

**Artigo original**

Rodrigo Rico Binj^{1,2}
Felipe Pivetta Carpes¹
Joelly Mahnic de Toledo¹
Jefferson Fagundes Loss¹

ESTIMATIVA DAS FORÇAS NA ARTICULAÇÃO TÍBIO-FEMORAL NO EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DOS JOELHOS EM CADEIA CINÉTICA ABERTA REALIZADO EM MÁQUINA DE MUSCULAÇÃO

ESTIMATION OF THE FORCES ACTING ON THE TIBIOFEMORAL JOINT DURING KNEE EXTENSION EXERCISES PERFORMED ON AN OPEN KINETIC CHAIN STRENGTH-TRAINING MACHINE

RESUMO

Os objetivos do presente estudo foram: (1) avaliar o torque de resistência (TR) de uma máquina de musculação para a realização do exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta e (2) realizar um ensaio teórico a partir do comportamento do TR com o intuito de estimar as forças internas na articulação tíbio-femoral. O estudo foi realizado em dois momentos: (1) medições da máquina utilizada e (2) estimativa das forças externas (na máquina) e internas (no membro inferior). Foram utilizadas equações baseadas em um modelo mecânico bi-dimensional para o cálculo das componentes perpendiculares e axiais da força muscular (FMp e FM^{''}, respectivamente) e da força articular (FAp e FA^{''}, respectivamente), assim como de suas resultantes (forças muscular, FM; articular, FA e humana, FH). As variáveis foram mensuradas em cinco ângulos de flexão do joelho (zero, 30, 45, 60 e 90 graus). Observou-se uma redução da FH com o aumento do ângulo de flexão do joelho, enquanto FM e FA apresentam aumento. O valor da FH apresentou-se sempre menor ao valor da força resistiva (FR), indicando que a máquina reduz a sobrecarga imposta ao executante. Observa-se uma redução da FMp e FAp nos maiores ângulos de flexão do joelho, indicando uma redução da força de cisalhamento anterior da tibia sobre o fêmur. Percebeu-se um aumento da FA^{''}, devido ao aumento de FM^{''}, principalmente de 45 a 90 graus.

Palavras-chave: Reabilitação, Força articular no joelho, Treinamento de força.

ABSTRACT

The objectives of this study were to: (1) evaluate the resistive torque of an open kinetic chain strength-training machine for performing knee extensions, and (2) perform an analysis estimating internal forces in the tibiofemoral joint. During a first phase of the study, measurements were taken of the machine under analysis (external forces), and then calculations were performed to estimate forces on the lower limb (internal forces). Equations were defined to calculate human force (HF), and the moment of muscular force (MMF). Perpendicular muscular force (MFp) and joint force (JFp), axial muscular force (MF^{''}) and joint force (JF^{''}), and total muscular force (MF) and joint force (JF) were all calculated. Five knee angles were analyzed (zero, 30, 45, 60, and 90 degrees). A reduction was observed in HF at higher knee angles, while MF and JF also increased at the same time. HF was always lower than the load selected on the machine, which indicates a reduced overload imposed by the machine. The reduction observed in MFp and JFp at higher knee angles indicates a lower tendency to shear the tibia in relation to the femur. At the same time, there was an increase in JF^{''} due to higher MF^{''}. The biomechanical model proposed in this study has shown itself adequate for the day-to-day needs of professionals who supervise orient strength training.

Key words: Rehabilitation, Knee joint forces, Strength training.

1 UFRGS/Laboratório de Pesquisa do Exercício, Porto Alegre – RS - Brasil.
2 Cia-Vital/Centro de Orientação Física e Nutricional, Porto Alegre – RS - Brasil.

INTRODUÇÃO

O treinamento de força tem sido amplamente difundido como um dos métodos mais eficazes para a manutenção da saúde e da força muscular¹. Os benefícios deste se estendem desde como complemento junto ao treinamento de atletas até a reabilitação². Apesar do interesse científico crescente no treinamento de força e de suas implicações fisiológicas, existe ainda pouco conhecimento divulgado acerca dos aspectos biomecânicos do mesmo³, como as características mecânicas dos implementos utilizados⁴.

A utilização de exercícios contra uma determinada resistência possui diferentes implicações na reabilitação, devido aos distintos mecanismos de lesão existentes⁵. Neste aspecto, o uso de máquinas de musculação disponíveis no mercado deve ser feito com cautela, devido ao desconhecimento por parte do fabricante das características biomecânicas do corpo humano e da máquina fabricada⁴, este muitas vezes podendo limitar o uso de toda a amplitude de movimento do exercício.

Dentre as características do corpo humano destaca-se a relação força-comprimento muscular⁶ e as características articulares relacionadas à distância perpendicular de inserção dos músculos envolvidos. O que normalmente se observa, em relação às máquinas de musculação, é que estas apresentam torque de resistência (TR) que não acompanha as características biomecânicas descritas anteriormente^{4,7} ao longo da amplitude de movimento. Este aspecto pode gerar sobrecargas articulares excessivas em ângulos no qual a articulação está em desvantagem, o que pode potencializar determinados mecanismos de lesão articular.

O exercício de extensão dos joelhos, em cadeia cinética aberta (CCA) realizado em máquina de musculação é um dos mais utilizados para o fortalecimento dos músculos do quadríceps⁸. No entanto, o comportamento do TR da máquina utilizada normalmente é desconhecido ou não respeita as características biomecânicas descritas anteriormente^{4,7}. O comportamento do TR da máquina utilizada, ao longo da amplitude de movimento, pode indicar se esta é adequada para priorizar o reforço de um determinado músculo do quadríceps (ex. *Vastus Medialis*) ou se existe risco de lesão articular. A análise combinada de um determinado mecanismo de lesão articular e do comportamento do TR da máquina pode indicar o uso mais adequado desta máquina em relação à sua amplitude de movimento.

Modelos biomecânicos 2D e 3D têm sido utilizados para estudar as forças articulares durante a extensão dos joelhos em CCA. Estes modelos foram propostos com o intuito de analisar as forças atuantes nas articulações tíbio-femoral^{9,10} e fêmuro-patelar^{5,11}. O estudo do comportamento destas forças, no exercício supracitado, torna-se importante, visto que estes podem auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesão envolvidos neste movimento, quando realizado com sobrecarga.

Alguns estudos têm proposto a avaliação do comportamento das forças envolvidas em diferentes exercícios com sobrecarga^{5,10,12}. É possível observar, no entanto, uma ausência de informações nestes estudos quanto às características do TR da máquina utilizada.

Do ponto de vista prático, existe ainda a necessidade de elaboração de um protocolo simples para a avaliação das características mecânicas de máquinas de musculação utilizadas para a realização da extensão dos joelhos em CCA. Esta metodologia teria repercussão direta em dois aspectos da prescrição do exercício: (1) conhecimento do TR da máquina utilizada no exercício, objetivando a transferência deste quando ocorrer troca de equipamento e/ou exercício; (2) análise do comportamento do TR da máquina em diferentes ângulos do movimento, visando avaliar se a mesma acompanha as características anatômicas e fisiológicas do grupo muscular envolvido.

O cálculo das forças articulares e musculares no joelho, assim como de suas componentes axial e de cisalhamento, se faz necessário, visto que este cálculo complementa a metodologia descrita na literatura⁷. A análise das forças externas e internas permitiria uma melhor compreensão do exercício de extensão dos joelhos em CCA e a utilização adequada da máquina de musculação analisada. Portanto, os objetivos do presente estudo foram, (1) avaliar o comportamento do TR de uma máquina de musculação utilizada para a realização do exercício de extensão dos joelhos em CCA e (2) realizar um ensaio teórico a partir do comportamento do TR com o intuito de estimar as forças internas na articulação tíbio-femoral.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O presente estudo caracterizou-se como um ensaio teórico, visto que utilizou variáveis descritas na literatura juntamente com características antropométricas de um indivíduo fictício (170 cm de estatura e 70 kg de massa corporal) e características mecânicas da máquina avaliada. Estas informações permitiram a elaboração de um modelo bi-dimensional para a análise das forças e torques no exercício de extensão dos joelhos realizado em CCA. Estas definições permitiram a realização do estudo sem o envolvimento de seres humanos, portanto, sem a necessidade do consentimento do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade.

O estudo foi realizado em dois momentos, sendo o primeiro destinado às medições da máquina utilizada e o segundo ao cálculo da estimativa das forças na máquina (forças externas) e no membro inferior (forças internas). Utilizou-se no presente estudo uma máquina extensora de joelhos da marca ATREX, modelo TR1030 (*Righetto Fitness Equipment*). Para as medições da máquina, foi utilizado um goniômetro manual da marca Trident, com resolução de um grau e uma fita métrica padrão com resolução de um centímetro.

A calibração da coluna de pesos foi realizada no período de medições da máquina, visto que esta apresenta unidades arbitrárias para os pesos. Para a realização desta, utilizou-se a máquina ATREX modelo TR2040 (*Righetto Fitness Equipment*) destinada à realização da puxada alta. Esta foi escolhida visto possuir coluna de pesos de mesma dimensão da máquina extensora de joelhos.

A calibração estática da coluna de pesos consistiu em suspender, na ponta livre do cabo que eleva a coluna de pesos (retirando-se a barra), pesos previamente calibrados em uma balança mecânica da marca Filizola, modelo 31, com resolução de 100g. Este método configurou-se como um sistema tipo pêndulo, que buscou um equilíbrio estático entre o peso selecionado na coluna da máquina e o peso atado na parte livre do cabo. O incremento dos pesos na parte livre do cabo foi de 1kg. Neste procedimento, obteve-se um valor de 9,2 kg (90,25 N) para uma placa da coluna de pesos da máquina.

Na figura 1, são representados esquematicamente os componentes da máquina, assim como as forças que neles atuam. Na figura 2, é apresentado o posicionamento teórico do executante na máquina, sendo considerado o alinhamento articular com o eixo da máquina. Nesta também são apresentados os ângulos β e α . A figura 2 apresenta esquematicamente o ângulo λ .

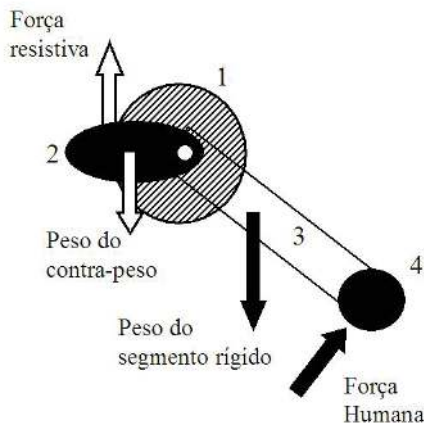


Figura 1. Representação esquemática dos componentes da máquina e das forças envolvidas no plano sagital, sendo: (1) roldana do eixo de rotação, (2) contra-peso, (3) segmento rígido da máquina e (4) almofada distal.

Destes componentes, foram mensurados: (1) Distância perpendicular da força humana (dpFH): distância entre a linha de ação da força aplicada pelo executante (força humana) e o eixo de rotação da máquina; (2) Distância perpendicular da força resistiva (dpFR): distância entre o engaste do cabo de sustentação da coluna de pesos (força resistiva) com a roldana presa ao eixo de rotação da máquina (elemento 1 da figura 1), valor equivalente ao raio da

α = ângulo de flexão do joelho β = ângulo de flexão da máquina π = ângulo da perna em relação à vertical
 λ = ângulo interno coxa-segmento rígido da máquina

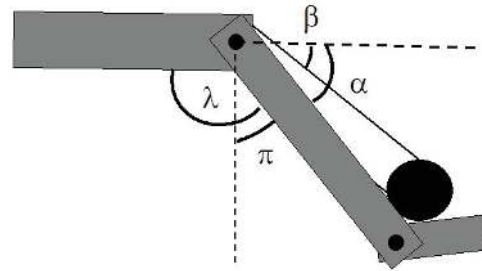


Figura 2. Representação dos ângulos utilizados na análise do movimento.

roldana; (3) Distância perpendicular do contra-peso (dpCP, elemento 2 da figura 1): consistindo na menor distância entre o centro geométrico deste e o eixo de rotação da máquina. Considerou-se o centro geométrico do contra-peso como sendo o seu centro de massa; (4) Distância do centro de massa do segmento rígido da máquina (dtSeg): consistindo na metade da medida do comprimento do segmento rígido da máquina (elemento 3 da figura 1), mensurado do eixo de rotação da máquina até a almofada distal (elemento 4 da figura 1); (5) Ângulo de flexão do joelho (α): ângulo entre a perna do executante e a horizontal; (6) Ângulo de flexão da máquina (β): ângulo entre a parte anterior do segmento rígido da máquina e a horizontal. Este foi utilizado para calcular o ângulo articular ($\alpha = \beta + 20$ graus). A diferença do ângulo de flexão do joelho e do ângulo de flexão da máquina apresentou-se dependente da espessura da almofada distal (20 graus); (7) Ângulo entre a coxa do executante e o segmento rígido da máquina (λ): utilizado para calcular o ângulo β ($\lambda = 180 - \beta + 20$). Este posteriormente permitiu o cálculo do ângulo da perna em relação a vertical (π). (8) As variáveis descritas foram mensuradas em cinco posições do movimento, todas orientadas pelo ângulo de flexão do joelho (α). Os cinco ângulos articulares avaliados foram: zero, 30, 45, 60 e 90 graus de flexão do joelho (α).

No segundo momento, foram definidas as equações utilizadas para a obtenção da força humana (FH), do torque da força muscular (TFM), das componentes axial e de cisalhamento das forças muscular e articular, assim como a resultante destas.

Considerando-se que o movimento fosse realizado com a ausência de aceleração, para o cálculo da FH assumiu-se o equilíbrio dos torques ($\sum \text{Torques} = 0$). Estes foram definidos como os torques gerados pela força humana (TFH), pela força peso do segmento rígido da máquina (TSeg), pela força resistiva (TFR) e pela força peso do contra-peso (TCP). Estes são organizados na equação 1 de acordo com as tendências de torque que produzem no movimento e levando-se em consideração que a FH e o contra-peso (CP) geravam torque positivo.

$$TFH + TCP = TFR + TSeg$$

Equação 1. Equilíbrio dos torques gerados para a realização do exercício, em que TFH representa o torque da FH, TCP o torque do contra-peso, TFR o torque da FR e TSeg o torque do segmento rígido da máquina.

Visto que a análise ocorreu para apenas um dos segmentos, ao passo que a máquina permite a execução simultânea de ambos, o peso selecionado correspondente a FR, a massa do segmento rígido da máquina (estimada em 10kg) e a massa do contra-peso (estimada em 5kg) foram introduzidas nas equações com a metade do seu valor. Este critério exigiu a estimativa de que cada segmento realizasse 50% da força externa resultante.

Sendo TFH a única variável não-conhecida, ela foi isolada e utilizada para o cálculo posterior da FH. O cálculo dos torques foi realizado, multiplicando-se as forças pela sua respectiva distância perpendicular de aplicação em relação ao eixo de rotação da máquina. O cálculo da distância perpendicular da força peso do segmento rígido da máquina (dpSeg) foi realizado utilizando-se o ângulo λ . Com o conhecimento deste, multiplicou-se a distância estimada do centro de massa do segmento rígido da máquina (metade da distância total da mesma) pelo seno do ângulo entre o segmento rígido e a vertical para a obtenção da distância perpendicular da força peso do mesmo.

Para o TCP, utilizou-se o mesmo princípio do cálculo do TSeg, em que a distância perpendicular do centro de massa do mesmo (centro geométrico) foi multiplicada pela sua massa estimada. O TFR foi calculado a partir da massa selecionada na coluna de pesos e da distância do engaste do cabo da coluna de pesos da máquina na roldana até o eixo de rotação da mesma (distância perpendicular da FR).

Conhecida a FH (força externa), foi possível obter as forças muscular (FM) e articular (FA) total, assim como as componentes axial e de cisalhamento (forças internas). O entendimento do comportamento das componentes das FM e FA permite compreender como ocorre a sobrecarga muscular e articular em diferentes ângulos articulares¹⁰. Ainda foi possível calcular a razão entre a FH e a FR, sendo esta um indicador do percentual do peso selecionado na coluna de pesos que o indivíduo precisaria aplicar na máquina para executar o movimento em velocidade constante.

A utilização da equação do equilíbrio dos torques ($\sum \text{Torques} = 0$) foi feita novamente visando o cálculo da força e do torque muscular (TFM), utilizando-se a equação 2, em que o torque da força humana (TFH) representa a reação da força resistiva à força humana aplicada na máquina. O torque do peso da perna (TPp) representa a tendência de torque gerada pela massa da perna. Esta equação foi reorganizada de acordo com as tendências de torque, sendo o TFM considerado como torque positivo.

$$TFM = TFH + TPp$$

Equação 2. Equilíbrio dos torques do sistema muscular, em que TFM representa o torque da FM, TFH o torque da força de reação a FH e TPp o torque gerado pelo peso da perna.

A partir de tabelas antropométricas apresentadas na literatura¹³, estimou-se a massa do conjunto perna-pé, assim como a localização do centro de massa do segmento. Para o indivíduo analisado neste estudo, com massa corporal de 70 kg, este conjunto representou 4,44 kg. Foi realizado o cálculo da distância perpendicular da força peso do conjunto perna-pé (dpPPerna) multiplicando-se seno do ângulo π pela distância do centro de massa deste em relação ao eixo de rotação do joelho.

Os valores das distâncias perpendiculares do quadríceps foram obtidos da literatura¹⁴. Neste os autores apresentam também o ângulo entre o tendão patelar e o platô tibial, o que permitiu calcular o ângulo de inserção do tendão patelar (figuras 3, 4 e 5).

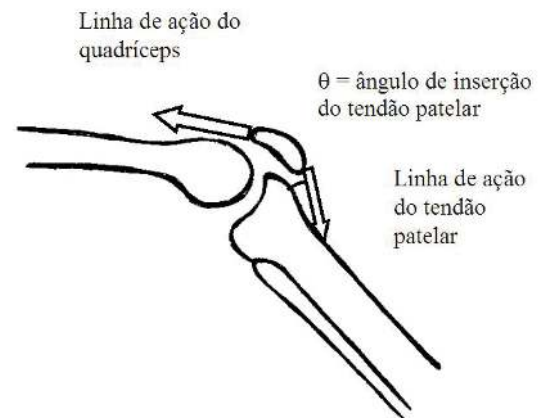


Figura 3. Representação esquemática das linhas de ação do quadríceps e do tendão patelar, assim como do ângulo de inserção deste em relação à tibia.

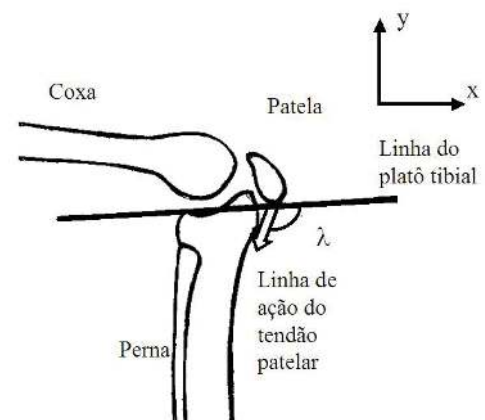


Figura 4. Representação esquemática dos segmentos coxa e perna ilustrando o ângulo entre o tendão patelar e o platô tibial.

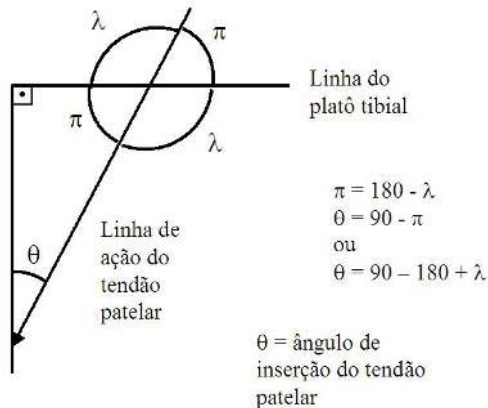


Figura 5. Relação trigonométrica ilustrando o cálculo do ângulo de inserção do tendão patelar a partir do ângulo entre este e o platô tibial.

Sabendo-se o comportamento do ângulo do tendão patelar em relação ao platô tibial (λ), foi possível obter o ângulo de inserção do tendão patelar (θ), como demonstrado na figura 5.

Utilizando-se os valores da distância perpendicular do quadríceps (tendão patelar) obtidos da literatura¹⁴, calculou-se a força muscular perpendicular (FMp). Foi utilizado o ângulo de inserção do tendão patelar (θ) para o cálculo das componentes axiais das forças muscular (FM^{''}) e articular (FA^{''}), assim como das forças muscular (FM) e articular total (FA). Adotaram-se como positivos, os valores da força axial que indicaram compressão articular (vetor y da figura 4) e os valores da força perpendicular que indicaram cisalhamento anterior da tibia em relação ao fêmur (vetor x da figura 4). Baseadas no equilíbrio das forças ($\sum \text{Forças} = 0$), as equações 3 e 4 demonstram o cálculo das forças articulares perpendicular e axial respectivamente, no sentido em que estas atuam em relação a componente da força muscular.

$$FAp + FH + Pp = FMp$$

Equação 3. Cálculo da força articular perpendicular (FAp), em que FH representa a força de reação a força humana, Pp o peso da perna e FMp a força muscular perpendicular.

$$FA'' + P'' = FM''$$

Equação 4. Cálculo da força articular axial (FA^{''}), em que P^{''} representa a componente axial do peso da perna e FM^{''} a componente axial da força muscular.

A componente axial do peso da perna (P^{''}) foi obtida através do produto do co-seno do ângulo π pela massa da perna.

A força articular total foi calculada a partir da raiz quadrada da soma dos produtos das FAp e das FA^{''}, como representado na equação 5.

$$FA = \sqrt{FAp^2 + FA''^2}$$

Equação 5. Cálculo da força articular total (FA) em que FAp representa a componente perpendicular da força articular e FA^{''} a componente axial da força articular.

Todas as equações foram elaboradas no *software* Excell 2000 (Microsoft Corporation).

RESULTADOS

Na tabela 1, as variáveis utilizadas nas equações têm seus valores apresentados nos cinco ângulos de flexão do joelho (zero, 30, 45, 60 e 90 graus). No presente estudo, assumiu-se zero grau como a extensão total do joelho.

Tabela 1. Variáveis utilizadas no cálculo das forças envolvidas no movimento de extensão do joelho realizado na máquina. Zero graus correspondem à extensão completa do joelho. Os valores das distâncias perpendiculares são expressos em centímetros. O ângulo de inserção do tendão patelar (θ) é expresso em graus.

Ângulo do joelho (graus)	dpFR (cm)	dpCP (cm)	dp-Seg (cm)	dp Quadríceps (cm)	Ângulo θ (°)	dpPerna (cm)
0	23	18,4	4,74	3,69	45,7	-1,96
30	22	19,5	13,83	4,09	28,2	8,04
45	21,7	20	16,99	4,26	17,5	12,36
60	21,5	19,3	18,96	4,17	6,8	15,89
90	19,2	13,8	19,16	3,95	2,6	19,42

O valor da dpPerna negativo significa que, com joelho a zero graus a massa da perna possui tendência de gerar torque no sentido do movimento (sentido horário). Nos demais ângulos, a força peso do conjunto perna-pé tem tendência de torque no sentido oposto ao movimento.

Observa-se que ocorre uma redução da dpFR à medida que aumenta o ângulo de flexão do joelho. A dpCP apresenta aumento de zero a 45 graus e redução até 90 graus de flexão do joelho. A dpSeg apresenta redução com o aumento do ângulo de flexão do joelho.

Na tabela 2, são apresentados o ângulo interno entre a coxa e a perna (λ), assim como os ângulos da perna em relação à vertical (π), de flexão da máquina (β) e do segmento rígido da máquina em relação à vertical ($\pi + 20^\circ$).

Os resultados da FH são apresentados na figura 6, assim como os resultados da FM e FA são apresentados na figura 7. Ambos são dispostos em função do ângulo de flexão do joelho, de zero a 90 graus.

Tabela 2. Ângulos: (1) coxa do executante e o segmento rígido da máquina (λ), (2) da perna em relação à vertical (π), (3) de flexão da máquina (β).

Ângulo de flexão do joelho (graus)	Ângulo λ	Ângulo π	Ângulo β
0	180	-6	-20
30	150	24	10
45	135	39	25
60	120	54	40
90	90	84	70

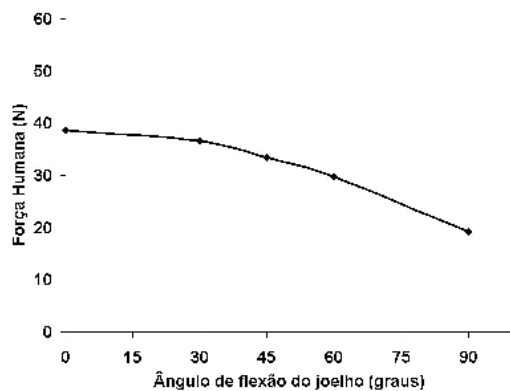


Figura 6. Força Humana nos cinco ângulos de flexão do joelho expressa em Newtons (N).

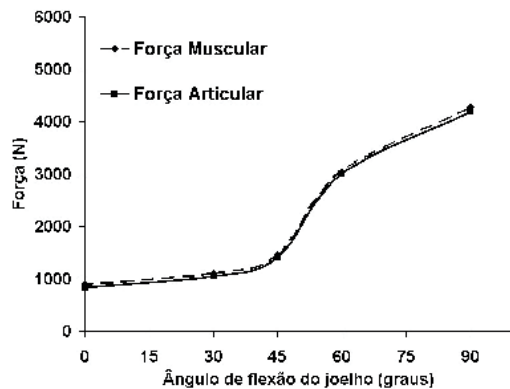


Figura 7. Força Muscular e Força Articular nos cinco ângulos de flexão do joelho expressas em Newtons (N).

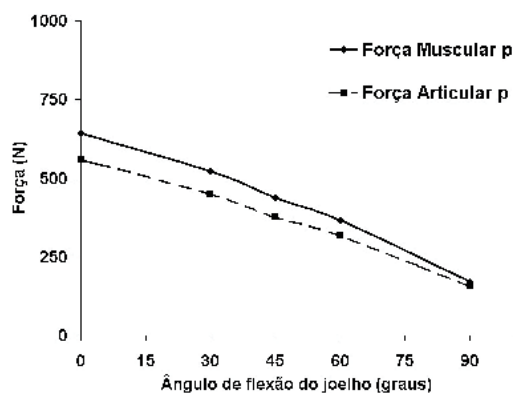


Figura 8. Força Muscular perpendicular e Força Articular perpendicular nos cinco ângulos de flexão do joelho expressas em Newtons (N). Valores positivos indicam força de cisalhamento articular anterior.



Figura 9. Força Muscular axial e Força Articular axial nos cinco ângulos de flexão do joelho expressas em Newtons (N). Valores positivos indicam compressão articular.

É possível observar uma redução da FH com o aumento do ângulo de flexão do joelho, enquanto a FM e a FA apresentam aumento nos mesmos instantes. O valor da FH apresentou-se sempre menor ao valor selecionado de FR (4,6 kg, ou 45,12 N), indicando que a máquina reduz a sobrecarga ao executante.

Observa-se uma redução de FMP e FAp com o aumento do ângulo de flexão do joelho, indicando uma possível redução da força de cisalhamento anterior da tibia sobre o fêmur. A partir da figura 9, percebe-se aumento da força de compressão articular, devido ao aumento de FM^{ax} e FA^{ax}, principalmente após 45 graus de flexão do joelho.

Na tabela 3, são apresentados os resultados da razão entre a FH e a FR.

Tabela 3. Razão entre a FH e a FR, expressa em percentuais da FR.

Ângulo de flexão do joelho (graus)	FHFR ⁻¹ (% da FR)
0	86
30	81
45	74
60	66
90	43

Os resultados da relação FH.FR-1 indicam que a resistência imposta ao executante pela coluna de pesos é reduzida, para a mesma carga, nos cinco ângulos de flexão do joelho avaliados.

DISCUSSÃO

Visto que os objetivos deste estudo foram, (1) avaliar o comportamento do TR de uma máquina de musculação utilizada para a realização do exercício de extensão dos joelhos em CCA e (2) realizar um ensaio teórico a partir do comportamento do TR com o intuito de calcular as forças internas na articulação tíbio-femoral, utilizando uma metodologia de simples execução, atingiu-se a meta previamente almejada. É possível inferir isto, pois os equipamentos, assim como o *software* utilizado para a análise dos dados são de fácil acesso. O modelo biomecânico adotado no presente estudo (2D) baseou-se na equação de

equilíbrio de torques a partir da análise de diagramas de corpo livre dos segmentos avaliados^{10,15}.

É crescente o número de estudos acerca da biomecânica do treinamento de força, no entanto, percebe-se que a maioria se detém em análises da atividade muscular em diferentes exercícios^{16,17}. Alguns estudos foram realizados com o intuito de melhor compreender a biomecânica do exercício de extensão dos joelhos em CCA^{5,9-11}, no entanto, a metodologia destes não se aplica perfeitamente quando este é realizado em uma máquina de musculação.

A metodologia de análise das forças envolvidas em um determinado movimento (ex. extensão dos joelhos em CCA), utilizando o diagrama de corpo livre, apresenta limitações pelo fato de considerar o segmento corporal um segmento rígido¹⁰. Outra abordagem possível é a análise *in vivo* das forças articulares¹⁸, sendo esta extremamente valorizada. No entanto, a sua realização torna-se complicada por depender da aplicação de métodos invasivos para coleta de dados, o que ainda justifica a utilização de métodos indiretos e não-invasivos para a estimativa das forças articulares.

O estudo dos exercícios de musculação torna-se valorizado, visto a intensa difusão desta modalidade na população. Dentre as implicações observadas da análise biomecânica de um exercício de extensão dos joelhos em CCA, pode-se perceber que o uso da máquina avaliada neste estudo reduz a sobrecarga (redução da FH) quando o joelho está em maiores graus de flexão (ângulo maior do que 45 graus). No entanto, a FM aumentou nos maiores ângulos de flexão do joelho, indicando que para o mesmo peso selecionado, o executante precisou produzir mais força muscular em maiores ângulos de flexão dos joelhos. Analisando-se a teoria da contração muscular baseada nas pontes cruzadas⁶, percebe-se que quando alongado em excesso (ex. 90 graus de flexão do joelho), o componente contrátil do músculo perde capacidade de produção de força. Por outro lado, nesta situação os componentes elásticos do sistema músculo-esquelético (tendões e ligamentos) participam aumentando a capacidade de produção de força neste instante¹³. Estes resultados corroboram a literatura⁴ que apresenta maiores valores de torque muscular em maiores comprimentos musculares, comparado a situação em que o músculo estava mais encurtado⁶.

Do ponto de vista das forças articulares, a redução observada na FAp (cisalhamento anterior) é benéfica, visto que a força gerada pelo quadríceps em exercícios de CCA gera sobrecarga sobre o ligamento cruzado anterior do joelho¹⁸. Estes resultados são justificados pelos valores do ângulo de inserção do tendão patelar, calculados a partir dos dados apresentados na literatura¹⁴, indicando redução do mesmo nos maiores ângulos de flexão do joelho.

Estes resultados analisados de forma combinada permitem inferir que a máquina avaliada no presente estudo não respeita completamente as características mecânicas e fisiológicas do quadríceps humano. Esta afirmação é sustentada pelos resultados das

componentes axial e perpendicular da FM e da FA observados nos diferentes ângulos de flexão do joelho, indicando que quando o músculo possui reduzida capacidade de produção de força, a máquina aumenta o torque gerado pela FR (menores ângulos de flexão). Este comportamento, apesar de resultar em menores valores de FM¹⁹ e FA²⁰, implica maior força de cisalhamento anterior (maiores FMP e FAp). Cabe salientar que a redução da dpFR nos maiores ângulos de flexão do joelho indica uma tentativa de proteção da integridade articular, visto que neste instante, o quadríceps possui o menor ângulo de inserção e uma pequena distância perpendicular em relação ao eixo articular, o que poderia aumentar em demasia a necessidade de força muscular e conseqüentemente de força articular total.

Alguns programas de treinamento de força não utilizam a velocidade de execução constante, como o proposto no presente estudo. Este aspecto adiciona o efeito da aceleração dos segmentos ao cálculo das forças e torques envolvidos no movimento. Assumiu-se este aspecto, visto que o movimento de extensão de joelhos realizado com sobrecarga é executado, na maioria dos casos, de forma lenta, assumindo-se o envolvimento de um pequeno componente de aceleração, passível de desconsideração.

Acreditamos que as limitações apresentadas não impedem a aplicação do modelo utilizado no presente estudo, visto que este se baseou em técnicas biomecânicas utilizadas em métodos como a dinâmica inversa. Esta metodologia apresenta-se prática para o uso diário na prescrição dos exercícios de extensão dos joelhos em CCA.

CONCLUSÃO

É possível concluir que o modelo biomecânico utilizado apresentou-se adequado às necessidades diárias dos profissionais que orientam e prescrevem o treinamento de força realizados em máquinas de musculação. Destaca-se a praticidade de equipamentos necessários para a realização do mesmo e a simplicidade da coleta dos dados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Benben DA, Feters NL. The independent and additive effects of exercise training and estrogen on bone metabolism. *J Strength Cond Res* 2000;14:114-120.
- 2 Flanagan S, Salem GJ, Wang M, Sanker SE, Greendale GA. Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35: 635-643.
- 3 Carpinelli RN, Otto RM, Winett RA. A critical analysis of the ACSM position stand on resistance training: insufficient evidence to support recommended training protocols. *J Exerc Physiol* 2004;7:1-60.
- 4 Silva FC, Rocha EK, Soares DP, Loss JF. Caracterização do torque de resistência a partir das características musculares do quadríceps. *Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*. João Pessoa: UFP; 2005. CD-ROM.

- 5 Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during close kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:556-569.
- 6 Rassier D, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol* 1999;86:1445-1457.
- 7 Bonezzi A, Rocha EK, Loss JF. Análise biomecânica do exercício de flexão plantar sentado. Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. João Pessoa: UFP; 2005. CD-ROM.
- 8 Mirzabeigi E, Jordan C, Gronley JK, Rockowitz NL, Perry J. Isolation of vastus medialis oblique muscle during exercise. *Am J Sports Med* 1999;27:50-53.
- 9 Baltzopoulos V. Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clin Biomech* 1995;10:208-215.
- 10 Loss JF, Soares DP, Caneiro JP, Aldabe D, Ribeiro DC, Gandolfi L. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. *Rev Bras Biomec*, in press.
- 11 Chow JW. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. *Clin Biomech* 1999;14:329-338.
- 12 Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of squat during varying stances widths. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:984-998.
- 13 Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. Manole: 2000; Segunda Edição. São Paulo.
- 14 Kellis E, Baltzopoulos V. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clin Biomech* 1999;14:118-124.
- 15 Nigg BM. Force system analysis. In: Nigg BM, Herzog W, editors. *Biomechanics of the musculo-skeletal*. Alberta, CA: John Wiley & Sons; 1999. p.446-57.
- 16 Boyden G, Kingman J, Dyson R. A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat. *J Strength Cond Res* 2000;14:379-382.
- 17 Signorele JF, Zink AJ, Szwed SP. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the Lat Pull-down. *J Strength Cond Res* 2002;16:539-546.
- 18 Fleming BC, Ohlen G, Renstrom PA, Peura GD, Beynon BD, Badger GJ. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament strains. *Am J Sports Med* 2003;31:701-707.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao Centro de Orientação Física e Nutricional – CIAVITAL, em especial ao professor André Xavier pelo apoio financeiro e por ter disponibilizado os equipamentos para a realização deste estudo. Agradecemos à fisioterapeuta Bárbara Freiberger Shaefer pelos desenhos esquemáticos.

Endereço para correspondência

Rodrigo Rico Bini
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Laboratório de Pesquisa do Exercício – sala 212
Rua Felizardo 750.
CEP: 90690-200 – Porto Alegre – RS – Brasil
E-mail: rbini@via-rs.net

Recebido em 13/05/07
Revisado em 16/07/07
Aprovado em 25/09/07