

Comparação entre a realização da flexão de joelhos na máquina e com peso livre: modelamento baseado na mecânica newtoniana

Comparison of knee flexion exercise machines with free weights: modeling based on Newtonian mechanics procedures

BINI RR. Comparação entre a realização da flexão de joelhos na máquina e com peso livre: modelamento baseado na mecânica newtoniana. *R. bras. Ci. e Mov* 2016;24(4):16-27.

RESUMO: As características mecânicas das máquinas de musculação oferecem sobrecarga distinta para o sistema muscular daquela definida na coluna de pesos dos aparelhos de musculação. Isto implica que a demanda de força muscular e as cargas articulares podem ser afetadas pela geometria da máquina. Nesta perspectiva, o objetivo deste estudo foi comparar, por meio de simulação computacional, as forças musculares e articulares durante a realização de exercício de flexão de joelhos em uma máquina de musculação em relação ao observado utilizando pesos livres (e.g. caneleiras). O modelo mecânico de uma máquina flexora de joelho foi definido após medição das estruturas componentes de uma máquina utilizada para a realização do exercício de flexão dos joelhos em decúbito ventral. Este modelo foi adaptado para simular uma máquina para a flexão dos joelhos com resistência mecânica constante e comparado ao exercício utilizando caneleiras fixas aos tornozelos do executante. Equações da mecânica Newtoniana, associadas a um modelo bidimensional do sistema musculo-esquelético do membro inferior, foram utilizadas para a resolução das forças musculares e articulares visando o equilíbrio de torques. Observou-se que nenhum dos exercícios de flexão dos joelhos se apresentou ajustado às características anatômicas (e.g. braço de alavanca) dos músculos ísquio-tibiais. O exercício utilizando caneleira apresentou os menores valores de força articular e muscular ao longo do arco de movimento. No entanto, o exercício utilizando caneleiras parece ser menos favorável, comparado a máquina flexora, para o ganho de força dos ísquio-tibiais devido a menor demanda total de força muscular durante o arco de flexão dos joelhos.

Palavras-chaves: Ligamento Cruzado Posterior; Torque; Músculo Esquelético; Articulações.

ABSTRACT: The mechanical characteristics of strength training machines enforces differential load to skeletal muscles than the load selected. This difference implies that muscle forces and joint load could be affected by the geometrical design of the machine. Therefore, the aim of this study was to compare the muscular and joint forces during knee flexion exercise performed in a strength training machine and the equivalent exercise using free weights using computer simulation. A mechanical model of the machine was developed after measurements from structural components of a strength training machine used to perform knee flexions in ventral decubitus. This model was adapted to simulate a machine which imposes constant load during the range of motion and compared to the same exercise performed using free weights. Newtonian mechanical principles were employed along with a bidimensional model of the lower limb skeletal musculoskeletal system aiming at determining hamstrings muscle forces and tibiofemoral loading via joint torque balance. None of the knee flexion exercises presented a similar loading profile compared to the anatomical characteristics (e.g. muscle moment arms) from the hamstrings muscles. The exercise performed with free weights led to lower joint and muscle loads during the range of motion. On the other hand, free weights could be potentially less effective than the strength training machine to strengthening the hamstrings. The reason for that was associated to the lower force elicited during knee flexions in free-weight exercises.

Key Words: Posterior Cruciate Ligament; Torque; Muscle Skeletal; Joints.

Rodrigo Rico Bini¹

¹ La Trobe Rural Health School
La Trobe University | Flora Hill
Campus, Bendigo, Victoria,
3550, AUSTRALIA

Introdução

O treinamento de força é amplamente utilizado com o objetivo de melhora da função muscular por meio do aumento da área de secção transversa do músculo e da força¹. O treinamento de força na musculação envolve a realização de exercícios contra resistências externas oferecidas por meio de pesos livres, máquinas ou implementos (e.g. cordas, faixas elásticas, etc). As implicações na escolha de cada tipo de resistência possuem efeito direto sobre a força muscular². Um exemplo deste efeito foi ilustrado por Folland e Morris³, os quais observaram que máquinas utilizadas para a realização de exercícios de extensão de joelho não fornecem resistência mecânica similar a capacidade de produção de força muscular. Isto implica que o arranjo mecânico dos elementos que compõe a máquina comumente não respeita as características do sistema muscular.

A escolha dos exercícios que ofertam uma maior sobrecarga para os músculos é determinante a fim de otimizar os ganhos de massa muscular⁴. Ainda, para a prescrição de exercício visando à saúde e o treinamento de atletas, há necessidade de adequar a sobrecarga muscular ao histórico de dor ou lesões do aluno. Um exemplo envolve as rupturas parciais de ligamentos articulares ou mesmo degenerações iniciais das cartilagens articulares levam a necessidade de controle na sobrecarga aplicada sobre estas estruturas. No entanto, a sobrecarga articular envolve características do movimento (e.g. ângulo de flexão do joelho) e propriedades mecânicas da máquina. Nesta linha, Bini *et al.*⁵ observaram que uma máquina utilizada para a realização de exercícios de extensão do joelho resultava em forças compressivas variáveis durante o movimento. Esta variação nas forças compressivas está relacionada à presença de uma polia excêntrica, a qual alterava o torque produzido pela máquina. Com isto, pode ser necessário restringir a amplitude de movimento e a carga utilizada quando o raio da polia exigir uma demanda maior de força em angulações nas quais o joelho pode estar mais vulnerável (e.g. ângulos de flexão maiores do que 60°).

De forma geral, as características mecânicas das máquinas utilizadas em exercícios de musculação oferecem sobrecarga diferente, o que limita a transição entre máquinas visando um mesmo grupo muscular. Isto implica que uma mesma carga, em quilogramas, definida na coluna de pesos do aparelho resulta em esforço muscular distinto. Nesta perspectiva, se torna importante inicialmente avaliar as características mecânicas de exercícios realizados em máquinas de musculação e compará-los a exercícios utilizando pesos livres e implementos como cordas e faixas elásticas⁶. Estas informações devem ser adicionadas a modelos biomecânicos do sistema musculoesquelético a fim de permitir a estimativa do trabalho mecânico muscular, da força muscular e dos componentes articulares de compressão e cisalhamento⁵. Estas etapas possibilitam a definição dos exercícios com maior e menor sobrecarga muscular assim como dos exercícios que oferecem maior sobrecarga articular.

A relação entre a força humana (FH) e a força resistiva (FR) indica o percentual da massa selecionada na coluna de pesos da máquina, em quilogramas, que seria efetivamente aplicado por cada membro inferior para a realização do movimento de flexão do joelho em velocidade constante⁵. Com isto, a análise desta relação permite antecipar instantes ao longo da amplitude de movimento os quais envolveriam uma produção de força acima do selecionado na coluna de pesos.

Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar as forças muscular e articular durante a realização de um exercício de flexão de joelhos em uma máquina de musculação com resistência variável com o observado utilizando pesos livres. Ainda, uma vez que um elevado contingente de máquinas oferecem resistência constante³, uma simulação foi realizada, com a mesma máquina, porém com uma roldana simétrica. Para esta comparação, a simulação computacional das forças atuantes na máquina e no segmento corporal envolvido foi desenvolvida a fim de permitir a simulação de uma máquina com resistência constante.

Materiais e métodos

Este estudo envolveu um modelo computacional com resolução das forças por meio de equações matemáticas associadas aos princípios da mecânica Newtoniana⁷. Desta forma, não foram utilizados seres humanos em experimentos. A justificativa para a simulação das forças envolve a possibilidade de simular uma máquina com resistência constante e o controle de efeitos gravitacionais relacionados com a variabilidade do gesto observado em humanos.

Para os exercícios de flexão dos joelhos, realizados na cama flexora com resistência variável e constante, assim como para o exercício de flexão dos joelhos realizado na mesma posição com pesos livres (decúbito ventral), foi limitada a amplitude de movimento dos joelhos entre a extensão máxima (0°) e 90° de flexão. As medidas de força foram calculadas em intervalos de 15° de flexão (0, 15, 30, 45, 60, 75 e 90°).

Determinação das forças atuantes na máquina com resistência variável

Para a análise do exercício de flexão dos joelhos executado na máquina, foi utilizado o componente integrante de uma estação para treinamento de força (TUFF STUFF, California, USA). Este módulo possuía uma cama com braço mecânico acoplado a um eixo de rotação. O braço mecânico era fixado a um cabo guiado por uma roldana excêntrica e duas roldanas concêntricas. Estas últimas direcionavam a força da coluna de pesos para o braço mecânico da máquina (Figura 1).

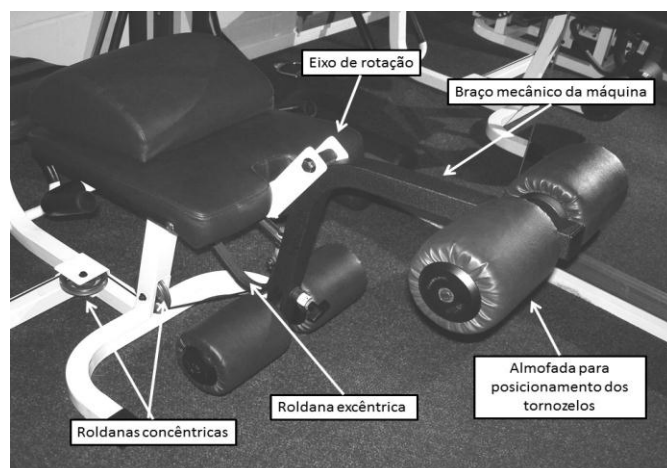


Figura 1. Ilustração da máquina flexora avaliada no presente estudo, com indicação dos componentes mecânicos utilizados na estruturação do modelo mecânico da máquina.

Para a resolução das equações de movimento, se assumiu que o executante mantivesse o eixo da articulação tibiofemoral alinhado com o eixo de rotação da máquina e apoiasse a almofada entre a perna e o pé (face posterior-caudal do tendão do calcâneo). Nas Figuras 2 e 3 são representadas as forças envolvidas na execução do movimento. Gerando torque no sentido horário, é possível destacar quatro componentes de força:

- 1- Força resistiva (FR): força gerada pelo cabo que liga a alavanca (Figura 2) à coluna de pesos da máquina;
- 2- Força peso da alavanca 1: força gerada pelo peso da parte superior da alavanca (Figura 3);
- 3- Força peso da alavanca 2: força gerada pelo peso da parte inferior da alavanca (Figura 3);
- 4- Força peso do conjunto perna-pé: força gerada pelo peso do conjunto perna pé (Figura 3).

No sentido anti-horário, a única força que gera torque é a força humana (FH – Figura 2), compreendida pela força necessária para manter o movimento em velocidade constante, ou sustentar, de forma estática, a força exercida pelas forças opostas a esta (citadas anteriormente).

Na Figura 2 são apresentadas esquematicamente a FH e a FR em ângulos arbitrários de 0° , 45° e 90° de flexão do joelho. É importante salientar que o ângulo de flexão foi definido como o ângulo entre a coxa e a perna, sendo este zero, quando a perna estivesse alinhada com a coxa e ambos os segmentos paralelos à horizontal.

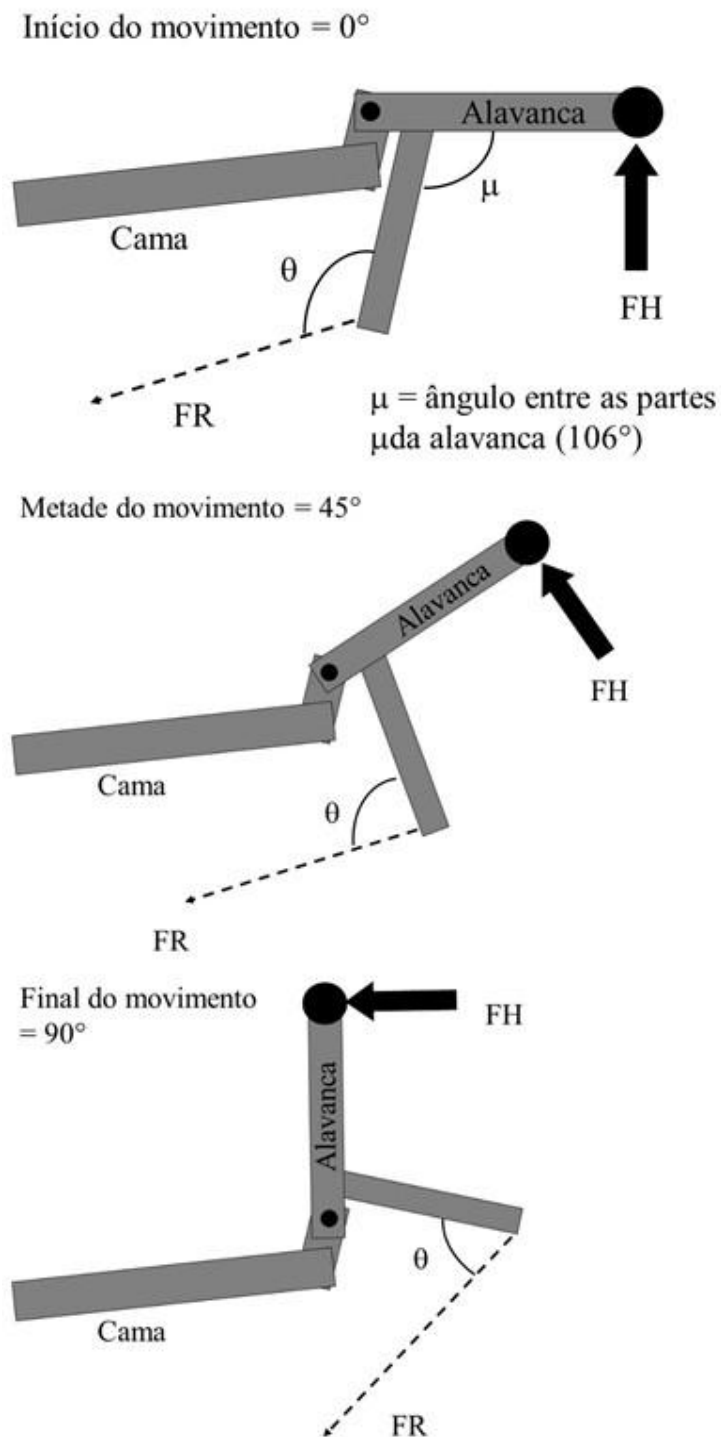


Figura 2. Representação esquemática da força humana (FH) e da força resistiva (FR) nos ângulos de 0° , 45° e 90° de flexão de joelhos.

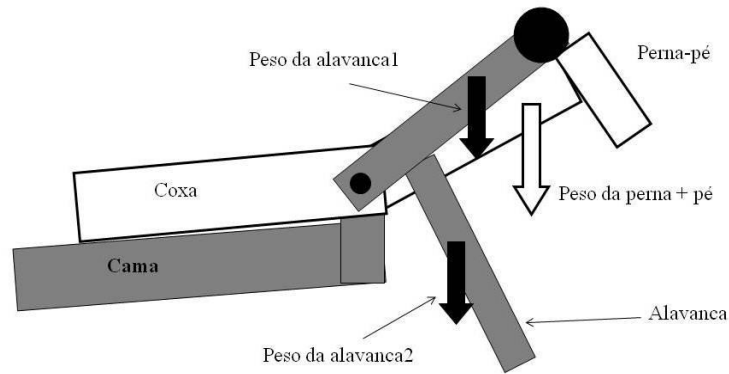


Figura 3. Representação das forças peso da alavanca (parte superior – alavanca1 e inferior – alavanca2) e peso do conjunto perna-pé.

A cama para apoio do corpo do executante apresentava um declínio de 82° em relação à vertical (vide Figura 4). Este declínio foi corrigido, visto que o ângulo entre a coxa e o eixo vertical (λ) foi 20° maior, sendo esta diferença importante para o cálculo da participação da força peso do conjunto perna-pé nos torques envolvidos no movimento. Ainda, o ângulo entre a cama e a vertical interfere na participação das forças peso da alavanca. O cálculo do ângulo entre a perna e a vertical (λ) é utilizado na decomposição da força peso nas suas componentes perpendiculares ao eixo de rotação da máquina e ao eixo articular do joelho. Na Figura 4, além do ângulo λ , o ângulo entre a perna e a vertical (π), o ângulo de flexão do joelho (α) e o ângulo de flexão da máquina (β) são ilustrados.

α = ângulo de flexão dos joelhos
 β = ângulo de flexão da máquina
 λ = ângulo entre a coxa e a vertical
 π = ângulo entre a perna e a vertical

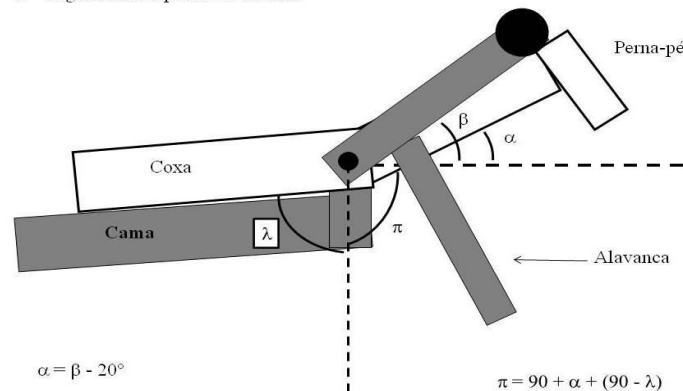


Figura 4. Definição dos ângulos utilizados na análise do exercício de flexão do joelho.

A distância perpendicular da força humana (dpFH) foi definida como a distância entre a linha de ação da força humana e o eixo de rotação da máquina, definido utilizando uma regulagem da almofada para o apoio dos pés de 35,3 cm. Para a obtenção da distância perpendicular da força resistiva (dpFR) foi necessário calcular o ângulo entre a inserção do cabo da coluna de pesos e a parte inferior da alavanca (ângulo θ da Figura 2). O produto do seno do ângulo θ pela distância entre a inserção do cabo da coluna de pesos e o eixo de rotação da máquina, permitiu a obtenção da distância perpendicular. A carga externa da coluna de pesos foi definida de forma arbitrária em 10 kg, estimando-se que 50% desta atuaria em cada segmento.

A distância perpendicular da força peso da alavanca (dpAlav1 – peso da alavanca1 e dpAlav2 – peso da alavanca2) e da força peso do conjunto perna-pé (dpPerna) foi obtida pelo produto do seno do ângulo entre cada

21 *Comparação entre a realização da flexão de joelhos na máquina e com peso livre*

segmento e a vertical pela distância do centro de massa destes. A massa da alavanca foi definida de forma arbitrária em 10 kg, distribuídos igualmente entre as duas partes (alavanca1 e alavanca2). Estimou-se que 50% da massa das duas partes da alavanca, contribuiu para cada membro. A obtenção do centro de massa e da massa do segmento perna-pé foi realizada utilizando tabelas antropométricas apresentadas por Chandler⁸, sendo estes 17,88 cm e 4,44 kg respectivamente. Os valores das distâncias perpendiculares dos músculos flexores de joelho foram obtidos do estudo de Kellis e Baltzopoulos⁹, assumindo uma distância perpendicular única para os músculos Biceps Femoral, Semitendíneo e Semimembranoso. Os valores utilizados de distância perpendicular estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Distâncias perpendiculares utilizadas no cálculo das forças envolvidas no movimento de flexão dos joelhos realizado na máquina.

<i>Flexão dos joelhos (°)</i>	dpFR (cm)	dpAlav1 (cm)	dpAlav2 (cm)	dp Ísquios (cm)	dpPPerna (cm)
0	22,38	17,47	2,47	2,99	17,53
15	27,72	15,71	2,03	2,83	17,26
30	33,07	13,94	6,53	2,66	16,99
45	33,40	10,59	10,59	2,79	15,02
60	31,40	6,53	13,94	2,83	12,34
75	31,90	2,03	15,71	2,44	8,05
90	32,40	-2,47	17,47	2,05	3,76

Legenda: Distância perpendicular da força humana (dpFH), distância perpendicular da força resistiva (dpFR), distância perpendicular da força peso da alavanca (dpAlav1 – peso da alavanca1 e dpAlav2 – peso da alavanca2) e distância perpendicular da força peso do conjunto perna-pé (dpPerna) expressos em centímetros.

O valor da dpAlav1 negativo significa que esta possuiu, em 90° de flexão do joelho, tendência de torque no sentido anti-horário. Nos demais ângulos do movimento, a força peso da parte superior da alavanca teve tendência de torque no sentido horário. Na Tabela 2 são apresentados os ângulos utilizados nas análises do exercício de flexão do joelho na máquina.

Tabela 2. Ângulos entre a perna e a vertical (π), de flexão da máquina (β), da parte superior da alavanca em relação à vertical ($\mu1$) e da parte inferior da alavanca em relação à vertical ($\mu2$).

<i>Flexão dos joelhos (°)</i>	Ângulo π (°)	Ângulo β (°)	Ângulo $\mu1$ (°)	Ângulo $\mu2$ (°)
0	78	20	98	-8
15	93	35	113	7
30	108	50	128	22
45	123	65	143	37
60	138	80	158	52
75	153	95	173	67
90	168	110	188	82

O cálculo da força humana (FH) foi realizado utilizando-se o equilíbrio dos torques gerados pela força peso da alavanca (TAlav1 e TAlav2) e pela força resistiva (TFR), como demonstra a Equação 1. Para a estruturação desta equação de equilíbrio de torques, se assumiu que o produto da aceleração angular e o momento de inércia foi nulo

devido à realização do movimento em velocidade constante. Nesta perspectiva, o equilíbrio de torques permitiu isolar o torque da força humana, como única variável não-conhecida.

$$TFH = TFR + TAlav1 + TAlav2$$

Equação 1. Equilíbrio dos torques gerados para a realização do exercício, sendo TFH o torque da força muscular, TFR o torque da força resistiva, TAlav1 o torque da força peso da alavanca superior e TAlav2 o torque da força peso da alavanca inferior.

A partir da obtenção da FH foi possível calcular as forças muscular e articular perpendicular, assim como o torque gerado pela força muscular. A utilização do equilíbrio de torques visou o cálculo da força e do torque muscular, utilizando-se a Equação 2, na qual o torque da força humana (TFH) representa a força resistiva à força muscular. O torque do peso da perna (TPp) representa a tendência de torque gerada pela massa da perna.

$$TFM = TFH + TPp$$

Equação 2. Equilíbrio dos torques do sistema muscular, sendo TFM, o torque da força muscular, TFH o torque da força humana e TPp, o torque da força peso do conjunto perna-pé.

Os valores da distância perpendicular dos músculos flexores de joelho, obtidas no estudo de Kellis e Baltzopoulos⁹, permitiram calcular a força articular perpendicular, como apresentado na Equação 3.

$$FAp + FH + Pp = FMp$$

Equação 3. Cálculo da força articular perpendicular (FAp), utilizando a força humana (FH), a componente perpendicular do peso do conjunto perna-pé (Pp) e o componente perpendicular da força muscular (FMp).

Determinação das forças atuantes na máquina com resistência constante

A segunda análise realizada envolveu a simulação de uma máquina que oferecesse resistência externa constante de 10 Kg. Estimou-se que 50% desta foi aplicada em cada membro inferior. Esta análise foi feita com o objetivo de se observar o comportamento das forças muscular e articular tendo como única variável o comportamento dos músculos flexores de joelho.

Os critérios de análise foram os mesmos adotados para a máquina flexora, incluindo variáveis antropométricas, angulação do assento e amplitude de movimento. O cálculo das componentes perpendiculares das forças muscular e articular, assim como do torque da força muscular foi realizado utilizando-se as mesmas equações da análise da máquina flexora. A Equação 1 foi adaptada para que a força humana (FH) fosse igual a força resistiva (FR), excluindo a influência da força peso da alavanca e da variação na distância perpendicular da força resistiva da máquina.

Determinação das forças atuantes no exercício com pesos livres

A terceira análise realizada para o exercício de flexão dos joelhos foi feita utilizando-se uma caneleira de 5 Kg, em cada membro inferior, na mesma amplitude de movimento das demais situações avaliadas, com o indivíduo em decúbito ventral. A inclinação da coxa em relação à vertical foi mantida com o objetivo de normalizar a contribuição da força peso da perna na análise das forças articulares e musculares. As mesmas variáveis antropométricas foram utilizadas para o cálculo das forças e torques envolvidos no movimento.

Para o cálculo do torque gerado pela força resistiva realizou-se a decomposição da força peso da caneleira, sendo esta atada no tornozelo do indivíduo, a uma distância de 35,3 cm do eixo de rotação do joelho. O cálculo da componente perpendicular da força peso da caneleira foi realizado para a obtenção da força humana (FH), assim como das componentes perpendiculares das forças articular e muscular (F_{Ap} e F_{Mp}). A força humana perpendicular (FH_p) foi obtida a partir do produto da massa da caneleira pelo seno do ângulo da perna em relação à vertical.

Uma vez que o modelo de simulação permite a obtenção de apenas um padrão de produção de força para cada tipo de exercício (máquina com resistência variável vs. máquina com resistência constante vs. pesos livres), não foi realizada estatística inferencial. A análise comparativa seguiu uma abordagem descritiva-qualitativa, de modo a possibilitar a identificação de diferenças entre os tipos de exercício para os ângulos de flexão dos joelhos analisados.

Resultados

Todos os resultados são apresentados em função do ângulo de flexão do joelho, envolvendo uma amplitude de movimento de 0° (joelhos estendidos) e 90° de flexão. Na Figura 5-A são apresentados os resultados da força humana ao longo da amplitude de movimento do exercício (ângulo de flexão do joelho). A relação da FH necessária para a realização do movimento e a força resistiva (FR) imposta durante o movimento é apresentada na Figura 5-B.

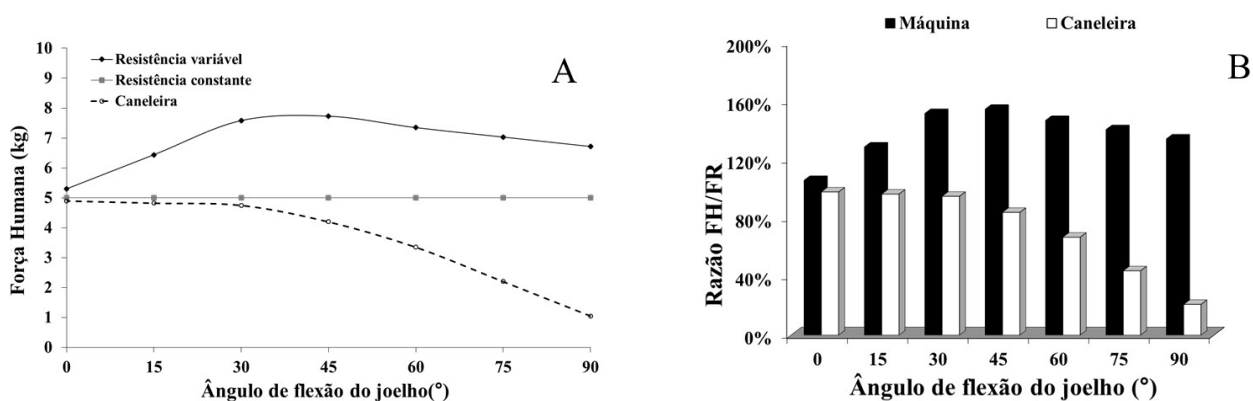


Figura 5. A – Representação gráfica da força humana necessária para realizar o exercício de flexão do joelho em velocidade constante na máquina flexora (resistência variada), na máquina simulando resistência constante e com o uso de uma caneleira. B – Razão entre a força humana (FH) e a força resistiva (FR) em cinco ângulos de flexão do joelho para a máquina flexora (resistência variada) e com o uso de uma caneleira.

É possível observar que a força humana apresenta, para a máquina flexora, apresenta um comportamento crescente da extensão completa até 30° e decrescente deste ponto até o final do movimento (90°). Com o uso da caneleira, a força humana apresentou padrão decrescente com o aumento da flexão dos joelhos. Os resultados da relação entre força humana e força resistiva indicaram sobrecarga maior do que a FR entre 30 a 90° de flexão dos joelhos na máquina flexora e menor do que a FR em extensão máxima. A caneleira também apresentou FH menor do que a FR em toda a amplitude de movimento.

Na Figura 6 são apresentados os resultados das componentes perpendiculares das forças muscular e articular, nas três situações analisadas, ao longo da amplitude de movimento avaliada. Definiu-se que os valores positivos das forças muscular e articular perpendicular representaram cisalhamento posterior sobre o platô tibial.

Conforme observado para o comportamento da força humana, o exercício realizado na máquina flexora resultaria em aumento das forças muscular e articular de cisalhamento posterior sobre o platô tibial entre a extensão máxima e 30° de flexão do joelho. Posteriormente, se observaria um declínio nas forças de cisalhamento realizando o exercício na máquina flexora. A máquina simulando resistência constante resultaria em um padrão relativamente contínuo quanto à magnitude das forças muscular e articular. Diferentemente, o exercício realizado com caneleira, resultaria em um declínio nas forças muscular e articular de cisalhamento posterior, acompanhando o padrão observado para a força humana estimada.

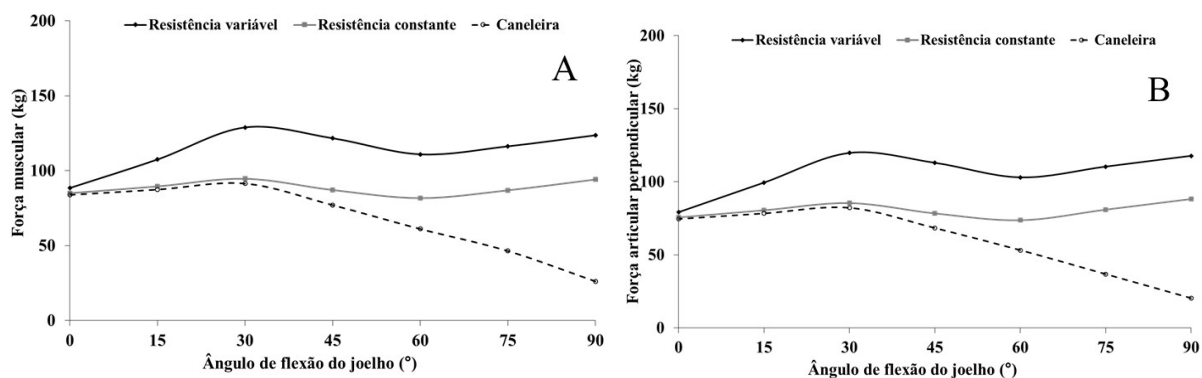


Figura 6. A – Representação gráfica da força muscular de cisalhamento posterior na articulação tibiofemoral. B – Representação gráfica da força articular de cisalhamento posterior na articulação tibiofemoral.

Discussão

Este estudo teve como objetivo estimar, por meio de simulação computacional, as forças atuantes sobre a articulação tibiofemoral durante a realização de exercícios de flexão dos joelhos em uma máquina de musculação e sua comparação com exercício equivalente realizado com peso livre (caneleira). Em decorrência da não-uniformidade da carga oferecida pela máquina e pela caneleira ao longo da amplitude de movimento, foi realizada uma simulação de uma máquina que oferecesse resistência constante ao longo da amplitude de movimento. Esta simulação permitiria verificar a dependência das forças muscular e articular das características geométricas dos músculos flexores do joelho (e.g. distância perpendicular de inserção dos músculos ísquio-tibiais).

Dentre os principais achados, foi possível verificar que a máquina flexora resultaria em maior demanda de força humana, em relação à força resistiva selecionada na coluna de pesos. Este resultado é importante, visto que a modulação do volume e intensidade do treinamento dependem do conhecimento das forças aplicadas sobre o sistema muscular esquelético^{10,11}. Isto implica que, para a mesma força resistiva, a realização do exercício com peso livre resulta em menor demanda de força muscular comparado ao exercício realizado em máquina. Este comportamento se deve a redução da distância perpendicular entre a força peso da caneleira e o eixo de rotação da articulação tibiofemoral com o aumento da flexão do joelho. Desta forma, quando utilizando pesos livres, o exercício de flexão de joelhos deve ser associado a uma resistência adicional, como por exemplo, uma banda elástica, a fim de que a redução na força resistiva decorrente da mudança na posição dos segmentos corporais seja compensada pela resistência progressiva do elástico.

As alterações na força humana observadas para as três variações do exercício de flexão do joelho simuladas neste estudo apontam para diferenças na demanda de força ao longo da amplitude de movimento. Este comportamento

já foi observado por Folland e Morris³, os quais perceberam que a demanda de torque para a realização de exercícios de extensão de joelhos não se adequava aquela observada para os músculos extensores desta articulação. Isto implica que, há divergências entre a capacidade de produção de força muscular e a força resistiva imposta pelas máquinas utilizadas no treinamento de força. Melo *et al.*¹⁰ verificaram por meio do treinamento de indivíduos utilizando bandas elásticas acopladas a uma máquina extensora de joelhos que há ganho de força para indivíduos treinados priorizando a produção de força próximo a extensão máxima do joelho. Este comportamento reforça observações associadas à adaptação de músculos esqueléticos quando estes tecidos são submetidos, por meio de treinamento, a demandas de força em comprimentos musculares específicos^{12,13}. Com isto, o arranjo mecânico das máquinas de musculação deve ser revisto com o objetivo de adequar a demanda de força (e.g. força humana) aquela observada para os músculos utilizados em cada exercício¹¹.

O impacto destas variações na força humana implica em alterações nas forças musculares e articulares. Esta observação é suportada pelos padrões aumentados de força muscular e articular observados para a máquina flexora (resistência variável) comparada à máquina simulada (resistência constante) e ao exercício realizado com caneleiras (vide Figura 6). Este comportamento é crítico visto que a aplicação de forças de cisalhamento posterior sobre a articulação tibiofemoral gera tensão sobre o ligamento cruzado posterior (LCP)¹⁴. Indivíduos com laciação ligamentar ou déficit na função resistiva do LCP ao cisalhamento posterior estão mais suscetíveis a compressão na cartilagem tibial, principalmente em ângulos de flexão maiores do que 60°¹⁵. Isto implica que, o uso de pesos livres, como as caneleiras simuladas no presente estudo, pode ser benéfico comparado à máquina flexora de joelhos, visto que o peso livre resulta em menor força de cisalhamento com o aumento da flexão dos joelhos. No entanto, da Silva *et al.*¹⁶ observaram que o exercício de flexão de joelhos realizada em um modelo diferente de máquina resultou em redução da demanda de força com o aumento da flexão dos joelhos. Isto implica na necessidade de análise dos componentes mecânicos de cada exercício anterior a prescrição deste para diferentes populações (e.g. pós-cirurgia de reconstrução de LCP).

Os músculos flexores do joelho são importantes estabilizadores da articulação tibiofemoral, atuando como limitadores do cisalhamento anterior desta articulação¹⁴. Isto implica que estes músculos permitem uma redução na tensão aplicada sobre o ligamento cruzado anterior (LCA), principalmente durante movimentos de extensão do joelho realizados em elevadas velocidades angulares¹⁷. Com isto, o fortalecimento deste grupo muscular envolve a maximização de sua capacidade de produção de força, principalmente próximo aos limites da extensão máxima do joelho, onde a tensão sobre o LCA é aumentada¹⁴. Nesta perspectiva, a máquina avaliada no presente estudo é potencialmente superior ao exercício realizado com caneleira visto que permite uma maior demanda de força muscular nos limites finais da flexão do joelho (0-30° de flexão). É importante salientar que a distância perpendicular de inserção muscular estimada para os músculos ísquio-tibiais aumenta aproximadamente 12% próximo à extensão máxima do joelho (30° = 2,66 cm e 0° = 2,99 cm)⁹, o que implica na necessidade de aumento da resistência mecânica da máquina nesta proporção para que a força muscular seja mantida. Isto, no entanto, não foi observado para a máquina flexora avaliada, o que indica que o arranjo dos componentes mecânicos da máquina não respeita as características geométricas do sistema muscular, como observado em outros estudos^{3,5,18}.

O presente estudo apresentou limitações relacionadas ao uso de um modelo do sistema musculo-esquelético, os quais envolveram a determinação de que os músculos ísquio-tibiais são os únicos músculos atuantes na flexão dos joelhos. A contribuição dos músculos gastrocnêmios medial e lateral é importante, principalmente próximo ao limite da extensão do joelho¹⁹, o que deve alterar os componentes musculares e articulares de cisalhamento na articulação tibiofemoral. Ainda, não foram incluídos no modelo, variações na velocidade angular comumente observadas ao longo da amplitude de movimentos realizados em máquina de musculação¹⁰. Estas variações deveriam aumentar a produção de força nos instantes iniciais do movimento (extensão e flexão máximas) visto a necessidade de contraposição à inércia

nas transições entre as fases concêntrica e excêntrica. O atrito decorrente do contato entre as peças móveis da máquina flexora também foi desconsiderado, o que pode aumentar em 1-2,5 kg, a demanda de força resistiva²⁰.

Conclusões

É possível concluir que nenhuma das variações do exercício de flexão dos joelhos apresentou-se perfeitamente ajustada às características anatômicas dos músculos ísquio-tibias. O exercício utilizando caneleira foi o que apresentou os menores valores de força articular e muscular de cisalhamento ao longo do movimento, assim como a menor demanda de força. Este, no entanto, parece ser potencialmente menos favorável, comparado a máquina flexora, para o ganho de força dos ísquio-tibiais em prol de sua atuação como estabilizadores da articulação tibiofemoral, próximo a extensão máxima do joelho.

Referências

1. Folland JP, Williams AG. Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sport Med.* 2007; 37(2): 145-68.
2. Frost D, Cronin J, Newton R. A Biomechanical Evaluation of Resistance. *Sport Med.* 2010; 40(4): 303-26.
3. Folland J, Morris B. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle - Torque relationship in humans? *J Sport Sci.* 2008; 26(2): 163-9.
4. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, *et al.* Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2010; 40(5): 265-76.
5. Bini RR, Carpes FP, Toledo JM, Loss JF. Estimation of the forces acting on the tibiofemoral joint during knee extension exercises performed on an open kinetic chain strength-training machine. *Braz J Kineanthrop Hum Perf.* 2008; 10(1): 35-42.
6. McMaster DT, Cronin J, McGuigan M. Forms of variable resistance training. *Strength Cond J.* 2009; 31(1): 50-64.
7. Nigg BM. Force system analysis. In: Nigg BM, Herzog W, editors. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System.* 3. ed. Chichester: John Wiley & Sons; 2007.
8. Chandler RF, Clauser CE, McConville JT, Reynolds HM, Young JW. Investigation of inertial properties of the human body. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base; 1975.
9. Kellis E, Baltzopoulos V. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clin Biomech.* 1999; 14(2): 118-24.
10. Melo MO, Brodt GA, Gomes LE, Candotti CT, La Torre M, Loss JF. Effects of added elastic tubes on open-chain knee extensor strength training. *Sport Biomech.* [Controlled Clinical Trial Journal Article]. 2013; 12(2): 195-203.
11. Nolte K, Kruger PE, Schalk EP. Three dimensional musculoskeletal modelling of the seated biceps curl resistance training exercise. *Sport Biomech.* 2011; 10(2): 146-60.
12. Savelberg HHCM, Meijer K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. *J Appl Physiol.* 2003; 94(6): 2241-8.
13. Herzog W, Guimarães AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sport Exerc.* 1991; 23(11): 1289-96.
14. Gill TJ, Van de Velde SK, Wing DW, Oh LS, Hosseini A, Li G. Tibiofemoral and patellofemoral kinematics after reconstruction of an isolated posterior cruciate ligament injury: in vivo analysis during lunge. *Am J Sport Med.* 2009; 37(12): 2377-85.
15. Van de Velde SK, Bingham JT, Gill TJ, Li G. Analysis of tibiofemoral cartilage deformation in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91(1): 167-75.
16. da Silva DP, Geremia JM, Pantoja PD, Loss JF. Exercício de flexão de joelhos: máquina x caneleira. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2007; São Pedro (SP), Brasil. Sociedade Brasileira de Biomecânica.
17. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sport Med.* 1998; 26(2): 231-7.

27 Comparação entre a realização da flexão de joelhos na máquina e com peso livre

18. Silva FC, Rocha EK, Soares DP, Loss J, editors. Caracterização do torque de resistência a partir das características musculares do quadriceps. XI Brazilian Conference of Biomechanics; 2005; João Pessoa, Brazil. Brazilian Society of Biomechanics.

19. Lauber B, Lichtwark GA, Cresswell AG. Reciprocal activation of gastrocnemius and soleus motor units is associated with fascicle length change during knee flexion. *Physiol Rep.* 2014; 2(6): 1.

20. Brodt GA, Melo MO, Bonezi A, Gertz LC, Loss JF. Avaliação da força de atrito em máquina de musculação durante exercícios de extensão de joelho. *Motriz.* 2013; 19: 523-31.