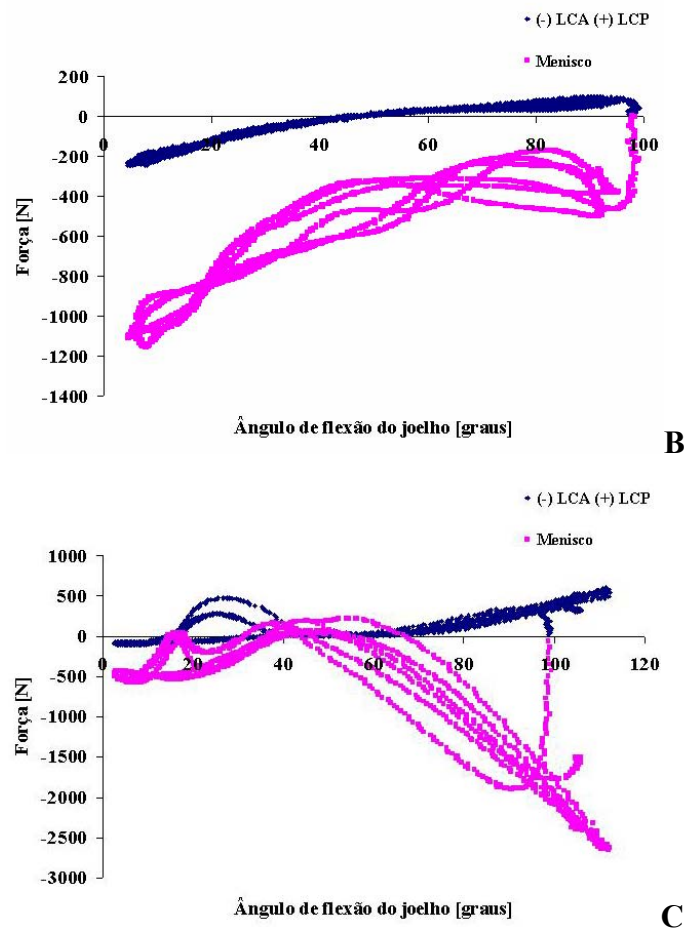


Figura 4.2 7 – Força de compressão (menisco) e nos LCA e LCP obtido a partir das forças de cisalhamento e compressão.

O gráfico A representa o exercício realizado sem carga externa executado a 45°/s, B representa 5 kg executado a 90°/s e C 10kg à 180°/s.

4.3 Efeito do aumento da carga e da velocidade sobre as forças internas da articulação tibiofemoral:

O exercício de extensão de joelho é uma modalidade comum dentro da reabilitação, usado para fortalecer o músculo quadríceps após lesões no joelho (Grood et al., 1984). Este tipo de exercício pode ser realizado de diferentes formas: variando a carga externa, a velocidade de execução ou a amplitude articular (Andrews, 1998).

Neste estudo foi utilizado um protocolo no qual a carga externa e a velocidade de execução foram aumentadas enquanto se solicitava uma manutenção da amplitude articular entre 90° de flexão de joelho até a máxima extensão possível. Assim, o protocolo realizado pelos sujeitos compreendia a realização do exercício de extensão de joelho sem caneleira e com caneleiras de 5 kg e 10 kg executadas nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s. O objetivo deste estudo foi verificar o efeito do aumento da carga externa e da velocidade de execução do gesto sobre as forças internas da tibiofemoral.

Primeiramente serão apresentados os resultados da força articular decomposta na direção longitudinal da tíbia (efeito da carga e velocidade) e, posteriormente, os dados referentes às componentes na direção dos ligamentos (efeito da carga e velocidade). Para cada situação de força serão analisadas separadamente as duas fases do exercício de extensão de joelho: a fase ascendente (movimento articular variando de 90° até 0° de flexão de joelho) e a fase descendente (movimento articular variando de 0° até 90° de flexão de joelho).

Os valores de força serão comparados a cada dez graus, contemplando a variação de 0° até 90° de flexão de joelho. Cada ponto da curva representa a média de todos os sujeitos.

4.3.1 Comportamento da força de compressão tibiofemoral como resposta à variação de carga externa e velocidade de execução.

A tabela 4.3.1.1 apresenta os valores relativos ao teste estatístico que analisou o efeito da carga, da velocidade e da interação entre ambas (carga e velocidade) sobre a magnitude da força longitudinal da tíbia a cada 10°. Como foi constatada somente uma direção de força, a força longitudinal será mencionada como força de compressão. Nesta análise não foram dissociadas as fases do exercício, representado, portanto, as fases ascendentes e descendentes do exercício de extensão de joelho.

Analisando os valores da tabela, observa-se que o aumento da carga externa, representa diferenças significativas da força de compressão para todos os ângulos analisados. Em consequência, independente da velocidade de execução do gesto, o aumento da carga externa altera significativamente a força de compressão da articulação tibiofemoral.

Avaliando o efeito do aumento da velocidade de execução do gesto sobre a força de compressão, somente até os 50° de flexão de joelho ocorrem diferenças significativas. Acima desses ângulos (entre 60° e 90°), estas diferenças não mais ocorrem. A interação da carga e da velocidade sobre a força de compressão apresentou diferenças significativas em todos os ângulos, exceto nos de 60° e 70° de flexão de joelho.

Nenhum estudo, até o presente momento, verificou o efeito do aumento da carga externa realizado com caneleiras nem da velocidade de execução durante o movimento de extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Os estudos que compararam a força de compressão tibiofemoral com o aumento da velocidade de execução do gesto foram

todos realizados em dinamômetros isocinéticos, o que torna os feitos inerciais entre os estudos bastante diferentes. Não obstante, o comportamento da carga externa é dependente da velocidade de execução no exercício realizado em dinamômetros isocinéticos, pois quanto menor a velocidade de execução, na qual é controlada pelo aparelho, maior a capacidade de produção de força produzida pelo indivíduo. No presente estudo, a carga externa foi constante e a velocidade de execução foi monitorada por um sistema sonoro (FAC) que orientava a posição angular no tempo, e portanto, a coordenação de cada indivíduo frente a este estímulo alterava a velocidade de execução. Sendo assim, torna-se difícil a comparação entre os estudos.

Baltzopoulos et al. (1995) apresentaram em seu estudo diferenças significativas entre os picos de força de compressão com o aumento da velocidade angular (30°/s, 90°/s, 150°/s e 210°/s) durante o exercício de extensão de joelho realizado em dinamômetro isocinético. Neste estudo, o aumento da velocidade angular diminuiu significativamente (durante a fase ascendente do movimento) a força de compressão tibiofemoral, sendo este comportamento reflexo da diminuição significativa do momento gerado com o aumento da velocidade de execução.

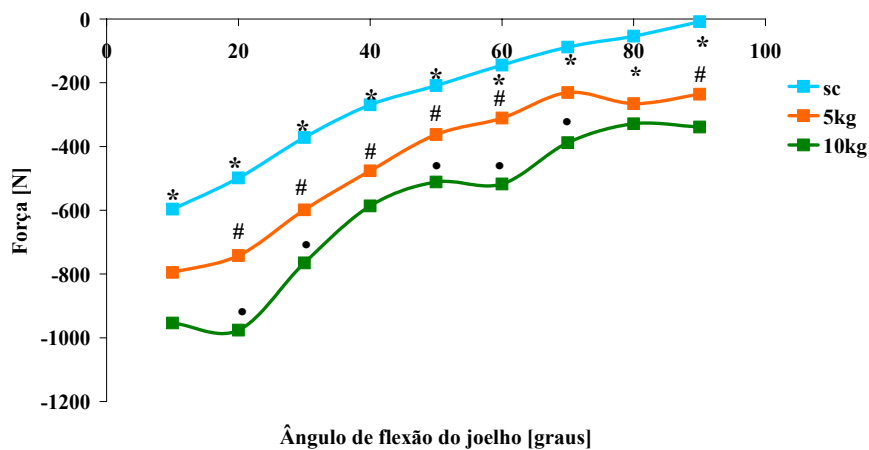
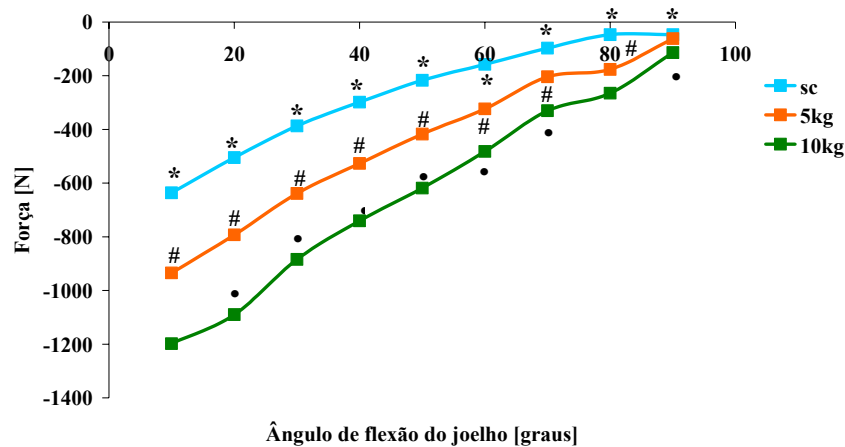
Tabela 4.3.1.1 – valores do teste F e significância (*p*) para a força de compressão tibiofemoral a cada 10°, considerando o efeito da carga, da velocidade e da interação entre ambas. Nível de significância $p < 0.05$.

Ângulo	Carga		Velocidade		Carga×Velocidade	
	F	<i>p</i>	F	<i>p</i>	F	<i>p</i>
10°	112.56	0.000*	37.22	0.000*	62.802	0.000*
20°	76.46	0.000*	36.64	0.000*	36.655	0.000*
30°	54.26	0.000*	36.44	0.000*	30.751	0.000*
40°	52.76	0.000*	31.06	0.000*	31.21	0.000*
50°	76.68	0.000*	5.331	0.412	6.349	0.001*
60°	81.89	0.000*	0.698	0.469	0.676	0.614
70°	58.13	0.000*	81.50	0.192	7.68	0.072
80°	31.76	0.000*	7.924	0.204	9.88	0.000*
90°	27.59	0.012*	11.63	0.091	15.65	0.000*

Nissel et al. (1989) expuseram resultados semelhantes aos de Baltzopoulos, quando afirmaram que aumentando a velocidade de execução do gesto, também

monitorado por dinamômetro isocinético (30°/s e 180°/s), a força de compressão diminuiu significativamente. De acordo com estes resultados, Kaufmann et al. (1991) encontraram diferenças significativas entre os picos de força de compressão e o aumento da velocidade angular (60°/s e 180°/s).

A figura 4.3.1.1 apresenta os resultados do aumento da carga externa nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho sobre a força de compressão articular.



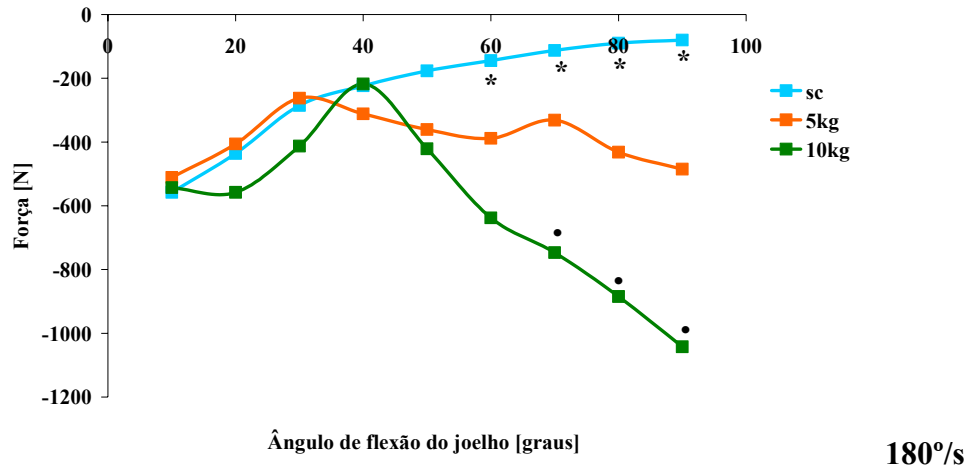


Figura 4.3.1 1 – Valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase ascendente do exercício de extensão do joelho em cadeia cinética aberta.

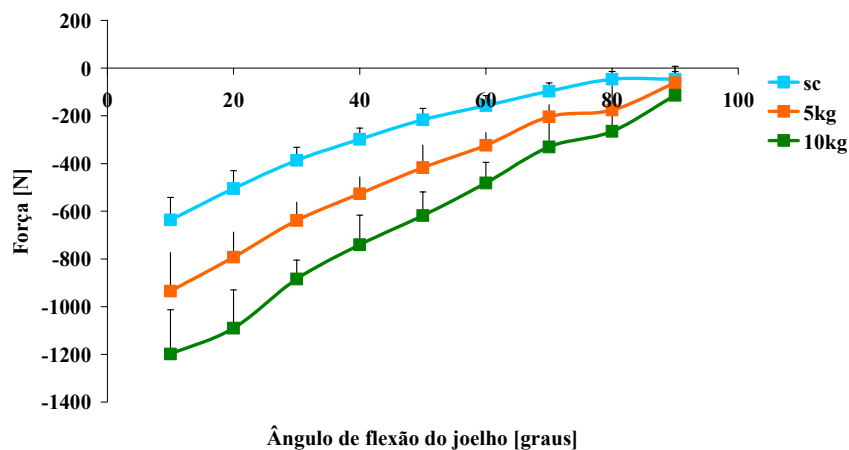
(*) representa diferença significativa entre sem carga e 10 kg, (#) representa diferença significativa entre sem carga e 5 kg e (●) representa diferença significativa entre 5kg e 10 kg.

Como pode ser observado, quando o indivíduo realiza a fase ascendente do exercício de extensão de joelho, em praticamente todos os ângulos as forças de compressão apresentaram diferenças significativas com o aumento da carga na velocidade de 45°/s e 90°/s. Entretanto, estas diferenças não ocorrem quando o exercício foi realizado na velocidade mais alta (180°/s). Nesta velocidade, o efeito do aumento da carga sobre a força de compressão correu a partir dos 60° até os 80° de flexão entre as situações sem carga e 10 kg e 5 kg e 10 kg. Como pode ser visualizado, até os 50° de flexão de joelho praticamente não existem diferenças entre as forças de compressão, sugerindo que na realização do exercício de extensão de joelho, durante a fase ascendente, realizado nesta velocidade (180°/s), a variável carga externa não determina a magnitude da força de compressão.

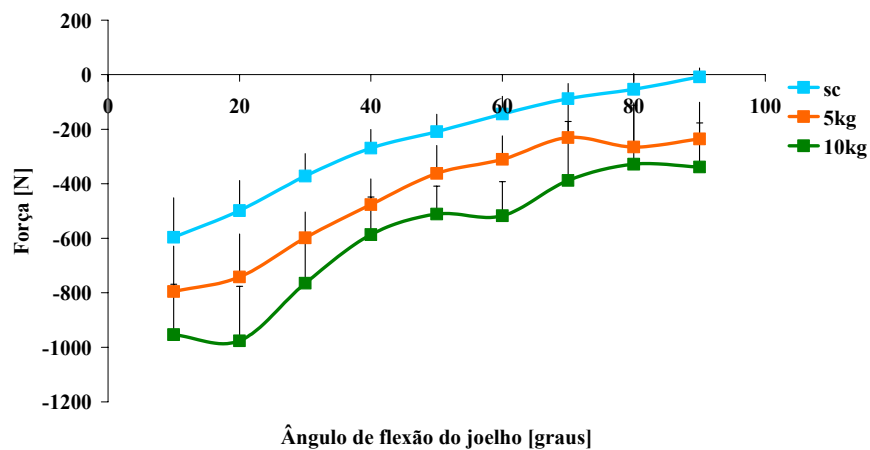
O comportamento da força de compressão nas velocidades mais baixas (45°/s e 90°/s) apresentou um padrão de aumento da força de compressão com a diminuição do ângulo de flexão, independente da carga externa oferecida. Na velocidade mais alta (180°/s), o comportamento da força de compressão mudou com o aumento da carga externa. Durante a realização do exercício sem carga externa, o comportamento foi semelhante ao das outras velocidades, no entanto, aumentando a carga externa para 5 kg e 10 kg ocorre uma inversão entre a relação força e ângulo de flexão. Analisando as curvas podemos observar que esta inversão começa a ocorrer na carga externa de 5 kg e se acentua na carga de 10 kg.

Este comportamento pode ser explicado pelo efeito inercial gerado pelas caneleiras, o qual assume magnitudes tão altas que são capazes de inverter a relação entre a força de compressão e o ângulo de flexão.

Os valores representativos das médias e os desvios-padrão da força de compressão tibiofemoral durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho podem ser visualizados na figura 4.3.1.2. A média do pico máximo da força de compressão entre os sujeitos neste ciclo foi de 1198.2 ± 185.6 N, durante a realização do exercício na menor velocidade de execução ($45^\circ/s$), com carga externa de 10 kg localizada no ângulo de 10° de flexão.



A



B

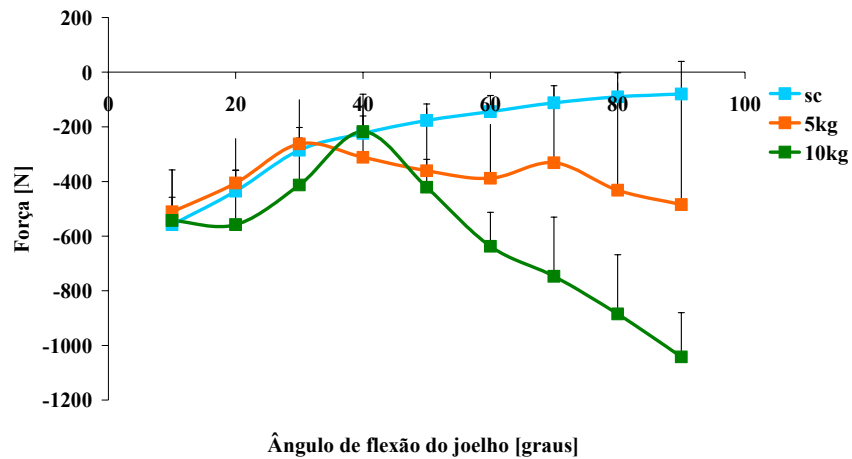
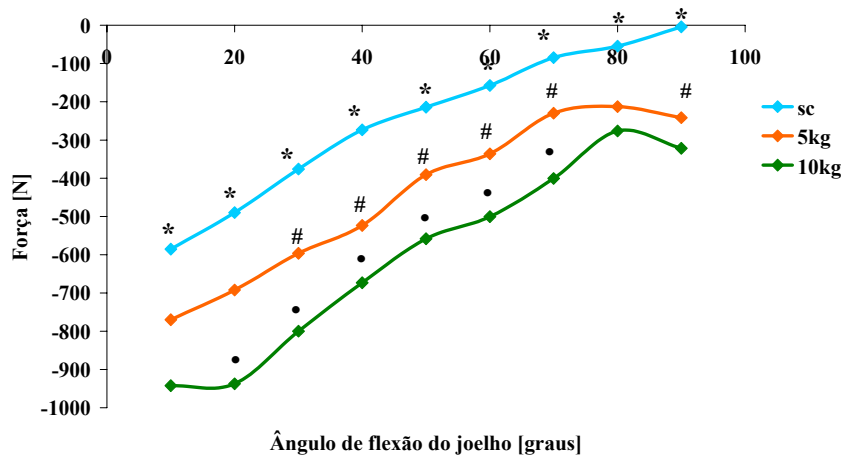
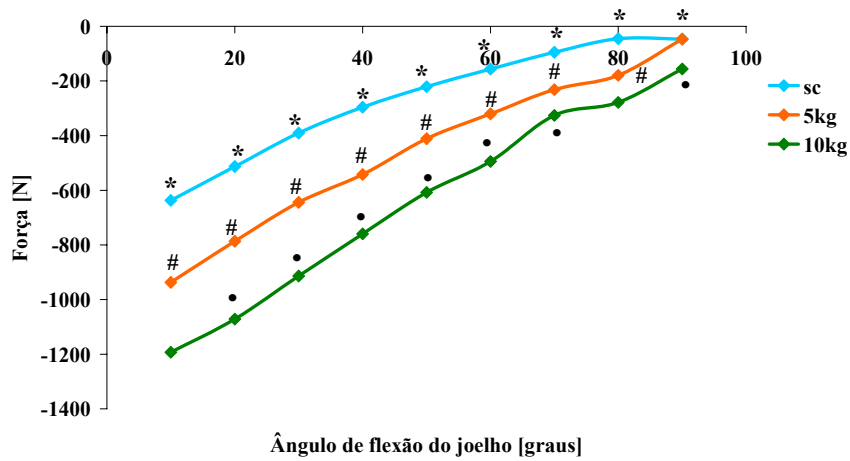


Figura 4.3.1 2 – Médias e desvios-padrão das forças de compressão tibiofemoral durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho executado a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).



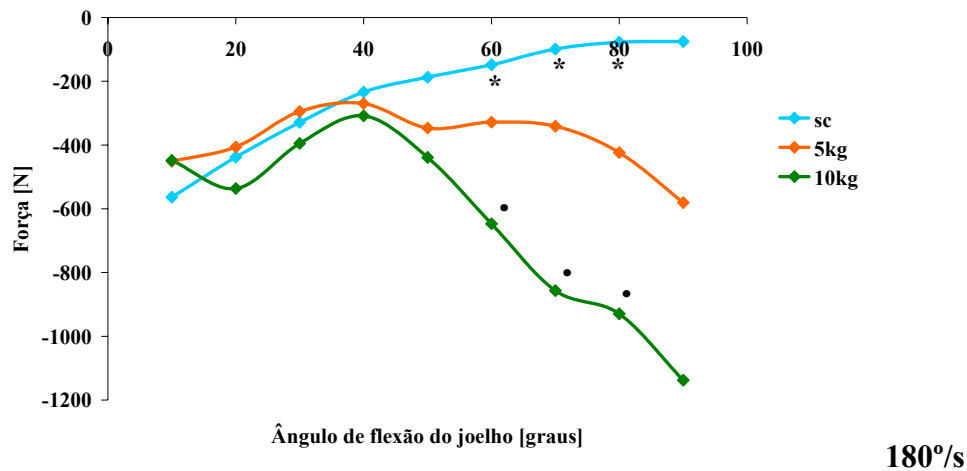
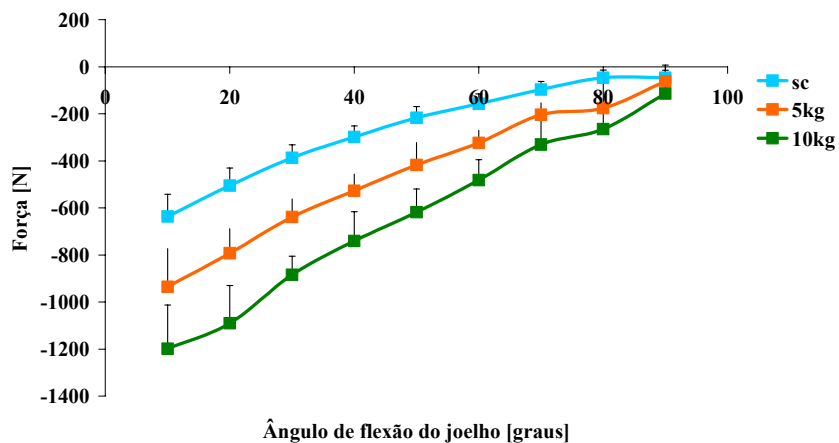
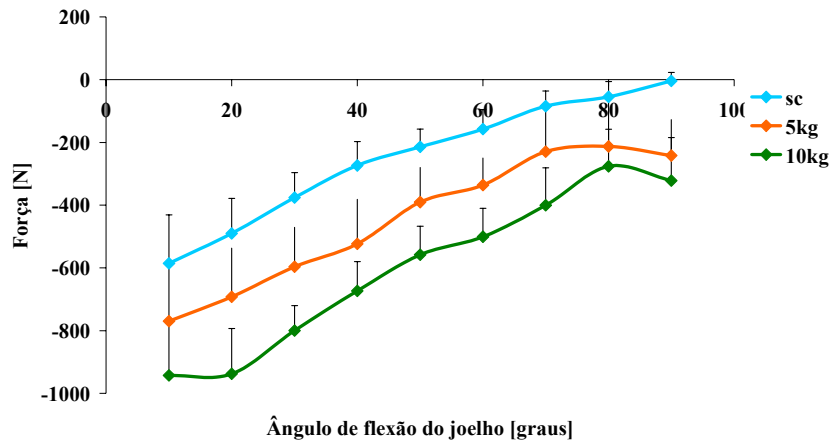


Figura 4.3.1 3 – Valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente do exercício de extensão de joelho. (*) representa diferença significativa entre o exercício realizado sem carga e 10 kg, (#) representa diferença significativa entre sem carga e 5 kg e (•) representa diferença significativa entre 10 kg e 5kg. Nível de significância $p < 0.05$.

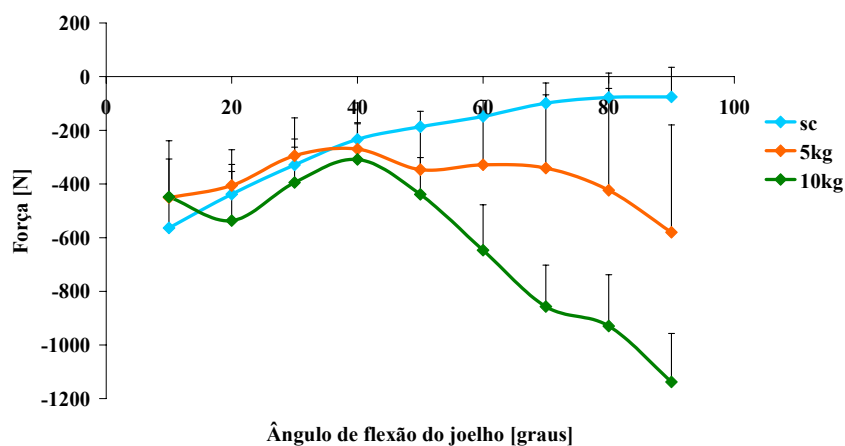
O comportamento da força de compressão durante a fase descendente do movimento de extensão de joelho pode ser visualizado na figura 4.3.1.3.



(A)



(B)



(C)

Figura 4.3.1 4 – Médias e desvios-padrão das forças de compressão tibiofemoral durante a fase flexora do movimento de extensão de joelho executado a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

Como pode ser observada, a fase descendente apresentou as mesmas características da fase ascendente. Os valores da força de compressão aumentam significativamente com o aumento da carga externa nas velocidades de 45°/s e 90°/s em praticamente todos os ângulos analisados. Na velocidade de 180°/s, estas diferenças ocorrem a partir dos 60° até a flexão completa.

O pico de força de compressão nesta fase também ocorreu na menor velocidade de execução, com a maior carga externa e no ângulo de 10°, atingindo 1193.11 ± 166.91 N.

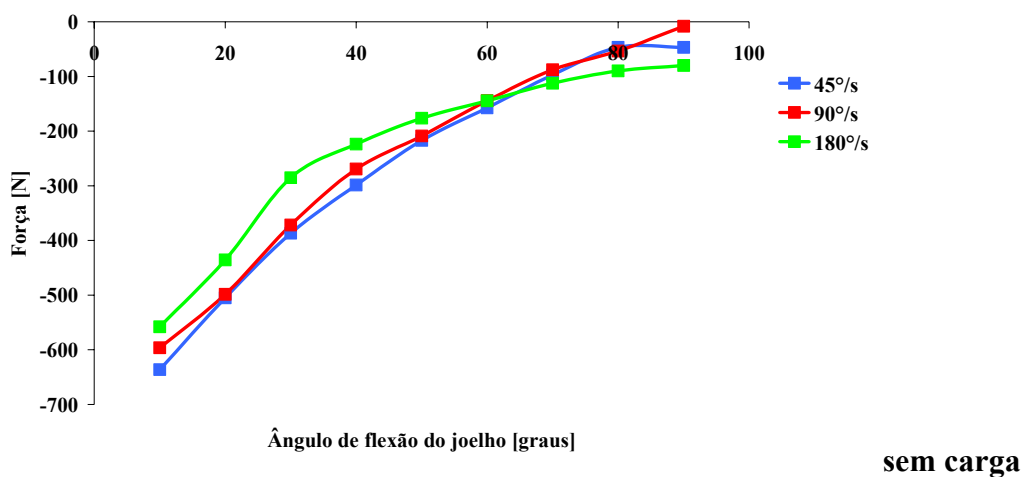
Comparando qualitativamente os valores das forças de compressão nas diferentes fases (ascendente e descendente), praticamente não houve diferenças. A figura 4.3.1.4 apresenta todos os valores médios e seus respectivos desvios-padrão representativos da força de compressão durante a fase descendente do exercício de extensão de joelho.

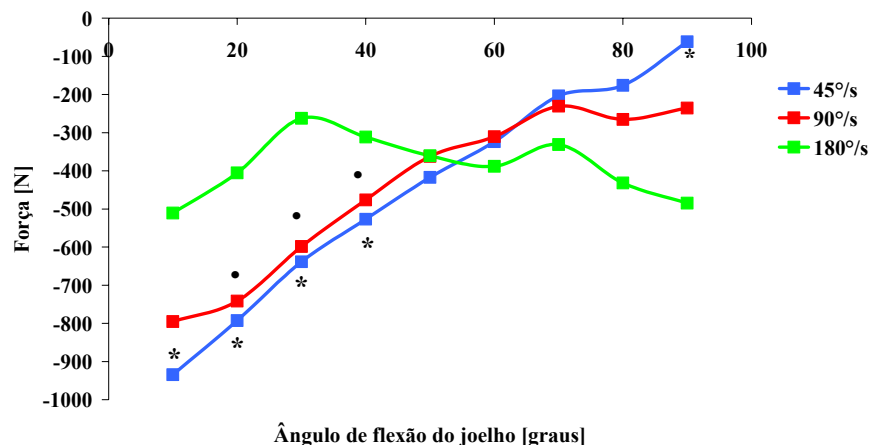
Kellis e Baltzopoulos (1999) analisaram a força de compressão tibiofemoral, normalizada pelo peso corporal dos sujeitos, durante a fase ascendente e descendente do exercício de extensão de joelho. Os pico de força de compressão durante a fase ascendente foi de $10.1 \pm 2.1 \times \text{PC}$ e na fase descendente foi de $11.3 \pm 2.1 \times \text{PC}$, sugerindo semelhanças nas forças de compressão entre as fases. No entanto, a localização do pico de compressão foi próximo à flexão máxima.

Wilk et al. (1996) mostraram que o pico máximo de compressão tibiofemoral está localizado na fase extensora atingindo pico de $4598 \pm 2547 \text{ N}$ próximos a extensão máxima. Semelhantemente, Escamilla et al. (1998) encontraram o valor de pico de compressão tibiofemoral durante a fase descendente próximos à extensão máxima atingindo $3155 \pm 755 \text{ N}$.

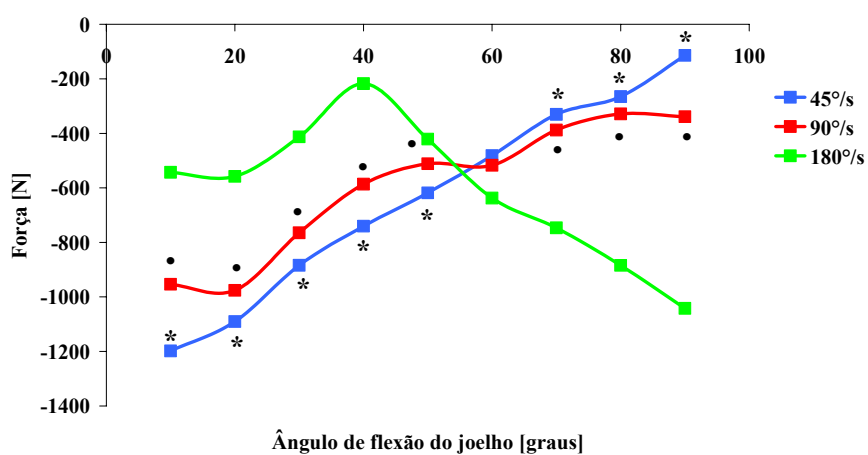
As diferenças entre as magnitudes dos picos de compressão do presente estudo com os demais pode ser explicadas por diferenças entre os modelos e diferenças entre as cargas externas implementadas. Dessa forma, é inútil compará-las, já que representam diferentes situações de teste e método.

A figura 4.3.1.5 mostra os gráficos representativos do efeito da velocidade sobre a força de compressão durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho realizada sem carga externa e com caneleiras de 5 kg e 10 kg.





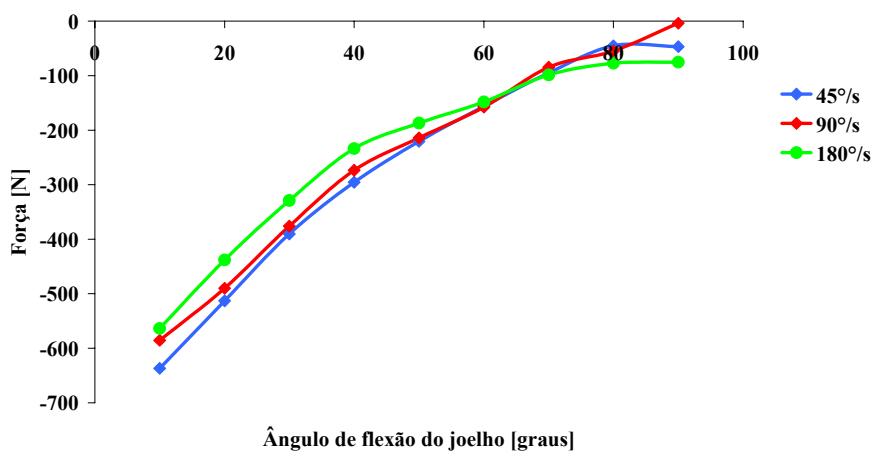
5 kg



10 kg

Figura 4.3.1 5 – Comparação entre os valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho.

(*) representa diferença significativa entre 45°/s e 180°/s, (#) representa diferença significativa entre 45°/s e 90°/s (•) representa diferença significativa entre 90°/s e 180°/s. Nível de significância $p < 0.05$.



sem carga

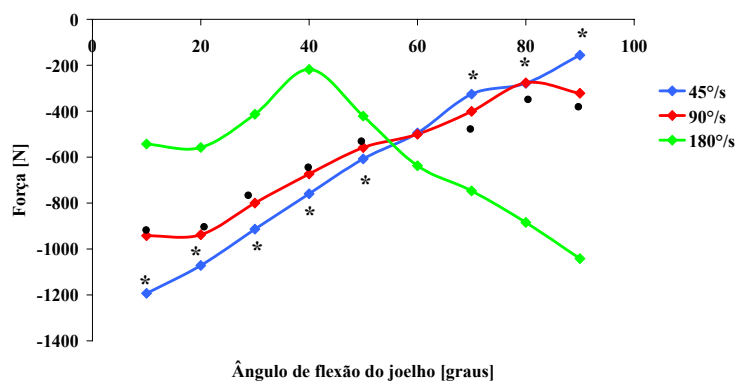
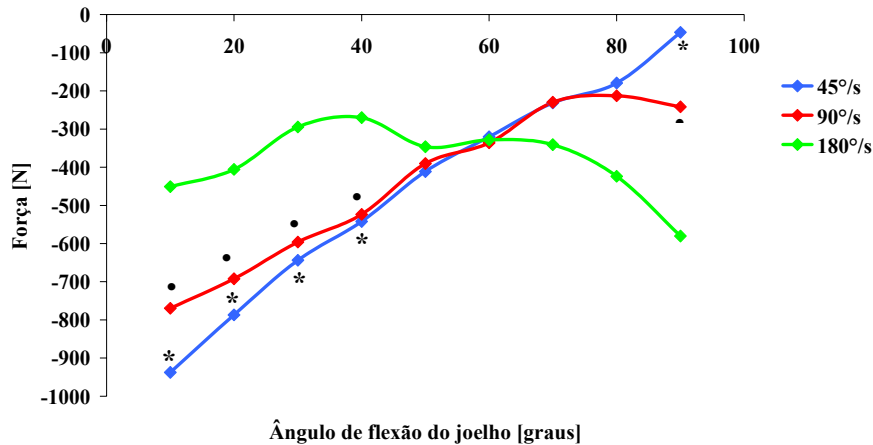


Figura 4.3.1 6 – Comparação entre os valores médios da força de compressão de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase flexora da extensão do joelho.

(*) representa diferença significativa entre 45°/s e 180°/s, (#) representa diferença significativa entre 45°/s e 90°/s e (●) representa diferença significativa entre 90°/s e 180°/s. Nível de significância $p < 0.05$.

Quando a fase ascendente foi realizada sem carga externa, a força de compressão não apresentou diferenças significativas com o aumento da velocidade, sugerindo que nesta condição de carga externa as magnitudes da força de compressão praticamente não mudam com o aumento da velocidade. O exercício de extensão de joelho realizado sem caneleira apresenta como carga o peso do segmento perna-pé que, como já mostrado previamente, não tem seu comportamento alterado pela variação da velocidade.

Com o aumento da carga externa para 5 kg, a força de compressão na velocidade de 180°/s entre os ângulos 0° e 40° de flexão de joelho diminui significativamente enquanto que, aos 90° de flexão, aumenta significativamente. Este comportamento é ainda mais evidente quando o exercício é realizado com a caneleira de 10 kg, já que as diferenças aparecem em praticamente toda a amplitude de movimento.

Durante a fase descendente do exercício o mesmo comportamento foi encontrado como pode ser visualizado na figura 4.3.1.6.

4.3.2 Comportamento da força dos ligamentos cruzados como resposta à variação de carga externa e velocidade de execução.

A tabela 4.3.2.1 apresenta os valores relativos ao teste estatístico que analisou o efeito da carga, da velocidade e da interação entre ambas (carga e velocidade) na magnitude da força dos ligamentos cruzados a cada 10°. Assim como na análise estatística da força de compressão, as fases do exercício também não foram dissociadas para esta análise, representado, portanto, as forças de compressão durante a fase ascendente e descendente do exercício de extensão de joelho.

A verificação dos efeitos da carga e velocidade, bem como a interação das variáveis na força do LCA pode ser observada nos ângulos de 10° até 40°; nos demais ângulos as forças são representativas do LCP (50° até 90°). Dessa forma, o efeito do aumento da carga sobre a força do LCA foi significativa somente aos 40° flexão, e como resposta ao aumento da velocidade houve diferenças significativas menores ângulos: 10° e 20°. A força do LCP apresentou significativa diferença com o aumento da carga em todos os ângulos exceto aos 90° e como resposta ao aumento da velocidade houve diferença significativa somente nos 70° e 80° de flexão de joelho.

Tabela 4.3.2.1 – Valores do teste F e significância (*p*) para a força dos ligamentos a cada 10°, considerando o efeito da carga, da velocidade e da interação entre ambas. Nível de significância $p < 0.05$.

Ângulo	Carga		Velocidade		Carga*Velocidade	
	F	<i>p</i>	F	<i>p</i>	F	<i>p</i>
10°	1.141	0.370	21.082	0.002*	70.299	0.000*
20°	0.094	0.912	6.462	0.021*	5.523	0.005*
30°	0.649	0.543	3.867	0.57	3.178	0.036
40°	5.916	0.016*	2.118	0.189	3.125	0.033*
50°	218.869	0.000*	4.722	0.27	0.850	0.506
60°	320.633	0.000*	0.547	0.590	0.591	0.672
70°	21.213	0.002*	5.898	0.016*	1.786	0.165
80°	61.316	0.000*	27.319	0.000*	12.282	0.000*
90°	10.030	0.091	3.750	0.211	3.401	0.773

A interação entre aumento de carga e velocidade apresentou diferença significativa em todos os ângulos em que o LCA atua e somente nos 80° de flexão na força do LCP.

A figura 4.3.2.1 apresenta as forças do LCA (valores negativos) e LCP (valores positivos) como resposta ao aumento da carga executado nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase ascendente do exercício de extensão de joelho.

Como pode ser visto, a força do LCA ocorre em todas as situações de carga e velocidade a partir dos 40° de flexão até 0°, exceto na velocidade média de 180°/s durante a realização do exercício com caneleira de 10 kg, quando a força no LCA ocorre somente a partir dos 20°. Já a força do LCP iniciou a partir dos 40° perpetuando até os 90° de flexão, aumentando em magnitude com o aumento do ângulo de flexão.

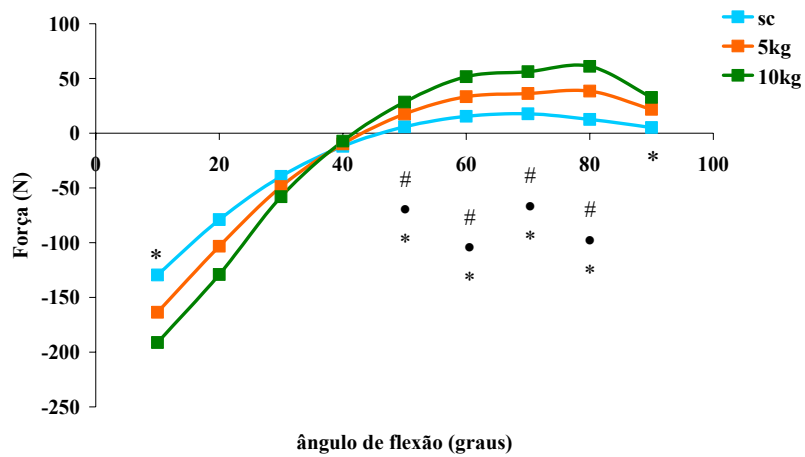
A força do LCA não apresentou diferença significativa com o aumento de carga independente da velocidade de execução, exceto durante a maior velocidade (180°/s). Quando o exercício foi realizado sem carga, a força do LCA é significativamente maior que quando o exercício foi realizado com carga externa de 10 kg. A significativa diminuição da força do LCA é resposta ao aumento da magnitude do efeito inercial da caneleira, que próximo à extensão apresenta estas características.

Com o aumento da carga a força do LCP aumentou significativamente, principalmente nos 50° e 60°. Nos demais ângulos, a ausência de diferença significativa, deve-se à variabilidade dos resultados entre os sujeitos, mesmo existindo a tendência de aumentar a força no LCP com o aumento da carga.

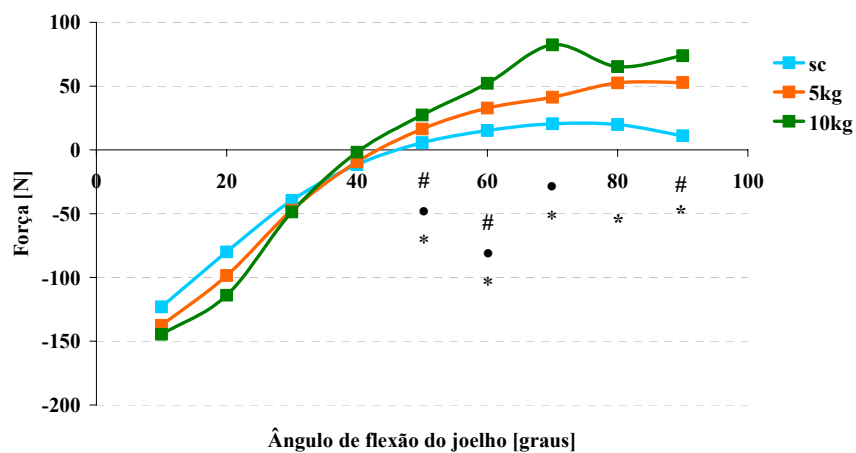
A principal função do LCA é estabilizar a articulação do joelho quando a tíbia é deslocada anteriormente e a do LCP é restringir o deslocamento posterior da tíbia quando esta é deslocada para trás (Woo et al., 1997). Durante o exercício de extensão de joelho em CCA estes deslocamentos são realizados pelas forças paralelas ao platô da força do tendão patelar quando o quadríceps se contrai, podendo resultar no deslocamento da tíbia para frente ou para trás, dependendo do ângulo de flexão (Palmitier et al., 1991). Dessa forma, duas variáveis são fundamentais na resposta de força obtida para os ligamentos: a linha de ação do tendão patelar e a linha de ação dos ligamentos com relação ao platô tibial.

Como já descrito, os parâmetros mecânicos deste estudo foram retirados dos dados apresentados por Herzog et al. (1993) e por isso o comportamento das forças nos ligamentos serão bastante influenciadas por estas variáveis.

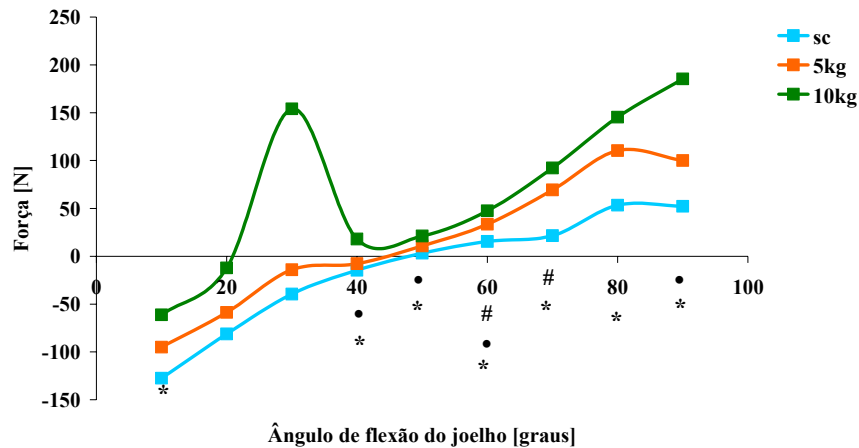
No presente estudo, não houve diferenças significativas entre as forças do LCA com o aumento de carga. Esta resposta corrobora os resultados de Baltzopoulos et al. (1995), que não mostraram também diferenças significativas da força de cisalhamento posterior (realizada pelo LCA) com a variação da velocidade angular realizada no dinamômetro isocinético, mesmo sendo significativas as diferenças entre a força do quadríceps com o aumento da velocidade de execução.



45°/s



90°/s



180°/s

Figura 4.3.2-1– Comparação entre os valores médios das forças nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente.

(*) diferença significativa entre sem carga e 10 kg, (#) diferença significativa entre sem carga e 5 kg e (•) diferença significativa entre 5 kg e 10 kg. Valores negativos representam a força do LCA e positivos do LCP. Nível de significância $p < 0.05$.

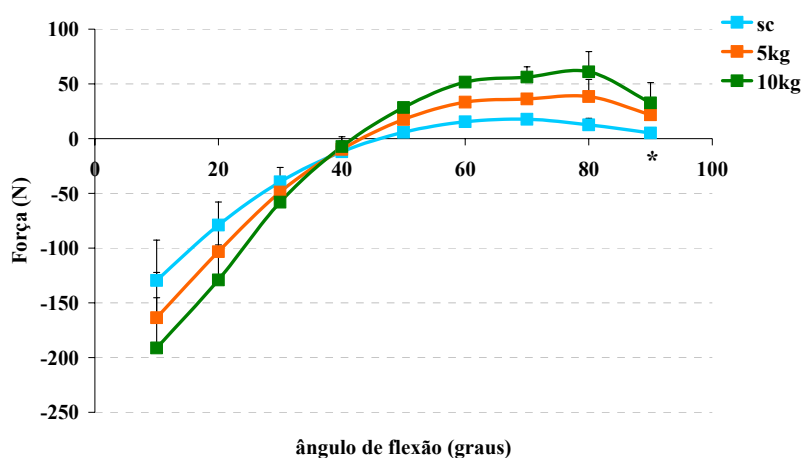
Em um estudo desenvolvido por Kvist e Gillquist (2001) que comparou o deslocamento anterior da tibia utilizando diferentes cargas externas (sem caneleira e com caneleira de 4 kg e 8 kg), houve um aumento de 16% do deslocamento anterior da tibia entre 0 kg e 4 kg e 11% entre 4 kg e 8 kg. Mesmo apresentando diferenças significativas do deslocamento anterior da tibia com o aumento da carga externa, este pode não oferecer uma força significativa sobre o LCA, já que apenas uma componente da força que desloca a tibia anteriormente atinge o ligamento.

Vários estudos demonstram que o comportamento da força dos ligamentos cruzados durante a extensão de joelho atua da seguinte forma: dos 90° de flexão até os 40° a força de cisalhamento tensiona o LCP e dos 40° até a extensão máxima a força de cisalhamento tensiona o LCA (Kellis e Baltzopoulos, 1999; Wilk et al., 1996; Escamilla et al., 1998; Zheng et al., 1998).

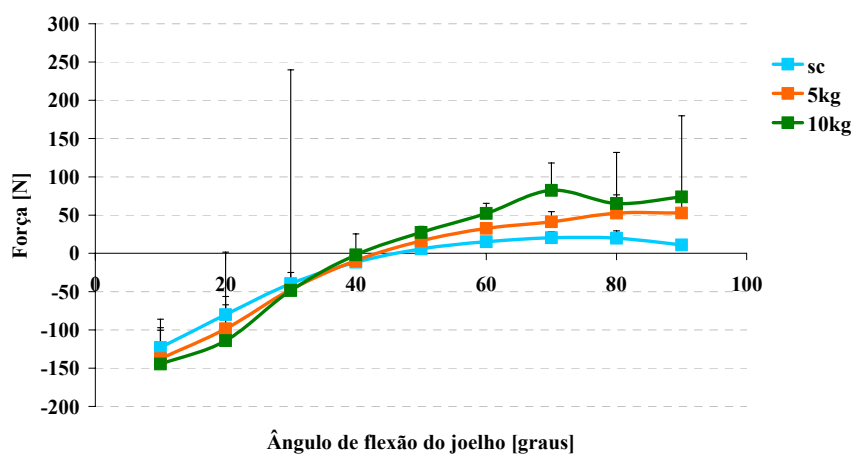
Kellis e Baltzopoulos (1999), semelhantemente ao nosso estudo, encontraram o início da força sobre o LCA próximo aos 50° de flexão aumentando a magnitude conforme o joelho se estendia. Wilk et al. (1996) mostraram que o início da força de cisalhamento posterior ocorreu em torno dos 38°, aumentando até a extensão máxima e atingindo (248 ± 259) N. Escamilla et al. (1998) e Zheng et al. (1998) referem que a força no LCA no exercício da extensão de joelho em cadeia cinética aberta iniciou próximo aos 30° de flexão de joelho, aumentando com a diminuição do ângulo de flexão. No presente estudo, a máxima força encontrada no LCA na fase extensora da extensão

de joelho foi de (191.3 ± 45.9) N quando o exercício foi executado a $45^\circ/s$ e do LCP foi de (185.4 ± 106.2) N quando o exercício foi executado a $180^\circ/s$.

Como já discutido quando exercício foi realizado na velocidade mais alta, os indivíduos aumentavam a velocidade no início da fase extensora e diminuía no final. Dessa forma, o componente inercial no início da fase extensora somava-se à força do ligamento, pois era necessário mais força para iniciar o movimento e, no final, o efeito se dava no sentido de tracionar o LCA, eis que existia uma tendência em manter o movimento de extensão.



(A)



(B)

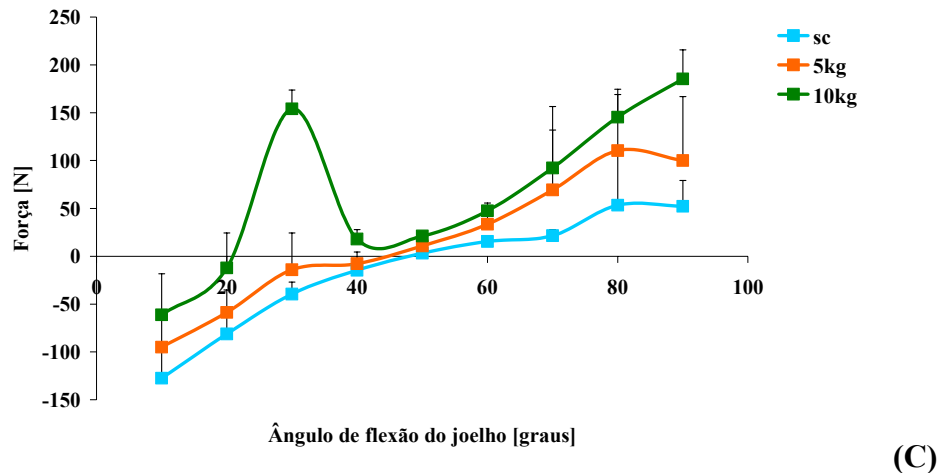


Figura 4.3.2 2 – Médias e desvios-padrão das forças dos ligamentos cruzados durante a fase ascendente executada a 45°/s (A), 90°/s (B) e 180°/s (C).

Os valores das médias e desvios-padrão das forças dos ligamentos em todas as situações de análise durante a fase extensora da extensão do joelho podem ser visualizados na figura 4.3.2.2.

A figura 4.3.2.3 apresenta os resultados da comparação entre as forças nos ligamentos como resposta ao aumento da carga externa durante a fase flexora da extensão do joelho. A resposta da força do LCA e LCP foi bastante semelhante a fase extensora da extensão de joelho. O pico de força do LCA foi de (190.0 ± 42.5) N na velocidade de 45°/s e o pico de força do LCP foi de (193.0 ± 118.6) N quando o exercício foi realizado na velocidade de 180°/s.

O comportamento da força dos ligamentos com o aumento da velocidade durante a fase extensora pode ser observado na figura 4.3.2.4. No exercício realizado sem carga não houve diferença entre as magnitudes dos LCA. Com relação ao LCP houve diferença entre as velocidades de 45°/s e 90°/s comparativamente a 180/s nos maiores ângulos 80° e 90° de flexão.

Quando o exercício foi realizado com caneleira de 5 kg as diferenças da força do LCP praticamente se mantiveram, e no LCA ocorreram entre 10° e 30° de flexão e entre as velocidades de 45°/s e 180°/s. Estas diferenças das forças dos ligamentos permaneceram com o exercício realizado com caneleira de 10 kg, acrescentando ainda diferenças significativas entre 90°/s e 180°/s.

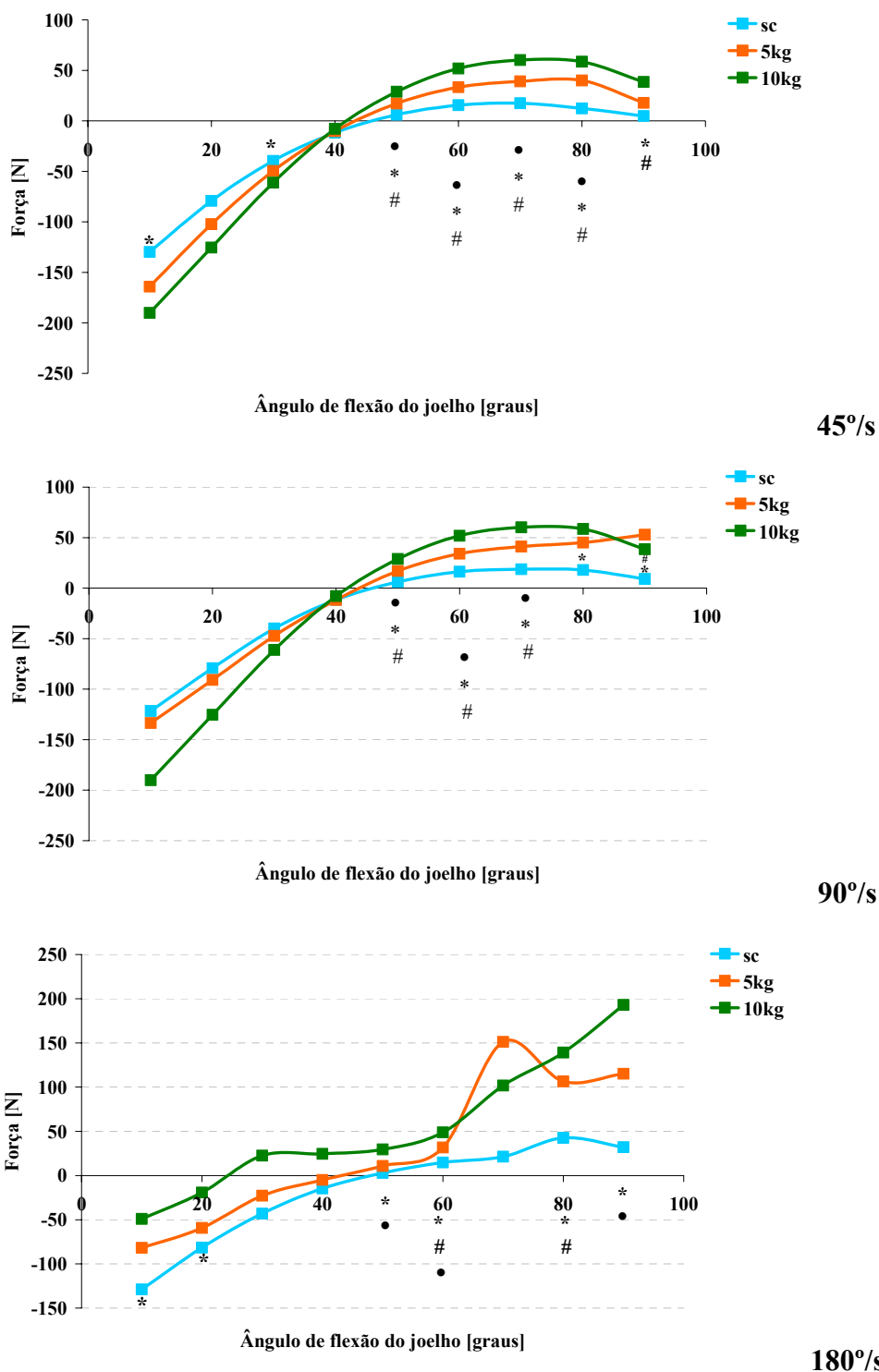


Figura 4.3.2.3 - Valores médios das forças nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s durante a fase descendente. (*) diferença significativa entre sem carga e 10 kg, (#) diferença significativa entre sem carga e 5 kg e (•) diferença significativa entre 5kg e 10 kg. Valores negativos representam a força do LCA e positivos do LCP. Nível de significância $p < 0.05$.

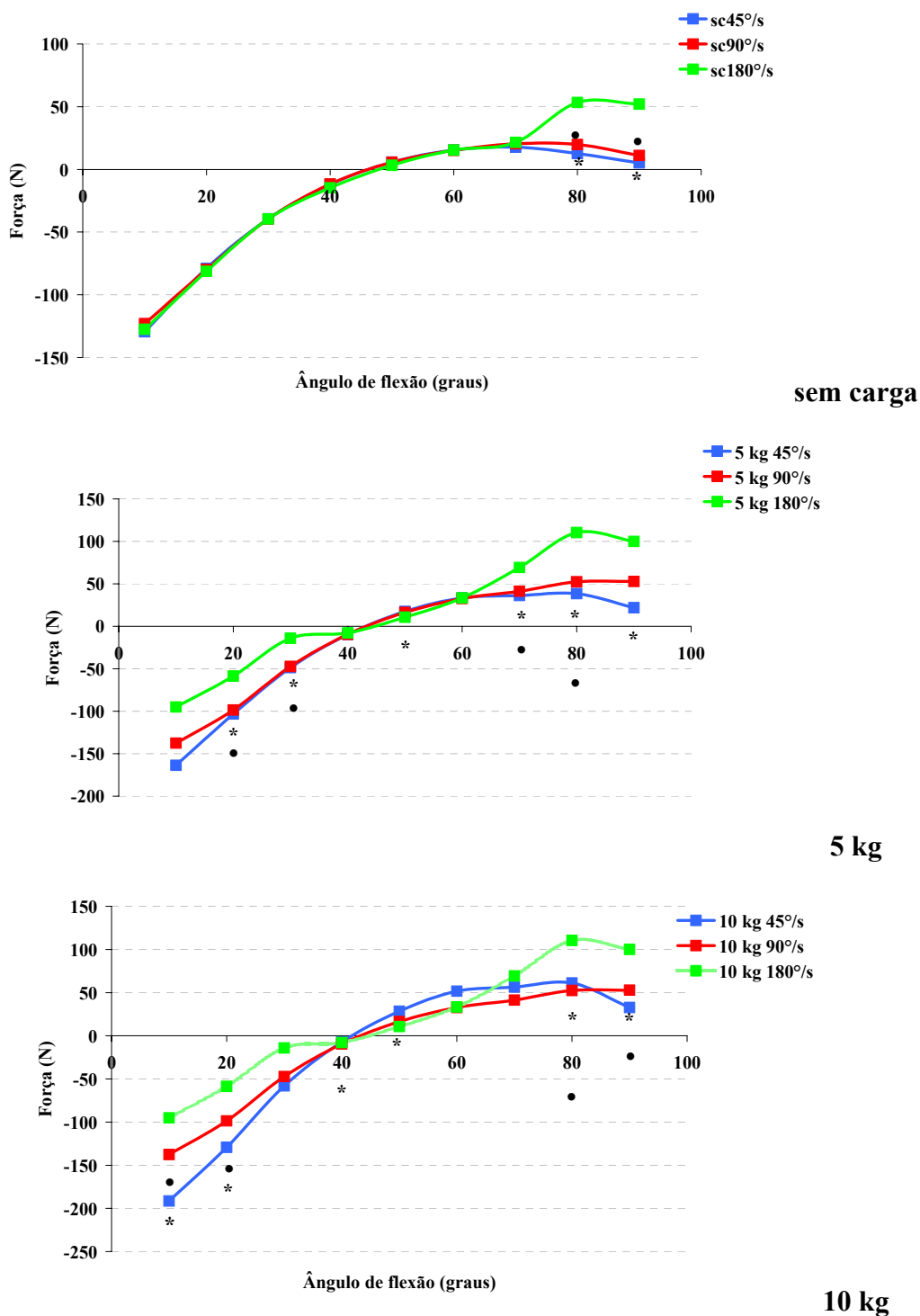
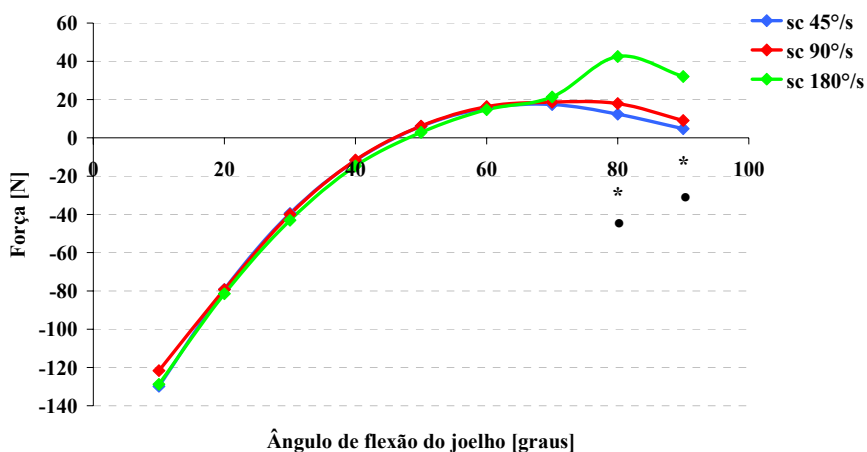
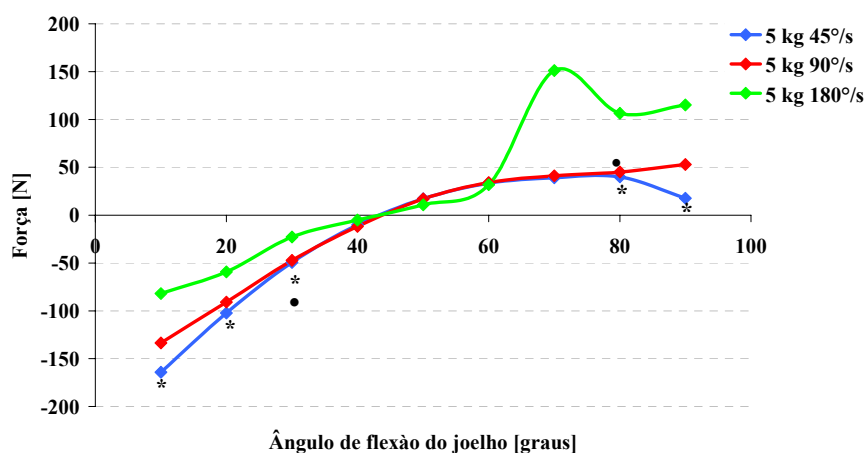


Figura 4.3.2 4 – Comparação entre os valores médios da força nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase ascendente.

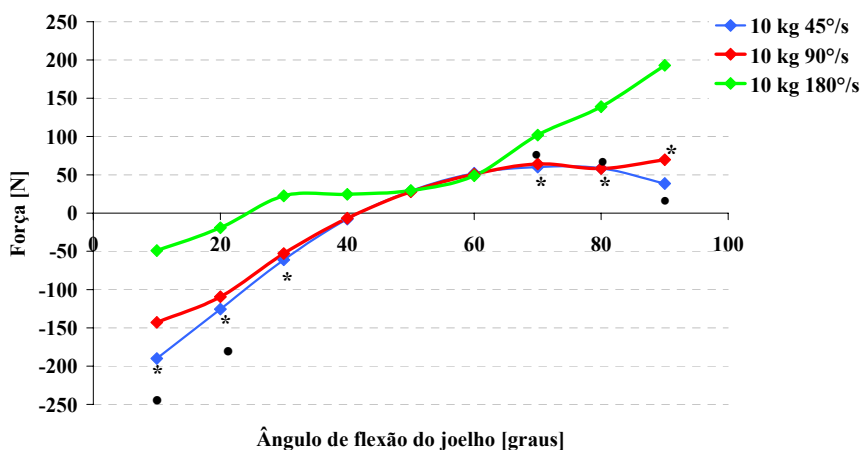
(*) diferença significativa entre 45°/s e 180°/s, (●) diferença significativa entre 90°/s e 180°/s Valores negativos representam a força do LCA e positivos do LCP. Nível de significância $p < 0.05$.



sem carga



5 kg



10 kg

Figura 4.3.2 5 – Comparação entre os valores médios da força nos ligamentos de todos os sujeitos a cada 10° sem carga, 5 kg e 10 kg durante a fase descendente.

(*) diferença significativa entre 45°/s e 180°/s, (●) diferença significativa entre 90°/s e 180°/s. Valores negativos representam a força do LCA e positivos do LCP. Nível de significância $p < 0.05$.

A fase descendente do exercício de extensão do joelho apresentou praticamente o mesmo comportamento que a fase extensora, (figura 4.3.2.5). O exercício de extensão de

joelho realizado sem carga externa não apresentou diferenças com o aumento da velocidade nas forças do LCA; entretanto o LCP aumentou significativamente a sua força quando o exercício foi realizado a 180°/s comparativamente às duas outras velocidades.

Pode se inferir que o aumento da força no LCP neste ângulo deve-se ao aumento da magnitude do momento flexor, o qual determinou a utilização dos isquiotibiais para realizar o exercício, gerando um aumento significativo da força sobre o LCP.

Aumentando a carga externa para 5 kg e 10 kg, as diferenças entre as forças dos ligamentos com o aumento da velocidade começam a aparecer, pois os efeitos inerciais das caneleiras assumem valores mais altos, alterando assim as forças. Assim como na fase ascendente o LCA apresenta seu pico na velocidade mais baixa (190.0 ± 42.5), e o LCP na velocidade mais alta (193.0 ± 118.6), ambos durante a realização do exercício de extensão de joelho com caneleira de 10 kg. Entretanto esta fase apresenta uma característica diferente, pois, durante a fase flexora do gesto, executado a 180°/s, o indivíduo necessita utilizar os isquiotibiais.

5. Conclusões

Com relação ao modelo para determinação das forças da articulação tibiofemoral é possível afirmar:

- considerar o Tr (torque de resistência à extensão passiva do joelho) é fundamental, visto as magnitudes alcançadas por esta variável;

Com relação ao método para determinação do torque de resistência à extensão passiva do joelho é possível afirmar:

- o método proposto não se mostrou adequado utilizando caneleiras;

Com relação ao efeito da carga sobre a força de compressão é possível afirmar:

- nas velocidades de 45°/s e 90°/s o aumento da carga externa corresponde a um aumento da força de compressão;
- nas velocidades de 45°/s e 90°/s o aumento da força de compressão está relacionado a uma diminuição do ângulo de flexão;
- na velocidade de 180°/s o aumento da carga externa corresponde a um aumento da força de compressão somente entre os ângulos de 60° e 90°, entre as situações sem carga e 10 kg, e 5 kg e 10 kg;
- na velocidade de 180°/s a carga altera diretamente o comportamento da força de compressão:
 - para o exercício realizado sem carga, a força de compressão aumenta com a diminuição do ângulo de flexão;
 - para o exercício realizado com caneleira de 5 kg, a força de compressão é aproximadamente constante;
 - para o exercício realizado com caneleira de 10 kg, a força de compressão é decrescente de 90° até 40° e crescente de 40° até a extensão máxima.

Com relação ao efeito da velocidade sobre a força de compressão é possível afirmar que:

- no exercício realizado sem carga externa o aumento da velocidade não aumenta a força de compressão.
- no exercício realizado com caneleira de 5 kg o aumento da velocidade de execução de 45°/s para 180°/s e 90°/s para 180°/s ocorre uma diminuição da força de compressão entre os ângulos de 10° e 40°.

- no exercício realizado com caneleira de 10 kg o aumento da velocidade de execução de 45°/s para 180°/s e 90°/s para 180°/s ocorre uma diminuição da força de compressão entre os ângulos de 10° e 50° e aumento da força de compressão entre os ângulos 70° e 90°.

As magnitudes das forças de compressão durante as fases flexoras e extensoras são muito similares.

Com relação ao efeito da carga sobre a força dos ligamentos cruzados é possível afirmar que:

- a força no ligamento cruzado anterior ocorre entre os ângulos 10° à 40° e a força no ligamento cruzado posterior ocorre entre os ângulos 50° e 90° nas velocidades de 45°/s e 90°/s e 180°/s;
- nas velocidades de 45°/s e 90°/s o aumento da carga externa não corresponde a um aumento da força do ligamento cruzado anterior;
- nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s o aumento da carga externa corresponde a um aumento da força do ligamento cruzado posterior principalmente entre os ângulos de 50° e 70°;
- na velocidade de 180°/s o uso de caneleira de 10 kg comparada a situação sem caneleira corresponde a uma diminuição da força do ligamento cruzado anterior no ângulo de 10° de flexão.

Com relação ao efeito da velocidade sobre a força dos ligamentos cruzados é possível afirmar:

- no exercício realizado sem carga externa o aumento da velocidade não aumenta a força do ligamento cruzado anterior;
- no exercício realizado sem carga externa o aumento da velocidade de 45°/s para 180°/s e 90°/s para 180°/s corresponde a um aumento a força do ligamento cruzado posterior nos ângulos de 80° e 90° flexão de joelho.
- no exercício realizado com caneleira de 5 kg o aumento da velocidade de 45°/s para 180°/s e 90°/s para 180°/s corresponde a um aumento a força do ligamento cruzado anterior nos ângulos de 20° e 30° flexão de joelho.

As magnitudes das forças dos ligamentos durante as fases flexoras e extensoras são muito similares.

6. Refêrencias Bibliográficas

1. AAGAARD P, SIMONSEN EB, ANDERSEN JL, MAGNUSSON SP, HALKJAER-KRISTENSEN J, DYHRE-POULSEN P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *Journal Applied Physiology* 89 (6): 2249-57, 2000.
2. ALLARD P, STOKES IAF, BLANCHI JP. Three- dimensional analyses oh human movement. Editora Human Kinetics, 1995.
3. ALLEN CR, WONG EK, LIVESAY GA, SAKANE M, FU FH, WOO SL. Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res.* 18 (1): 109 - 15, 2000.
4. AMADIO AC, BAUMANN W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Revista brasileira de biomecânica* 1: 7 - 14, 2000.
5. ANDREWS JR, HARRELSON GL, WILK KE. Reabilitação Física das Lesões Desportivas. 2a edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan , 2000.
6. BALZOUPOULOS V. Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clinical Biomechanics* 10: 208 - 214, 1995.
7. BARATA R, SOLOMONOW M, ZHOU BH, LETSON D, CHUINARD R, DÁMBROSIA R. Muscular coactivation. The role of antagonist musculature in mantaning knee stability. *American Journal of Sports Medicine* 16(2): 113 - 22, 1988.
8. BERGMANN G, GRAICHEN F, ROHLMANN A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics* 24: 969-990, 1993.

9. BEYNNON BD, FLEMING BC, JOHNSON RJ, NICHOLS CE, RENSTRÖM PA, POPE MH. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercise in vivo. *The American Journal of Sports Medicine* 23: 24-34, 1995.
10. BEYNNON BD, FLEMING BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *Journal of Biomechanics* 31: 519-525, 1998.
11. BROWN A, SALMOND S, MAXWELL L. Assessment of hamstrings flexibility. Which test? *N T Z Physiotherapy*. 21 (3): 33-44, 1993.
12. BUTLER DL, NOYES FR, GROOD ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 62 (2): 259 - 70, 1980.
13. CHAN SP, HONG Y, ROBINSON PD. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of adults using two different static stretching protocols. *Scand J Med Sci Sports* 11: 81-86, 2000.
14. CHOW JW. Knee joint forces during isokinetic knee extension: a case of study. *Clinical Biomechanics* 14, 329-338, 1999.
15. CLAUSER CE, MCCONVILLE JT, YOUNG JW. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
16. COLBY S. Electromyographic and analysis of cutting maneuvers. *American Journal of Sports Medicine* 28 (2): 234-400, 2000.
17. COLLINS JJ, O'CONNOR JJ. Muscle-ligament interaction at the knee during walking. *Proceedings of the Institution of the mechanical Engineering* 205: 11 – 18, 1991.

18. COSTIGAN PA, KEVIN JA, WISS UR. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait and Posture* 16: 31-37, 2002.
19. DANIEL DM, STONE ML, BARNETT P, SACHS R. Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 70(3): 386-91, 1988.
20. DANTAS E.H.M. Flexibilidade e alongamento. 4ª edição. Rio de Janeiro: Shape, 1998.
21. DEMPSTER, W. T. Space Requirements of the seated operator. *WADC Technical Report (TR-55-159)*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1995.
22. DEVAN MR, PESCATELLO LS, FAGHRI P, ANDERSON J. A prospective study of overuse knee injury among female athletes with imbalances and structural abnormalities. *Journal Athletic Training* 39(3): 263-267, 2004.
23. DRAGANICH LF, LAEGER RJ, KRALJ AR. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *Journal of Bone Joint Surgery American*. Aug; 71(7): 1075-81, 1989.
24. EDWARDS JZ, GREENE KA, DAVIS RS, KOVACIK MW, NOE DA, ASKEW MJ. Measuring flexion in the knee arthroplasty patients. *Journal of Arthroplasty* 19(3): 369-72, 2004.
25. ELEFTHERIOO K, BALTZOPOULOS V. The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *Journal of biomechanics* 32: 19 - 25, 1999.
26. ENOKA RM. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. Editora Manole Ltda , 2ª. Edição, São Paulo. 2000

27. ESCAMILLA RF, FLEISING GS, BARRENTINE SW, WILK KE, ANDREWS JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercise. *Medicine and Science sport and Exercise* 30: 556 - 569, 1998.
28. ESCAMILLA RF. Knee biomechanics of dynamic squat exercise. *Medicine and Science sport and Exercise* 33: 127 - 141, 2001.
29. ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, ZHENG N, LANDER JE, BARRENTINE SW, ANDREWS JR, BERGEMANN BWE, MOORMAN CT. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science sport and Exercise* 33: 1552 - 1556, 2001.
30. GADJOSIK RL, GUILIANI CA, BOHANNON RW. Passive compliance and length of hamstrings muscles of healthy men and woman. *Clinical of Biomechanical* 5: 23 - 9, 1990.
31. GADJOSIK RL. Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of the short hamstrings muscles. *Journal Orthopedic Sports Physical Therapy* 14:250 – 5, 1991.
32. GADJOSIK RL. Influence of age on calf muscle length and passive stiffness variables at different stretch velocities. *Isokinetics Exercise Science* 6:163-174, 1997.
33. GAJDOSIK RJ. Passive extensibility of the skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics* 16: 87-107, 2001
34. GRANATA KP, ORISHIMO KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability *J Biomech.* 34(9): 1117-23, 2001.
35. GRANGSBERG L, KNUTTSON E. Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements. *Acta Physiologica Scandinava* 119: 317-320, 1983.

36. GROOD ES, SUNTAY WJ, NOYES FR. Biomechanical of knee exyension exercise. *Journal of bone and Joint surgery* 66(5): 725-734, 1984.
37. HAGOOD S., SOLOMONOW M., BARATTA R., ZHOU B. H., D'AMBROSIA R. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to the stiffness and laxity. *American Journal of Sports Medicine* 18(2) 182-187, 1990.
38. HARDT DE. Determining muscles force in the leg during normal human walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 100: 72-78, 1978.
39. HASLER E.M, HERZOG W. Quantification of in vivo patellofemoral contact forces before and after ACL transection. *Journal of Biomechanics* 31(1):37-44, 1998.
40. HEIJNE A, FLEMING BC, RENSTROM PA, PEURA GD, BEYNNON BD, WERNNER S. Strain on the cruciate ligament force during closed kinetic chain exercises. *Medicine Sports and Exercise* 36 (6): 935-41, 2004.
41. HENNING CE, LYNCH MA, GLICK KR JR. An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *American Journal of Sports Medicine* 13 (1): 22-26, 1985.
42. HERZOG W, READ LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *Journal of anatomy* 182: 213-230, 1993.
43. HERZOG W. The relationship between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal of Biomechanics* 21(1): 5-12, 1988.
44. IMRAN A, O'CONNOR JJ. Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation. *Clinichal of Biomechanics* 13 (3) 153-162, 1998.
45. KAPANDJI AI. *Fisiologia Articular*. 5ª edição. São Paulo: Panamericana, 2000.

46. KAUFMAN KR, KAI-NAN AN, LITCHY WJ, MORREY BF, CHAO EY. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *The American Journal of Sports Medicine* 19: 305-316, 1991.
47. KELLIS E, BALZOPoulos V. The effects of the antagonist muscle force on the intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *Journal of Biomechanics* 32: 19 - 25, 1999.
48. KELLIS E, BALZOPoulos V. The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 76 (3): 253 – 9, 1997.
49. KELLIS E. Tibiofemoral joint forces during maximal isokinetic eccentric and concentric efforts of the knee flexors. *Clinical Biomechanics* 16: 229 - 236, 2001.
50. KLINGE K, MAGNUSSON S P, SIMONSEN EB, SORENSEN H, AAGAARD P, KLAUSEN K, KJAER M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyography activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *American Journal of Sports Medicine* 25 (5): 710 - 716, 1997.
51. KLINGE K, MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, AAGAAR PB, JOHANSEN F, KJAER M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyography activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation responses. *The American Journal of Sports Medicine*, 25: 710 – 716, 1997.
52. KOMISTEK RD, DENNIS DA, MABE JA, WALKER SA. An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clinical biomechanics* 15: 29 - 36, 2000.

53. KOMISTEK RD, KANE TR, MAHFOUZ M, OCHOA JA, DENNIS DA. Knee mechanics: a review of the past and the present techniques to determine in vivo loads. *Journal of biomechanics* 38: 215 - 228, 2005.
54. KRABAK BJ, LASKOWSKY ER, SMITH J, STUART MJ, WONG GY. Neurophysiologic influences on hamstring flexibility: a pilot study. *Clinical Journal of Sports Medicine* 11(4): 241-246, 2001.
55. KUIKEN TA, AMIR H, SCHEIDT RA. Computerized biofeedback knee goniometer: acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee arthroplasty rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 85(6): 1026-30, 2004.
56. LAESSOE U, VOIGT M. Modification of stretch tolerance in a stooping position. *Scand J Med Sci Sports* 14(4): 239-44, 2004.
57. LANDER JE, BATES BT, DEVITA P. Biomechanics of the squat exercise using a LOCH DA, LUO ZP, LEWIS JL, STEWART NJ. A theoretical model of the knee and ACL: theory and experimental verification. *J Biomech.* 25 (1): 81 – 90, 1992.
58. LEHMKUHL, L. D., SMITH, L. K. *Cinesilogia Clínica*. São Paulo: Manole, 1987.
59. LIMBERT G, TAYLOR M, MIDDLETON J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. *Journal of Biomechanics* 37(11): 1723-31, 2004.
60. LOSS JF, CERVIERI A, SOARES D, SCARRONE F, ZARO M., BOGERT A. Cálculo das forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Revista Brasileira da Ciência do Esporte* 23: 93 - 104, 2002.
61. LUTZ GE, PALMITIER RA, CHAO YS. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 75: 732-739, 1993.

62. MAGEE D. Avaliação musculoesquelética. 3ª edição. Editora Manole, 2002
63. MAGNUSSON S. P., SIMONSEN E. B., BOESEN J., KJAER M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-section area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian Journal of Science Sports* 7: 195-202, 1997.
64. MAGNUSSON S. P., SIMONSEN E. B., SORENSEN H., MOHR T., KJAER M. Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scandinavian Journal of Science Sports* 6: 323-328, 1996.
65. MAGNUSSON S.P. Passive Properties of Human skeletal Muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal Science of Sports* 8: 65-77, 1998.
66. MAGNUSSON SP, AAGAARD P, SIMONSEN EB, BOJSEN-MOLLER F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscle in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine in Science of Sports* 10: 351-359, 2000.
67. MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, AAGAARD PB, JOHANSEN F, KJAER M., 1997. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Medicine science Sports and Exercise* 7: 195 – 202.
68. MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, AAGAARD P, POUSLEN-DYHRE P, MALACHY P, MCHUGH MP, KJAER M. Mechanical and physiological responses to stretching with and without isometric contraction in human skeletal muscle. *Arch Phys Medicine Rehabilitation*, 1996.
69. MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, AAGAARD P, SORENSEN H, KJAER MA. Mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology* 497 (1): 291-298, 1996.

70. MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, SORENSEN H, KJAER M. Biomechanical Responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *American Journal of Sports Medicine* 24 (5): 662-628, 1996.
71. MAGNUSSON SP, SIMONSEN EB, SORENSEN H, NIELSON JJ. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle unit-tendon. *Medicine Science of Sports Exercise* 32 (6): 1160-1164, 2000.
72. MAGNUSSON SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Medicine Science Sports and Exercise* 8: 65 – 77, 1998.
73. MCGINNIS PM. *Biomechanics of sports and Exercise*. Human Kinetics, 1999.
74. MCHUGH MP, KREMENIC IJ, FOX MB, GLEIN GW. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine Science of Sports Exercise* 30(6): 928-932, 1998.
75. MIYASAKA K, DANIEL D, STONE M, HIRSHMAN H. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *American Journal of Knee Surgery* 4: 3–8, 1991.
76. MOHR KJ, PINK MM, ELSNER C, KVITNE RS. Eletromyographic investigation of stretching: the effect of warm-up. *Clinical Journal of Sports Medicine*. July;8(3):215-220. 1998
77. NEPTUNE RR, VAN DEN BOGERT. Standart mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of Biomechanical* 31: 239 – 245, 2000.
78. NISELL R. *Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications*. Acta Orthop Scand Suppl 216: 1 – 42, 1985.

79. NOYES F, BUTLER D, GROOD E, ZERNICKE R, HEFZY M. Biomechanical analyses of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *Journal of Bone and Joint Surgery American* 66: 344-352, 1984.
80. OSTERING L. R., FERBER R., MERCER J., DAVIS H. Effects of position and speed on joint torques and shear after ACL injury. *Medicine Science Of Sports Exercise* 33 (7) 1073-1080, 1983.
81. PALMITIER AP, AN N, SCOTT SG, CHAO EYS. Kinetic chain exercise in the knee rehabilitation. *Sports Medicine* 11(6): 402-413, 1991.
82. PAULOS L, NOYES FR, GROOD E, BUTLER DL. Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *American Journal of Sports Medicine* 9 (3): 140-9, 1981.
83. RAUNEST J, SARGER M, BURGNER E. Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligaments: an electromyographic study on reflex activity in tight muscles. *Journal of Trauma*. 41(3): 488-93, 1996.
84. RODRIGUES T.L. Flexibilidade e alongamento. 2º ed. Rio de Janeiro, 1998
85. ROLF C, WESTBLAD P, EKENMAN I, LUNDERG A, MURPHY N, LAMONTAGNE M, HALVORSE K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports* 7 (3): 144-151, 1997.
86. RUDY TW, SAKANE M, DEBSKI RE, WOO SL. The effect of the point of application of anterior tibial loads on human knee kinematics. *J Biomech* 33 (9): 1147 – 52, 2000.
87. SAILER J, SCHARITZER M, PELOSCHEK, GIUREA A, IMHOF H, GRAMPP S. Quantification of axial alignment of the lower extremity on conventional and digital total leg radiographs. *European Radiological* 15(1): 170-3, 2004.

88. SAPEGA AA, NICHOLAS JA, SOKOLOW D, SARANITI A. The nature of torque “overshoot” in the cybex isokinetic dynamometry. *Med Sci Sports Exerc* 14(5): 368-75, 1982.
89. SCARVELL JM, SMITH PN, REFSHAUGE KM, GALLOWAY H, WOODS K. Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. *Journal of Biomechanics* 38 (2): 255-62, 2005.
90. SCHWAMEDER H, ROITHNER R, MULLER E, NIESSEN W, RASCHNER CJ. Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Sports Science* 17(12): 969-78, 1999.
91. SOARES DP. Caracterização da escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. Dissertação de mestrado Programa de Pós-graduação em ciências do Movimento Humano, UFRGS, 2004.
92. STEINDLER A. *Kinesiology of human body under normal and patilogycal conditions*, 63. Charles C Thomas, Springfield IL, 1973.
93. STUART MJ, MEGLAN DA, LUTZ GE, GROWNEY ES. Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *American Journal of Sports and Medicine* 24: 792-9 1996.
94. TAKEZAWA Y., SUGINOMOTO Y., WAKABAYASHI K. Extensibility of the actin and myosin in various states of the skeletal muscle as studied by x-ray diffraction. *Adv Exp Med Biol.* 453: 309-316, 1998.
95. TAYLOR DC, DAYTON JD, SEABER AV, GARRET WE. Viscoelastic properties os muscle-tendon unit. The biomechanical effects of stretching. *American Journal of Sports and Medicine* 18(3): 300-8 1990.

96. TOUTONGI DE, LU TW, LEARDINI A, CATANI F, O'CONNOR JJ. Cruciate ligament forces in human knee during rehabilitation. *Clinical Biomechanics* 15: 176-187, 2000.
97. TSKHOVREBOVA L. e TRINICK J. Extensibility in the titin molecule and its relation to muscle elasticity. *Adv Exp Med Biol* 481: 163-173, 2000.
98. VAN SINT JAN S, SALVIA P, HILAL SV, ROOZE M, CLAPWORTHY G. Registration of 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling. *Journal of Biomechanics* 35(11): 1475-84, 2002.
99. VAUGHAN CL. An optimization approach to closed loop problems in biomechanics. Tese (doutorado) – Iowa: University of Iowa, 1980.
100. VECCHIA ED, DUARTE M, AMADIO AC. Proposta de um modelo metodológico para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA 7, 1997, Campinas, Brasil, 189 – 194, 1997.
101. VECCHIA ED, DUARTE M, SERRÃO JC, RODRIGUEZ MD, AMADIO AC. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA 8, 1999, Florianópolis, Brasil, 269 – 274, 1999.
102. VISSAR JJ, HOOBKAMER JE, BOBBERT MF, HUIJING PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology* 61: 453-460, 1990.
103. WEI SH. Dynamic joint and muscle forces during knee isokinetic exercise. *Proc Natl Sci Counc Repub* 24 (4): 161-8, 2000.

104. WILK KE, ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, BARRENTINE SW, ANDREWS JR, BOYD ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromiographic activity during open and closed kinetic chain exercise. *The American Journal of Sports Medicine* 24: 518-527, 1996.
105. WILK KE, ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, BARRENTINE SW, ANDREWS JR, BOYD ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *American Journal of Sports and Medicine* 24: 518-27, 1996.
106. WINTER DA, WELLS RP, ORR GW. Errors in use of isokinetic dynamometers. *Journal of Applied Physiology*. 46: 397-408, 1981.
107. WINTER DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2a. Ed., Wiley, New York. 1990.
108. WOO SLY, FOX FJ, SAKANE M, LIVESAY GA, RUDY TW, FU FH. Biomechanics of the ACL: mensurerelements of the situ force in the ACL knee kinematics. *The Knee* 5: 267-288, 1998.
109. YACK, JH, CYNTIA EC, WHIELDON JT. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine* 21: 49-54, 1993.
110. YANAGAWA T, SHELBURNE K, SERPAS F, PANDY M. Effects of hamstrings muscle action on satbility of the ACL-deficiente knee in isokinetic extension exercise. *Clinical Biomechanics* 17: 705-712, 2002.
111. ZACHAZEWSKI JE, MAGEE DJ, QUILLEN WS. *Athletic Injuries and Rehabilitation*. Saunders: Philadelphia, 1996.

112. ZAVATSKY AB, O'CONNOR JJ. Ligament forces at the knee during isometric quadriceps contractions. *Proc Inst Mech Eng* 207(1): 7 – 18, 1993.

113. ZHANG LQ, GORDON N, BUTLER J, BOWEN M, WILLIAM ZR. In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position. *Journal of biomechanics* 31: 71-76, 1998.

114. ZHENG N, FLEISING GS, ESCAMILLA RF, BARRENTINE SW. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *Journal of Biomechanics* 31: 963-967, 1998.

Apêndice I

O USO DA DINÂMICA INVERSA EM SITUAÇÕES ENVOLVENDO CADEIA CINÉTICA ABERTA

Jefferson Loss, Denise Soares, João P. Cañeiro, Daniela Aldabe, Daniel C. Ribeiro, Leticia Gandolfi
Enviado para Revista Brasileira de Biomecânica em janeiro de 2005

Abstract

Internal forces of human body have been estimated through inverse dynamic. However, when movements in open kinetic chain are analyzed, this technique has shown to be inappropriate to estimate joint forces. In the *traditional approach*, the calculation of muscular forces does not cause joint force compression. This study presents an *adapted approach* to the link-segment modeling, considering the translation effects of muscular forces. A 21-years-old subject, without lower limb injuries related, performed five knee extensions with external loads. Kinetic and cinematic data were used as the input in the traditional and adapted models, and the outputs of both approaches were compared. The results showed that, according to the *adapted approach*, the direction of joint forces is different, and the longitudinal joint forces are four times different in magnitude. These results are discussed in terms of the adaptations performed in the inverse dynamics *traditional approach*, specifically regarding the analysis of open kinetic chain movements. Although still underestimated, the joint forces values obtained through the *adapted approach* allow more realistic inferences, because the translation effects of muscular forces are considered.

Introdução

A medição direta de esforços internos ao corpo humano tem sido realizada através de sensores cirurgicamente colocados, em próteses (Bergman et al, 1993; Kaufman et al, 1996), ossos (Rolf et al, 1997; Ekenman et al, 1998), tendões (Komi et al, 1996; Herzog et al, 1996), ligamentos (Fleming & Beynnon, 2004) ou articulações (Rohlmann et al, 1997; D’Lima et al, 2005). Entretanto estas técnicas têm aplicações limitadas, além de estarem restritas a poucos laboratórios que dominam a tecnologia. Uma alternativa tem sido a estimativa destes esforços indiretamente, através de um processo conhecido como “modelamento de segmentos articulados”. Conhecendo-se completamente as forças externas, as variáveis cinemáticas (lineares e angulares), e os dados antropométricos dos segmentos envolvidos, é possível calcular a força de reação articular e os momentos musculares resultantes. A este cálculo dá-se o nome de “solução inversa” ou “dinâmica inversa”. A dinâmica inversa é uma técnica que tem sido exaustivamente apresentada na literatura, inclusive em grande número de publicações nacionais (Vecchia et. al. 1997, Vecchia et. al. 1999, Amadio e Barbanti 2000, Amadio et. al. 2000, Loss et. al. 2002, Soares et. al. 2004). Além das questões envolvendo a acuracidade dos dados antropométricos, as limitações deste modelamento são bem conhecidas (Winter, 1990):

- cada segmento é considerado como tendo massa fixa, localizada como um único ponto no centro de massa (CM) deste segmento;
- a localização do CM de cada segmento se mantém fixa durante o movimento;

- as articulações são consideradas idealmente como do tipo “dobradiça”, sem atrito e com eixo de rotação fixo;
- o momento de inércia de cada segmento é constante durante todo o movimento;
- o comprimento de cada segmento se mantém constante durante todo o movimento.

A equações de Euler são as utilizadas para análise deste modelo:

$$\sum F = ma \quad (1)$$

$$\sum \Gamma = I\alpha \quad (2)$$

em que:

F – representa as forças atuantes sobre o segmento

m – representa a massa do segmento

a – representa a aceleração linear do segmento

Γ - representa cada um dos torques gerados sobre o segmento

I – representa o momento de inércia do segmento

α - aceleração angular do segmento

Não obstante, em todas as referências nacionais encontradas as ações musculares são tratadas como causadoras de “momentos puros” em torno dos eixos de rotação, ou seja, as forças musculares causariam apenas efeitos de rotação (Equação 2), sendo desconsiderados os efeitos de translação (Equação 1). Isto significa assumir que as forças musculares atuando na estrutura óssea através das inserções tendinosas não causam a tração do segmento distal contra o proximal, ou seja, não comprimem a articulação. Estas considerações, que aqui serão denominadas de “abordagem tradicional”, têm sido utilizadas em análise de movimento envolvendo *cadeias cinéticas fechada (CFC)*, ou seja, *quando o segmento mais distal não está livre no espaço, e tem sua trajetória restrita ao longo do movimento pelo agente externo*. Nos casos analisados as forças externas em contato com o segmento distal invariavelmente atuam no sentido de comprimir este segmento contra o segmento adjacente (caminhada, corrida, salto e agachamento). Entretanto quando se utiliza o mesmo modelamento em *cadeia cinética aberta (CCA)*, ou seja, *quando o segmento mais distal pode mover-se livremente no espaço e não tem sua trajetória restrita por nenhum fator externo ao corpo*, os resultados obtidos são inaceitáveis, visto que podem apresentar ausência de força de compressão na articulação. Sendo assim o objetivo do presente estudo é apresentar uma alternativa para o modelamento dos segmentos articulados (abordagem tradicional), considerando os efeitos de translação das forças musculares.

Material e métodos

Um indivíduo de 21 anos, 1,70 m, 70 kg, sem histórico de lesões nos membros inferiores, efetuou um protocolo de execução de exercícios de flexo-extensão do joelho com caneleira. O indivíduo foi posicionado em uma cadeira com encosto regulável, ajustado para um ângulo medido anteriormente entre o acento e o encosto em 100°. O tronco do indivíduo foi fixado ao encosto através de um cinto de 4 pontos, garantindo a manutenção do ângulo do quadril do indivíduo durante todas as execuções. A altura do acento era o suficiente para que o indivíduo não encostasse nenhum dos pés no solo. A fossa poplíteia

coincidia com o final do acento, permitindo um apoio total da coxa, mantendo o ângulo de flexão do joelho próximo à 90° quando em repouso. Não havia nenhum bloqueio mecânico que impedisse ângulos de flexão maiores que 90°. Uma cinta de velcro foi utilizada para imobilizar a coxa esquerda do indivíduo, junto ao acento.

O protocolo de execução dos exercícios consistiu de um aquecimento prévio de 5 minutos, feito em ciclo ergômetro, sem carga. Em seguida o indivíduo alongou a musculatura anterior e posterior da coxa com a ajuda do avaliador. Após ser posicionado na cadeira algumas execuções do exercício foram realizadas com a intenção de complementar o aquecimento e familiarizar o indivíduo com a condição de teste. O teste propriamente dito consistiu em realizar o exercício de extensão e flexão do joelho esquerdo com uma caneleira de 5 kg, a uma velocidade média de 45°/s. A massa do segmento perna-pé, estimada a partir das tabelas antropométricas de Clauser (1969) e das características antropométricas do indivíduo, foi de 4,27 kg. O momento de inércia do segmento perna-pé, em torno do eixo de rotação do joelho, estimado a partir das tabelas antropométricas de Dempster (1955), foi de 0,3691 kgm². As execuções foram sempre acompanhadas por um metrônomo, o que permitiu manter a velocidade média do exercício bastante próxima à velocidade nominal estipulada. Cinco execuções do exercício de flexão-extensão do joelho, executado entre 90° de flexão (posição relaxada) até a extensão completa, foram realizadas pelo indivíduo. Para efeitos de análise foram utilizadas a três execuções intermediárias do exercício.

Uma câmera de vídeo marca Panasonic, modelo WV-CL350, com uma frequência de amostragem de 120 Hz, foi posicionada a 3 m do indivíduo, de modo que seu eixo óptico ficasse posicionado perpendicularmente ao plano sagital esquerdo do indivíduo. As variáveis cinemáticas foram calculadas com auxílio do sistema Peak Performance, versão 5.3 (Peak Performance Inc, Colorado-EUA). Rotinas computacionais foram elaboradas no software MatLab (MathWorks Inc, Massachusetts-EUA) para o cálculo das forças e momentos resultantes sobre a articulação do joelho através da *abordagem tradicional* e com as alterações sugeridas para este tipo problema, a partir de agora denominada “*abordagem adaptada*”.

A metodologia empregada na *abordagem tradicional* pode ser vista em detalhes na literatura (Vecchia et. al. 1997, Vecchia et. al. 1999, Amadio e Barbanti 2000, Amadio et. al. 2000, Loss et. al. 2002), aqui serão apresentados apenas os tópicos principais. Considerando que não haja movimentações do pé em relação ao segmento perna, uma união destes segmentos simplifica convenientemente a análise, e um desenho esquemático desta situação e o diagrama de corpo livre do modelo de segmentos articulados podem ser visualizados na Figura 1.

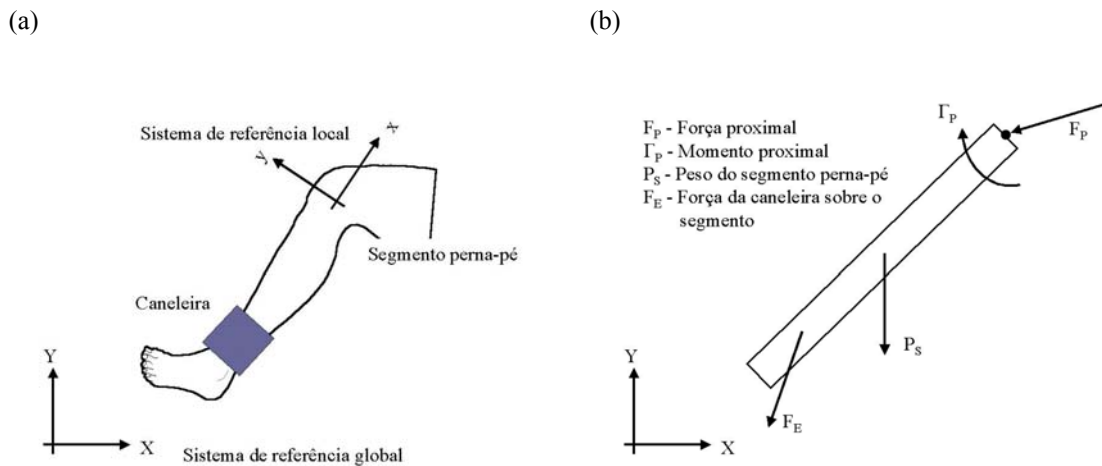


Figura 1 – Exercício de flexo-extensão do joelho realizado com auxílio de caneleira. (a) Desenho esquemático. (b) Diagrama de corpo livre do segmento perna-pé.

Para efeitos do modelo será considerado o movimento acontecendo predominantemente no plano sagital, o eixo de rotação estará fixo, na extremidade proximal do segmento, e a caneleira como uma força externa atuando em um único ponto. Utilizando-se as equações vetoriais (1) e (2) aplicadas ao segmento perna-pé, e decompondo-as nas respectivas equações escalares nas direções X e Y do sistema de referência global, obtém-se:

$$-F_E^X - F_P^X = m_S a_S^X \quad (3)$$

$$-F_E^Y - P_S - F_P^Y = m_S a_S^Y \quad (4)$$

$$\ell_C \times F_E + \ell_S \times P_S - \Gamma_P = I_S \alpha_S \quad (5)$$

em que:

m_S - massa do segmento perna-pé, fixa durante todo o movimento, concentrada no CM

a_S - aceleração linear do CM do segmento perna-pé

ℓ_C - distância entre a ponto de aplicação da força da caneleira e a articulação do joelho

ℓ_S - distância entre o CM do segmento perna-pé e a articulação do joelho

I_S - momento de inércia do segmento perna-pé em relação à articulação do joelho

α_S - aceleração angular do CM do segmento perna-pé

Considerando a força externa como proveniente da caneleira (ver apêndice), e substituindo-se as equações A1 e A2 em (3) e (4), obtém-se:

$$F_P^X = -m_S a_S^X - m_C a_C^X \quad (6)$$

$$F_P^Y = m_S a_S^Y - P_S - P_C - m_C a_C^Y \quad (7)$$

A força proximal (F_p) representa a força resultante agindo sobre a extremidade proximal da tíbia, e fornece informação dos esforços a que está submetida a articulação do joelho. Analisando-se a equação (6) é possível perceber que as forças horizontais (X) são unicamente dependentes das acelerações nesta direção. Isto significa afirmar que quando não houver aceleração na direção horizontal, a força proximal horizontal será nula. De maneira similar, a equação (7) explicita que o peso do segmento somado ao peso da caneleira fornecerá o valor da força proximal na direção vertical (com magnitude e sentido fixos), quando as acelerações forem nulas.

A seqüência de resolução do sistema de equações inicia pela obtenção dos valores das forças resultantes sobre a articulação proximal (F_p), a partir das equações (6) e (7), para depois obter os valores de momento proximal (Γ_p) a partir da equação (5). É importante salientar que os esforços musculares (representados pelo momento líquido Γ_p) aparecem apenas na equação (5), não contribuindo no cálculo das forças resultantes proximais F_p^X e F_p^Y .

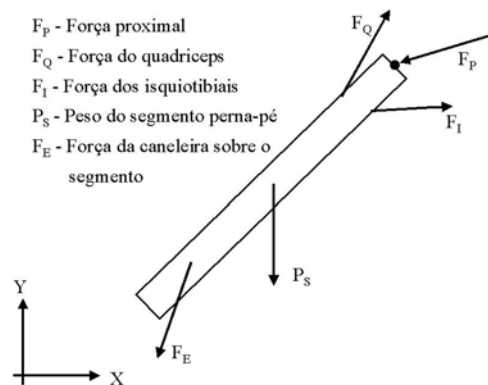


Figura 2 - Diagrama de corpo livre do segmento perna-pé, considerando as forças musculares como um vetor atuando em um ponto definido.

Desta forma é fundamental que o esforço muscular seja considerado com uma *força que gere um torque*, não apenas como um momento puro. Considerando especificamente o movimento de flexão-extensão do joelho em CCA, os principais grupos musculares envolvidos são o quadríceps, atuando anteriormente, e os isquiotibiais, atuando posteriormente. O diagrama de corpo livre DCL representativo desta nova situação é apresentado na Figura 2. É importante ressaltar que embora no DCL apareçam duas forças musculares, representativas de esforços antagonistas, estas forças não serão consideradas atuando em conjunto. Da mesma forma que na *abordagem tradicional* o momento proximal é líquido representando o momento muscular resultante, ou seja, toda e qualquer atividade de co-contracção é desconsiderada, nesta *abordagem adaptada* os esforços musculares F_Q e F_I (Figura 2), não serão considerados agindo concomitantemente. A decisão de qual força, F_Q ou F_I , estará agindo em cada situação se dará a partir do momento resultante.

As equações (3), (4) e (5) podem ser reescritas considerando agora o efeito da musculatura não apenas como um momento, mas como um vetor força atuando em um ponto e uma direção definida.

$$-F_E^X + F_M^X - F_P^X = m_S a_S^X \quad (8)$$

$$-F_E^Y - P_S + F_M^Y - F_P^Y = m_S a_S^Y \quad (9)$$

$$\ell_C \times F_E + \ell_S \times P_S \pm \ell_M \times F_M = I_S \alpha_S \quad (10)$$

em que:

F_M - força muscular do quadríceps ou dos isquiotibiais

ℓ_M - distância entre a inserção muscular e a articulação do joelho

O sinal do momento da força muscular, explicitado na equação (10) pelo símbolo \pm , representa justamente a dependência da definição de qual musculatura é predominante. Caso haja uma predominância do quadríceps o momento gerado será no sentido horário, e o sinal será negativo. Caso haja uma predominância dos isquiotibiais, por exemplo, para frear o final de um movimento de extensão feito em alta velocidade, o momento gerado será no sentido anti-horário, e o sinal será positivo.

As informações referentes ao ponto de aplicação das forças musculares são extraídas da literatura (Visser et al, 1990), bem como a linha de ação destas forças, dada pela direção das fibras do tendão na região de inserção muscular.

Resultados e discussões

A análise do exercício de flexo-extensão do joelho foi realizada sobre as três execuções intermediárias. Os resultados para a força proximal do segmento perna-pé são apresentados em relação ao sistema de referência local (Figura 1a). Longitudinal representa a força na direção do eixo principal da tibia, com valores positivos significando uma força atuando no sentido cranial, e valores negativos significando uma força atuando no sentido caudal. Transversal representa a força na direção perpendicular ao eixo principal da tibia, com valores positivos significando uma força no sentido postero-anterior, e valores negativos significando uma força no sentido antero-posterior. Os resultados pela *abordagem tradicional* são apresentados na Figura 3.

Ao examinar a Figura 3 é possível observar que a força longitudinal mantém ao longo de toda a amplitude de movimento valores positivos. As estruturas que podem atuar na tibia fazendo força neste sentido seriam os ligamentos. Em outras palavras, valores positivos de força longitudinal representam forças que tracionam a articulação, o que é condizente com o modelo adotado (DCL, Figura 1a), pois nenhuma força atua no sentido de comprimir a tibia contra a articulação proximal. Como o executante não estendeu completamente o joelho não há valores de força para posições angulares menores que 20°, entretanto é possível perceber que se fosse atingida esta amplitude articular a força longitudinal correspondente seria zero. Nota-se também que os maiores valores da força longitudinal estão nos maiores ângulos de flexão, quando há um alinhamento das forças peso da caneleira e peso do segmento perna-pé com o eixo longitudinal.

Com relação às forças transversais os valores também são predominantemente positivos, o que significa uma força predominante do ligamento cruzado posterior (LCP). A única região de esforço sobre o ligamento cruzado anterior (LCA) é quando ângulos de flexão maiores que 90° são atingidos, com magnitudes muito próximas a zero. Ambas as conclusões são totalmente contraditórias com relação aos dados disponíveis da literatura, quer de resultados obtidos em medição direta (Beynnon et al, 1995; Song

et al, 2004) quer de modelos adaptados à situação (Escamilla, 1998; Zheng et al, 1998; Toutoungi et al, 2000).

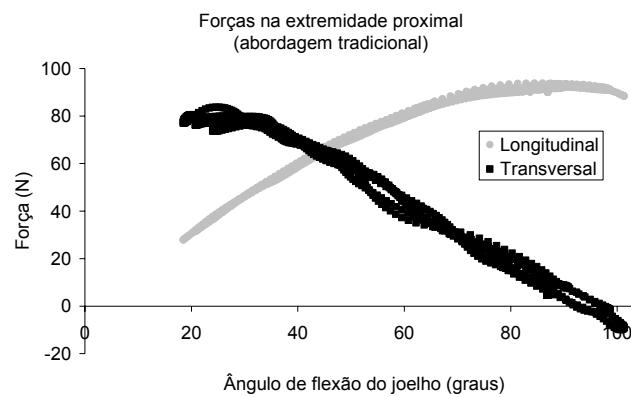


Figura 3 – Forças na articulação proximal do segmento perna-pé. Resultados referentes à abordagem tradicional

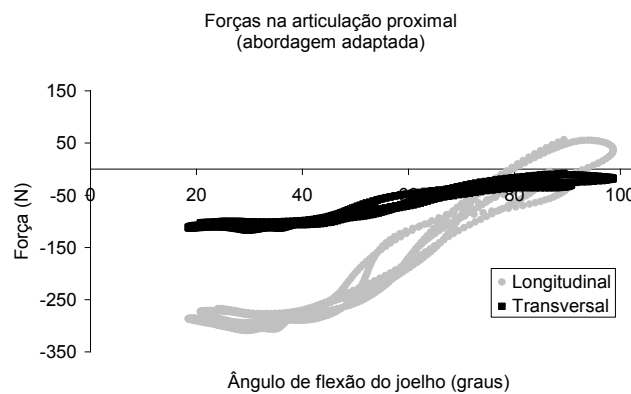


Figura 4 – Forças na articulação proximal do segmento perna-pé. Resultados referentes à abordagem adaptada.

Os resultados obtidos a partir da *abordagem adaptada*, para o mesmo período de execução são apresentados na Figura 4. Nota-se que não apenas os sinais das forças são diferentes, com relação aos resultados da Figura 3, mas também a magnitude dos valores difere em torno de até 4 vezes para a força longitudinal. A força longitudinal agora é predominantemente negativa, significando uma compressão da articulação durante praticamente todo o exercício. Os únicos momentos em que há uma tração da articulação coincidem com o alinhamento das forças peso do segmento e caneleira com o eixo longitudinal, associadas a uma baixa necessidade de atividade muscular devido ao pequeno torque externo. Os valores máximos de força de compressão (longitudinal negativa) chegam próximos a 350 N, aproximadamente aos 30° de flexão, bem superiores aos 100 N registrados na abordagem tradicional. Escamilla et al. (1998) e Zheng et al. (1998), ao analisarem as forças da articulação tibiofemoral durante extensão de joelho em cadeia cinética aberta realizada em cadeira extensora obtiveram um comportamento da força de compressão semelhante, ou seja, conforme o ângulo de flexão diminuía a magnitude da força aumentava, atingindo o seu pico máximo entre 37° e 57°.

Para as forças transversais os valores sempre são negativos, aproximando-se do zero nos maiores ângulos de flexão, e sendo máximos próximo à extensão completa. Durante todo o exercício a principal estrutura que sofreria este tipo de esforço seria o LCA. A grande diferença na magnitude dos valores encontrados para as duas abordagens está justamente na consideração de esforços de translação causados pela musculatura, que não são considerados na abordagem tradicional. Não obstante, os resultados encontrados pela abordagem adaptada não levam em consideração uma possível situação de cocontração. Desta forma, os valores encontrados para as forças de compressão proximal podem estar subestimados, na medida que são desprezadas eventuais forças da musculatura antagonista. Segundo Wilk et al. (1996) e Kaufman et al. (1991), a força de cisalhamento durante a extensão de joelho em dinamômetro isocinético é anterior (“+” neste modelo), iniciando na flexão máxima até aproximadamente 40° tornando-se então posterior até a extensão completa. Contraditoriamente, Baltzoupoulos (1995), encontrou somente forças de cisalhamento posterior (“-” neste modelo) ao longo de todo o movimento. Lutz et al. (1993), durante contrações isométricas realizadas nos ângulos de 30°, 60° e 90° encontraram forças de cisalhamento anterior somente no ângulo de 90°. Um consenso entre os estudos é que a força de cisalhamento posterior atinge seu pico máximo próximo a extensão máxima, como nos resultados apresentados neste estudo. Uma característica comum nos estudos que encontraram forças de cisalhamento anterior durante a extensão de joelho é considerar a ação dos isquiotibiais e do gastrocnêmio, músculos que realizam um deslocamento posterior da tibia com relação ao fêmur. Não obstante, comparações entre os estudos devem ser feitas com cautela, na medida que são acrescentados aos modelos variáveis distintas.

A Figura 5 mostra o gráfico do comportamento e magnitude da força muscular em função do ângulo de flexão. Neste gráfico, valores negativos representam a força do quadríceps e valores positivos representam a força dos isquiotibiais. Como pode ser observado, o comportamento da força muscular é bastante semelhante ao comportamento das forças articulares e a magnitude da força muscular é praticamente a soma das forças de compressão e cisalhamento. Portanto, a variável força muscular é determinante nos resultados obtidos das forças articulares.

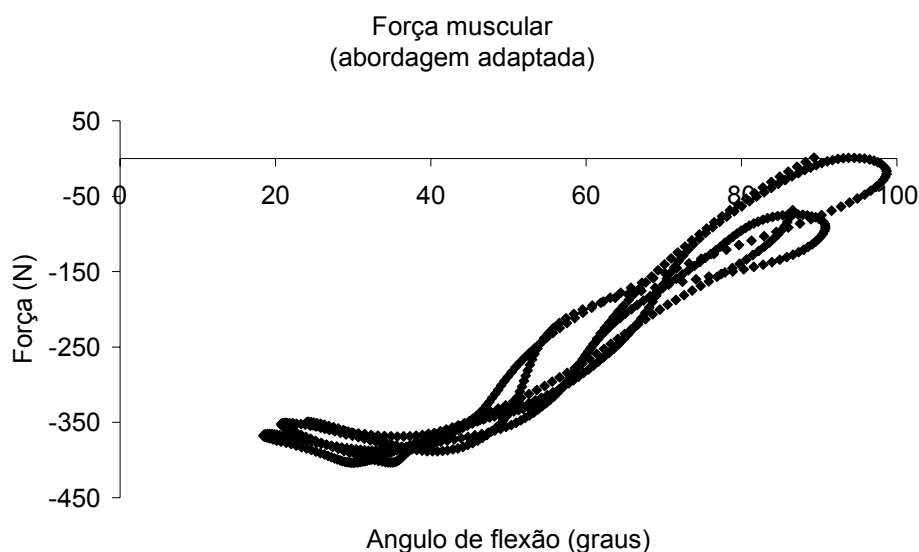


Figura 5 – Força muscular estimada pelo modelo. Valores negativos: ação do quadríceps; valores positivos: ação dos isquiotibiais.

Lutz et al (1993) estimam a força muscular através da área de secção transversal fisiológica (PCSA). Kaufman et al (1996), se utilizam também da atividade eletromiográfica (EMG). Além da PCSA e da EMG Zheng et al (1998) consideram a tensão específica das fibras musculares, enquanto Escamilla et al (1998) pondera a força muscular a partir da relação força-comprimento. No presente modelo a variável força muscular foi determinada somente através de parâmetros mecânicos: momento proximal líquido e distância perpendicular. Portanto, qualquer mudança nas variáveis que determinam a força muscular, seja a distância perpendicular ou a sua linha de ação, podem alterar de forma significativa o comportamento e a magnitude desta força, e conseqüentemente das forças resultantes sobre a articulação proximal.

Conclusão

O método de abordagem tradicional preconizado pela dinâmica inversa quando utilizado em situações envolvendo exercícios de cadeia cinética aberta leva a conclusões notadamente incorretas. Para análise destas situações são necessárias adaptações considerando as forças musculares atuando como esforços tracionadores dos segmentos em direção às articulações adjacentes. Embora ainda subestimados, os valores obtidos através da abordagem adaptada permitem inferências mais realistas.

APENDICE

A Figura A1 ilustra o diagrama de corpo livre da caneleira:

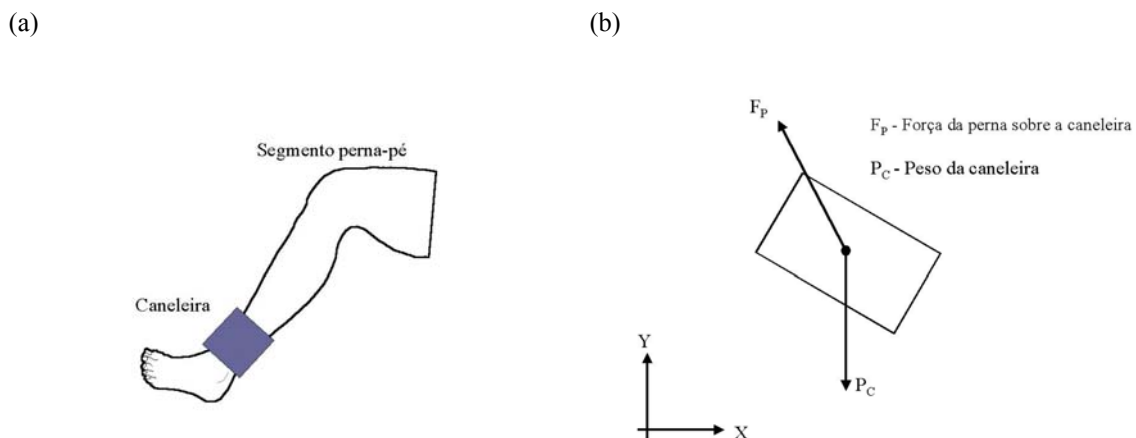


Figura A1 – Exercício de flexo-extensão do joelho realizado com auxílio de caneleira. (a) Desenho esquemático. (b) Diagrama de corpo livre da caneleira.

Decompondo as forças atuantes nas direções X e Y:

$$-F_p^X = m_c a_c^X \quad (A1)$$

$$F_p^Y - P_c = m_c a_c^Y \quad (A2)$$

em que:

m_c - massa da caneleira

a_c - aceleração linear da caneleira

Sendo as forças de interação entre o segmento perna-pé e a caneleira como componentes do par ação e reação, o equacionamento das forças atuantes na caneleira permite inferir a força resultante externa atuando na perna, de modo que:

$$F_E^X = -F_P^X = m_C a_C^X \quad (A3)$$

$$F_E^Y = -F_P^Y = -P_C - m_C a_C^Y \quad (A4)$$

em que:

F_E^X - Força da caneleira, agindo sobre a perna, na direção X

F_E^Y - Força da caneleira, agindo sobre a perna, na direção Y

Referencias Bibliográficas

- AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. *Ed. Estação Liberdade*, São Paulo, pp. 45-70, 2000
- AMADIO, A. C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Revista Brasileira de Biomecânica*, 1(1):7-14, 2000
- BALTZOPOULOS, V. Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clinical Biomechanics*. 10: 208-214, 1995.
- BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.*, 24:969-990, 1993
- BEYNNON, D. B.; FLEMING, C. B.; JOHNSON, J. R.; NICHOLS, E. C.; RENSTRÖM, P. A.; POPE, M. H. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercise in vivo. *Am. J. Sports Med.* 23:34, 1995.
- CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, *Wright-Patterson Air Force Base*, Ohio, 1969
- DEMPSTER, W. T. Space Requirements of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159). *Wright-Patterson Air Force Base*, Ohio, 1955
- D'LIMA, D. D.; TOWNSEND, C. P.; ARMS, S. W.; MORRIS, B. A.; COLWELL, C. W. JR. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *J Biomech.* 38(2):299-304, 2005.
- EKENMAN, I.; HALVORSEN, K.; WESTBLAD, P.; FELLANDER-TSAI, L.; ROLF, C. Local bone deformation at two predominant sites for stress fractures of the tibia: an in vivo study. *Foot Ankle Int.* 19(7):479-84, 1998
- ESCAMILLA, R. F.; FLEISING, G. S.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercise. *Medicine and Science sport and Exercise.* 30:556-569, 1998.
- FLEMING, B. C.; BEYNNON, B. D. In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. *Ann Biomed Eng.* 32(3):318-28, 2004

- HERZOG, W.; ARCHAMBAULT, J. M.; LEONARD, T. R.; NGUYEN, H. K. Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings. *J Biomech.* 29(1):103-9, 1996
- KOMI, P. V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; BONNEFOY, R.; GEYSSANT, A.; LACOUR, J. R. Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 72(3):278-80, 1996
- KAUFMAN, K. R.; KAI-NAN, A. N.; LYITCHY, W. J.; MORREY, B. F.; CHAO, E. Y. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *The American Journal of Sports Medicine* 19, 305-316, 1991.
- KAUFMAN, K. R.; KOVACEVIC, N.; IRBY, S. E.; COLWELL, C. W. Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. *J Biomech.* 29(5):667-71, 1996.
- LOSS, J. F.; CERVIERI, A.; SOARES, D. P.; SCARRONE, F.; ZARO, M. A.; BOGERT, A.; Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 23, n. 3, pp. 93-104, 2002
- LUTZ, G. E.; PALMITIER, R. A.; CHAO, Y.S. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *The Journal of bone and joint Surgery* .75: 732-739, 1993.
- ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; WEBER, U. Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo. *Med Eng Phys.* 9(6):539-46, 1997
- ROLF, C.; WESTBLAD, P.; EKENMAN, I.; LUNDERG, A.; MURPHY, N.; LAMONTAGNE, M.; HALVORSE, K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports.*, 7(3): 144-151, 1997
- SONG, Y.; DEBSKI, R. E.; MUSAHL, V.; THOMAS, M.; WOO, S. L. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech.* 37(3):383-90, 2004
- SOARES, D. P.; LOSS, J. F.; COSTA, E. K.; VELLADO, D. M.; CANDOTTI, C.T.; GUIMARÃES, A. C. S. Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, IN PRESS, 2004.
- TOUTOUNGI, D. E.; LU, T. W.; LEARDINI, A.; CATANI, F.; O'CONNOR, J. J. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 15(3):176-87, 2000
- VECCHIA, E. D.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Proposta de um modelo metodológico para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. *Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Campinas, Brasil. 189-194, 1997
- VECCHIA, E. D.; DUARTE, M.; SERRÃO, J. C.; RODRIGUEZ, M. D.; AMADIO, A. C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Florianópolis, Brasil. 269-274, 1999
- VISSER, J. J.; HOOBKAMER, J. E.; BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 61(5-6):453-60, 1990
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 2a. Ed., Wiley, New York. 1990

- WILK, K. E.; ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R.; BOYD, M. L. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromiographic activity during open and closed kinetic chain exercise. *The American Journal of Sports Medicine*. 24: 518-527, 1996.
- ZHENG, N.; FLEISIG, G. S.; ESCAMILLA, R. F.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *Journal of Biomechanics*. 31: 963-967, 1998.

ANEXO I

Termo de Consentimento Informado

Você está sendo convidado a participar de um estudo que objetiva avaliar as forças que envolvem a articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta. Neste sentido, pedimos que você leia esse documento e esclareça dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, sua participação neste estudo.

Objetivo do Estudo

Avaliar o comportamento das forças que envolvem a articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão de joelho em cadeia cinética aberta realizado com diferentes cargas externa (sem carga externa, 5 kg e 10 kg) e diferentes velocidades de execução (45°/s, 90°/s e 180°/s).

Procedimentos

- Participar da coleta de dados 1, no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, em que você fará extensões de joelho sem carga externa e com caneleiras de 5 kg e 10 kg nas velocidades de 45°/s, 90°/s e 180°/s.
- Participar da coleta de dados 2, também no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, em que você realizará exercícios de extensões passivas de joelho no dinamômetro isocinético em três diferentes velocidades: 45°/s, 90°/s e 180°/s.

Riscos e benefícios

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco a sua saúde, tão pouco o expõem as situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos problemas relacionados ao exercício de extensão de joelho realizado com caneleiras.

Confidencialidade

Ficará resguardado ao pesquisador responsável o uso das informações recolhidas, as quais ficarão protegidas de revelação não-autorizada.

Voluntariedade

A recusa do indivíduo em participar do estudo será respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações

A qualquer momento, os indivíduos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, mediante contato com o pesquisador.

Declaração de Consentimento

Eu,....., tendo lido as informações oferecidas acima e tendo esclarecido as questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente do presente estudo.

Assinatura do participante

Data __ / __ / __