

**CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI
MARCOS BLANCO FERNANDES**

**INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DE EQUIPAMENTOS PARA
EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE PERNAS NA COORDENAÇÃO
MUSCULAR: UM ESTUDO COMPUTACIONAL**

São Bernardo do Campo

2019

MARCOS BLANCO FERNANDES

**INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DE EQUIPAMENTOS PARA EXERCÍCIO
DE EXTENSÃO DE PERNAS NA COORDENAÇÃO MUSCULAR: UM ESTUDO
COMPUTACIONAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Centro Universitário FEI para obtenção do
título de Mestre em Engenharia Mecânica.
Orientado pelo Prof. Dr. Marko Ackermann.

São Bernardo do Campo

2019

Blanco Fernandes, Marcos.

INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DE EQUIPAMENTOS
PARA EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE PERNAS NA
COORDENAÇÃO MUSCULAR: UM ESTUDO COMPUTACIONAL /

Marcos Blanco Fernandes. São Bernardo do Campo, 2019.

93 f. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann.

1. Exercícios para membros inferiores. 2. leg-press. 3. agachamento.
4. simulação computacional. 5. biomecânica. I. Ackermann, Marko,
orient. II. Título.

Dedico este trabalho a toda a comunidade científica, sempre em busca de conhecimento, principalmente sobre os temas que nos acompanham durante todos os nossos dias, nos instigando a procurar as melhores soluções para aquilo que nos gera dúvidas e incertezas. Dedico também a todos os curiosos e questionadores, que assim como eu não conseguem ficar sem questionar como as coisas acontecem, como são feitas e porque existem.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a Deus, por me dar a oportunidade da vida e por me lembrar todos os dias de que tenho que buscar minha felicidade e das pessoas com quem convivo.

Aos meu pais, Fernando e Mara, que me incentivaram desde pequeno a estudar e buscar conquistar o meu sucesso profissional pelo merecimento e dedicação. Que nos momentos difíceis me apoiaram e mostraram qual era o melhor e mais saudável caminho. Que nunca deixaram faltar nenhum recurso para meu crescimento como pessoa e profissional.

A minha namorada Bruna, que me apoiou com toda sua força nos momentos em que quis mudar de direção, buscando viver de forma plena e com a felicidade acima de tudo. Que esteve ao meu lado me proporcionando amor, conforto e energia para superar todos os desafios.

Ao meu irmão Pedro, sempre presente e muito paciente para escutar meus devaneios e propostas, as vezes não tão sensatas, mostrando que irmãos existem para se amar, ajudar e aguentar.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marko Ackermann, por acreditar no propósito do meu trabalho, me apoiando e ensinando com tudo o que foi necessário para completar este trabalho.

Ao Centro Universitário da FEI, que considero meu lar intelectual, por me acolher de forma tão agradável e oferecer todos os seus recursos, materiais e infraestrutura com o único objetivo de contribuir para o conhecimento, algo que nunca nos poderá ser retirado.

Ao meu grande amigo Guilherme Rodini Zaniboni, educador físico que também acreditou no potencial do meu trabalho, cedendo seu tempo, espaço e próprio esforço físico em sua academia, NL Studio, para me ajudar com a parte experimental deste trabalho.

A academia CTE7, da qual sou aluno, por ceder seus equipamentos para que eu pudesse realizar parte dos estudos experimentais aqui apresentados.

RESUMO

A prática de exercícios físicos voltados para o fortalecimento ou reabilitação de membros inferiores do ser humano se depara com uma grande diversidade de equipamentos disponíveis nas academias e centro de treinamentos. Todos eles exigem para a movimentação, a rotação das articulações do quadril, joelho e tornozelo, porém diferem quanto às suas características construtivas e de carregamento, como geometria, partes móveis, trajetória do movimento, posicionamento do indivíduo e até o tipo e intensidade da força resistiva aplicada. Entender quais são as diferenças causadas por alguns destes fatores na solicitação muscular do indivíduo é importante para a correta prescrição de programas de treinamento e reabilitação dedicados. Neste trabalho, são estudados diferentes parâmetros geométricos e construtivos, além do posicionamento do indivíduo, em dois exercícios de *leg-press* e no agachamento guiado por barras, com a finalidade de se observar quais são as consequências com relação à amplitude de movimentação, perfil de ativação muscular e os trabalhos das forças musculares. Para isso, utiliza-se da modelagem biomecânica do sistema musculoesquelético e sua interação com os equipamentos em conjunto com simulações computacionais sob a aplicação de diferentes cargas. Os resultados mostram que existem grandes diferenças na coordenação muscular ao realizar os três tipos de exercícios avaliados, sendo que no agachamento o trabalho das forças musculares é maior que nos exercícios de *leg-press*, quando comparados com cargas relativas às máximas encontradas. As co-contrações existentes entre os músculos flexores e extensores do joelho se mostraram mais predominantes neste exercício e os níveis de energia associados a ele foram mais elevados que nos exercícios de *leg-press*. A aplicação de simulações computacionais para a caracterização dos efeitos na coordenação dos exercícios se mostrou elucidativa e confiável, podendo ser replicada para outros exercícios.

Palavras-chave: Exercícios para membros inferiores, *leg-press*, agachamento, simulação computacional, biomecânica.

ABSTRACT

Lower limb exercises focused on strengthening or rehabilitation can be performed in a wide variety of equipment at gyms or training centers. They differ in the way they are built, their geometric characteristics, movable parts, movement path, subject positioning, as well as load magnitude and profile. Understanding the influence of these differences on muscle activity is important for the correct prescription of subject- and condition-specific training protocols. The present work investigates the influence of different geometric and constructive parameters and subject on muscle force profiles and coordination for three different leg extension exercise equipment types, two leg-press exercises and in the bar guided squat. In order to do so, biomechanical modeling of the musculoskeletal system is used in conjunction with computational simulations with different resistances in each exercise. The results show that there are considerable differences in the muscular coordination among the three evaluated exercise types. Among other findings, in the squat exercise, the work performed by the muscles are greater than in the leg-press exercises when compared with loads relative to the maximum found, the activation of the biarticular hamstring group is larger and the co-contraction between knee flexors and extensors is more pronounced. The application of computational simulations to investigate the effect on muscle coordination of these exercises was shown to be elucidative and reliable and can be extended to the investigation of other exercises.

Keywords: lower limb exercises, leg-press, squat, computational simulation, biomechanics.

LISTA DE FIGURA

Figura 1 – Equipamentos para exercício de extensão de pernas: leg-press 45° (a), leg-press horizontal (b) e agachamento (c).	14
Figura 2 – Média e desvio padrão do momento no joelho em quatro ângulos de flexão .	19
Figura 3 – Modelo do sistema esquelético	26
Figura 4 – Detalhes do pé do indivíduo.....	27
Figura 5 – Ângulos no modelo do indivíduo	28
Figura 6 – Músculos envolvidos no modelo utilizado.....	29
Figura 7 – Modelo do complexo músculo-tendão	30
Figura 8 – Equipamento leg-press 45°	33
Figura 9 – Visão geral do equipamento leg-press 45°	34
Figura 10 – Modelo cinemático do equipamento leg-press 45°	36
Figura 11 – Equipamento de leg-press horizontal	36
Figura 12 – Visão geral do equipamento leg-press horizontal	37
Figura 13 – Modelo cinemático do equipamento leg-press horizontal	39
Figura 14 – Agachamento guiado por barras.....	39
Figura 15 – Condições de agachamento testados em Fry, Smith e Schilling (2003)	40
Figura 16 – Modelo cinemático do exercício de agachamento	41
Figura 17 – Amplitude de execução dos exercícios	48
Figura 18 – Momentos articulares no leg-press 45°. Carga: 80 kg	49
Figura 19 – Momentos articulares no leg-press horizontal. Carga: 70 kg.....	50
Figura 20 – Momentos articulares no agachamento. Carga: 50 kg	50
Figura 21 – Diferença de energia potencial gravitacional	51
Figura 22 – Ativação muscular média ao longo do movimento para cada músculo nos três exercícios em função da carga adicional.....	53
Figura 23 – Perfil de comprimento do elemento contrátil nos grupos musculares em função da progressão do movimento	55
Figura 24 – Força muscular média ao longo do exercício em função da carga adicional	56
Figura 25 – Trabalho das forças musculares nos três exercícios.....	57
Figura 26 – Perfil de ativação nas simulações estáticas	62
Figura 27 – Trabalho muscular do glúteo nas variações do leg-press 45°	65
Figura 28 – Trabalho muscular do isquiotibial nas variações do leg-press 45°	66
Figura 29 – Trabalho muscular do vasto intermédio nas variações do leg-press 45°	66

Figura 30 – Trabalho muscular do sóleo nas variações do leg-press 45°	67
Figura 31 – Amplitude do exercício leg-press 45° em suas variações	68
Figura 32 – Trabalho muscular do glúteo nas variações do leg-press horizontal.....	69
Figura 33 – Trabalho muscular do isquiotibial nas variações do leg-press horizontal....	69
Figura 34 – Trabalho muscular do vasto intermédio nas variações do leg-press horizontal	70
Figura 35 – Trabalho muscular do sóleo nas variações do leg-press horizontal	70
Figura 36 – Amplitude do exercício leg-press horizontal em suas variações	71
Figura 37 – Trabalho muscular nas diferentes configurações do agachamento	72
Figura 38 – Detalhes do comportamento dos músculos na articulação do tornozelo.....	73
Figura 39 – Momentos articulares no agachamento com $df = 0,22$ m e carga = 90 kg....	73
Figura 40 – Detalhes da movimentação no agachamento com $df = 0,22$ m e carga = 90 kg	74
Figura 41 – Amplitude do agachamento em suas configurações	75
Figura 42 – Diagrama de corpo livre do equipamento leg-press 45°	81
Figura 43 – Diagrama de corpo livre do equipamento leg-press horizontal	82
Figura 44 – Diagrama de corpo livre do equipamento agachamento guiado por barras..	83
Figura 45 – Determinação das ativações musculares por dinâmica inversa e otimização estática.....	84
Figura 46 – Gravação de execução do exercício leg-press 45°	85
Figura 47 – D obtida após filmagem do exercício de leg-press 45°	86
Figura 48 – D obtida após filmagem do exercício de leg-press horizontal	86
Figura 49 – D obtida após filmagem do exercício de agachamento guiado por barras....	87
Figura 50 – α_{pf} – obtido após filmagem do exercício de agachamento guiado por barras	87
Figura 51 – Exemplo de dados processados após filtragem. Equipamento: leg-press 45°	88
Figura 52 – Perfil de ativação muscular no exercício de leg-press 45° - estático x dinâmico. Carga = 50 kg.....	89
Figura 53 – Perfil de ativação muscular no exercício do leg-press horizontal – estático x dinâmico. Carga = 100 kg	90
Figura 54 – Perfil de ativação muscular no exercício do agachamento - estático x dinâmico. Carga = 20 kg.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo da metodologia utilizadas nos trabalhos encontrados.....	22
Tabela 2 – Comprimento dos segmentos notáveis	27
Tabela 3 – Acoplamento entre músculos e esqueleto.....	30
Tabela 4 – Propriedades dos músculos.....	31
Tabela 5 – Combinação de parâmetros para o leg-press 45°	35
Tabela 6 – Combinação de parâmetros para o leg-press horizontal.....	38
Tabela 7 – Parâmetros para o agachamento guiado por barras	42
Tabela 8 – Variáveis otimizadas.....	43
Tabela 9 – Limites dos ângulos articulares	46
Tabela 10 – Cargas teste para os exercícios	61
Tabela 11 – Picos de momento articular no exercício do leg-press 45°	64
Tabela 12 – Picos de momento articular no exercício do leg-press horizontal	64
Tabela 13 – Picos de momento articular no exercício do agachamento.....	64
Tabela 14 – Momentos de inércia dos segmentos do indivíduo.....	88

LISTA DE SÍMBOLOS

a	Ativação muscular	[-]
C	Restrições de otimização	[-]
d	Braço de momento da atuação dos músculos	[m]
D	Progresso na execução da fase concêntrica nos exercícios	[%]
d_f	Posicionamento do pé nos exercícios	[m]
F	Força nos pontos notáveis	[N]
g	Aceleração gravitacional	[m.s ⁻²]
h_{ind}	Altura do indivíduo	[m]
J	Valor da função objetivo	[a ³]
L	Comprimentos dos segmentos	[m]
m	Massa dos segmentos	[kg]
M	Momento nas articulações	[Nm]
P	Pontos notáveis	[-]
W	Sobreposição dos miofilamentos em sarcômeros	[-]
α	Ângulos notáveis	[rad]
θ	Ângulos da geometria dos equipamentos	[rad]

LISTA DE SUBSCRITOS

<i>tr</i>	HAT – linha de referência horizontal
<i>pr</i>	Perna – linha de referência horizontal
<i>cr</i>	Coxa – linha de referência horizontal
<i>fr</i>	Pé – linha de referência horizontal
<i>tc</i>	HAT – perna
<i>cp</i>	Coxa – perna
<i>pf</i>	Perna – pé

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	17
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
4	MÉTODOS	25
4.1	SISTEMA DE COORDENADAS E PROPRIEDADES DO INDIVÍDUO	25
4.2	MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO	28
4.2.1	Ativação muscular	30
4.2.2	Momentos passivos	32
4.3	MODELOS DOS EQUIPAMENTOS E SUA INTERAÇÃO COM O SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO	33
4.3.1	Leg-press 45°	33
4.3.2	Leg-press horizontal	36
4.3.3	Agachamento	39
4.4	ANÁLISE QUASE-ESTÁTICA DE SENSIBILIDADE AOS PARÂMETROS CONSTRUTIVOS E GEOMÉTRICOS	42
4.4.1	Escolha da função objetivo	44
4.4.2	Restrições	44
4.4.3	Avaliação da solução	45
4.4.4	Sequência de avaliações propostas	46
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
5.1	COMPARAÇÃO ENTRE EXERCÍCIOS	48
5.2	COMPARAÇÃO ENTRE CONFIGURAÇÕES	65
5.2.1	Leg-press 45°	65
5.2.2	Leg-press horizontal	68
5.2.3	Agachamento	72
6	CONCLUSÃO	76
7	TRABALHOS FUTUROS	78
	REFERÊNCIAS	79
	ANEXO A – EQUAÇÕES UTILIZADAS	81
	ANEXO B – VERIFICAÇÃO DO COMPORTAMENTO SOB INFLUÊNCIA DAS CARGAS INERCIAIS POR MEIO DE DINÂMICA INVERSA	84

1 INTRODUÇÃO

A prática de exercícios físicos de forma geral é um fator reconhecido como forma de promover melhores condições de saúde e bem-estar para os indivíduos, além de contribuir na prevenção de doenças, correto funcionamento do metabolismo, saúde mental e ajudar no controle e manutenção do peso. Ela pode ser realizada de diversas formas, como em uma atividade de recreação, dança, yoga, jogos, ou também em atividades do dia-a-dia, como caminhada ou carregamento de pesos, por exemplo. Em formas mais avançadas, a prática de um exercício físico pode se dar para finalidades desportivas, em uma academia, centro de treinamento ou na preparação de um atleta (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2018).

As atividades relacionadas aos membros inferiores nos seres humanos são aquelas desempenhadas por meio de rotações nas articulações do quadril, joelho e tornozelo com movimentos dos membros coxas, pernas e pés, utilizando de todo o sistema musculoesquelético ao redor. Para que sejam realizadas de forma satisfatória, essas atividades necessitam de condições adequadas dos músculos exigidos e, portanto, o fortalecimento dos mesmos mostra-se importante para garantir a mobilidade ao indivíduo.

Ao iniciar um programa de treinamento em uma academia buscando o fortalecimento desses músculos, um indivíduo encontra uma grande variedade de equipamentos e tipos de exercícios disponíveis, podendo variar na sua forma, na maneira como são realizados, no posicionamento dos membros, na trajetória da movimentação, no tipo de carga resistiva aplicada, na geometria e em suas características construtivas, entre outros parâmetros existentes, o que os tornam diferentes uns dos outros em termos funcionais e do ponto de vista da demanda muscular. Na Fig. 1 estão ilustrados alguns tipos de equipamentos de exercício para membros inferiores.

Figura 1 – Equipamentos para exercício de extensão de pernas: *leg-press* 45° (a), *leg-press* horizontal (b) e agachamento (c)



(a)



(b)



(c)

Fonte: autor

Cada um destes equipamentos exige do indivíduo um estímulo muscular correspondente às suas características e, na prática, a escolha entre um ou outro se dá principalmente pela disponibilidade no local onde se realiza o exercício, levando-o a desconsiderar os fatores biomecânicos envolvidos, o que pode trazer consequências indesejáveis ou ineficácia do programa de treinamento de acordo com o objetivo de fortalecimento traçado.

Na Fig. 1, foram destacados 2 tipos de exercícios muito comuns para membros inferiores, o *leg-press* e o agachamento. No primeiro, o indivíduo fica sentado em um equipamento imprimindo força com seus pés contra uma plataforma, até que suas pernas se estendam por completo. Na Fig. 1a é apresentada a forma mais comum deste equipamento, chamada de *leg-press* 45°, no qual o trilho por onde a plataforma corre forma um ângulo de 45° com o plano horizontal. Na Fig. 1b é mostrada uma variação deste exercício, conhecida como *leg-press* horizontal. Nesta variação, é possível notar que a plataforma onde os pés estão apoiados é fixa, e o banco onde é encostado o tronco do indivíduo é que se move, ao contrário do primeiro.

No exercício do agachamento, mostrado na Fig. 1c, o indivíduo se agacha e se levanta em movimentos prescritos, podendo carregar cargas adicionais à própria massa do corpo. As variações do mesmo são decorrentes da utilização de guias como auxílio ao movimento, como no caso mostrado, ou livres, apenas com o corpo e as cargas adicionais. Há também a possibilidade de se apoiar as barras nos ombros ou na região frontal do corpo do indivíduo, na linha das clavículas.

As descrições feitas anteriormente discorrem sobre o conceito principal destes exercícios, mas é possível imaginar um universo muito grande de variações levando em consideração que os movimentos apenas precisam sair de uma posição inicial e chegar em uma final requerendo realização de trabalho pelo indivíduo, desde que tenham rotacionado as articulações do quadril, joelho e tornozelo durante a trajetória. Sendo assim, para cada variável existente (i.e., geometria, partes móveis, tipos de carga resistiva, ângulos de posicionamento do indivíduo, polias e articulações, trajetória, etc.), configura-se uma variação do exercício, exigindo por consequência um diferente estímulo muscular do indivíduo que o realiza.

Em trabalhos anteriores, diferentes exercícios físicos para membros inferiores foram estudados com o viés do entendimento das consequências quanto às forças nos ligamentos e ossos na articulação do joelho, como nos casos de Lutz et al. (1993), Steinkamp et al. (1993) e Zheng et al. (1998). Em outro âmbito, autores também estudaram quais foram os resultados de ganho de massa muscular medindo o desempenho de um grupo de indivíduos ao executarem tarefas balísticas (como saltos ou corridas), como nos trabalhos de Cormie, McGuigan e Newton (2010) e Rossi et al. (2016).

Nestes trabalhos, a metodologia utiliza em sua maioria a experimentação prática com grupos de indivíduos e estima-se por meio de modelos matemáticos as grandezas desejadas, como forças nos ossos e ligamentos e momentos nas articulações. Outros autores se dedicaram exclusivamente ao estudo dos modelos e das formas de medição de forças de reação, velocidades e potência envolvidas nos exercícios, como os casos de Bobbert (2011), Giroux et al. (2014) e Padulo et al. (2017).

A busca pelo entendimento dos benefícios dos exercícios físicos tanto para a parte fisiológica do ser humano quanto para a melhoria do desempenho dos atletas cresce cada vez mais devido ao interesse geral por estes assuntos e, por isso, a grande maioria dos trabalhos encontrados sobre os membros inferiores estão relacionados a estes tópicos. Jakobsen et al. (2012) por exemplo, estudaram as diferenças na atividade muscular causada pelo uso de duas variações do exercício de avanço unilateral, onde um indivíduo dá um passo à frente com uma de suas pernas enquanto flexiona o joelho, mantendo a outra perna no local de partida encostando o joelho no chão, configurando um estudo com o foco na observação da atividade muscular.

As investigações dos diferentes exercícios realizadas anteriormente fazem uso em grande medida das metodologias experimentais, as quais têm de considerar grupos amostrais

de indivíduos e por isso necessitam levar em conta fatores como a mitigação da fadiga muscular, minimização dos resultados “sujeito-específico” (i.e. atreladas às características daqueles indivíduos do grupo amostral) e também alta precisão de modelos matemáticos para conseguir a reprodução da atividade muscular mais interna dos membros, uma vez que a técnica de eletromiografia comumente utilizada é capaz de monitorar apenas a atividade de músculos superficiais. Além disso, é comum investigar os exercícios e equipamentos já existentes sem questionar como eles deveriam ser para o propósito do estudo.

Como é de conhecimento geral que cada exercício exige uma coordenação muscular específica e que cada indivíduo tem um objetivo ao treinar, este trabalho tem o objetivo de explorar comparativamente as características dos exercícios mais comuns de maneira a aprimorar o entendimento nesta área. A diferença aqui valorizada, é que é proposta uma visão diferente para as investigações dos exercícios físicos, onde se busca entender mais da importância dos parâmetros e características dos equipamentos e sua forma de construção, do que simplesmente assumir a existência dos tipos atuais e estudar o que a execução deles acarreta. Isso pode contribuir para que se encontre cada vez mais variações melhor direcionadas às propostas e objetivos dos indivíduos, sejam eles atletas ou apenas os que buscam a melhoria do condicionamento físico. Para tanto, são utilizadas simulações computacionais que permitem a investigação de um grande número de variáveis e combinações de parâmetros, sem as limitações impostas pelos levantamentos experimentais.

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo principal avaliar as diferenças existentes entre dois tipos de equipamento *leg-press* e o exercício do agachamento guiado por barras utilizando-se de simulações computacionais de caráter estático.

Com o uso desta técnica, é esperado que se possa confirmar, evidenciar e compreender melhor as diferenças quanto à coordenação muscular atreladas às especificidades funcionais e construtivas destes diferentes equipamentos, por meio das estimativas das ativações e trabalho muscular sobre diferentes condições. Tenciona-se ainda mostrar a aplicabilidade das simulações computacionais nesta área de estudo.

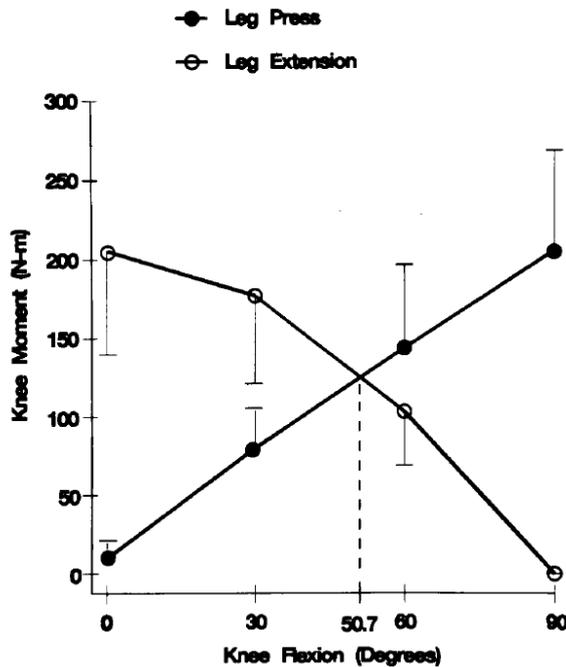
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta sessão do trabalho serão apresentados de maneira resumida os trabalhos anteriores que contribuíram para a investigação aqui realizada, destacando os pontos mais importantes de cada um. De maneira geral, são expostos aqueles que já exploraram exercícios para membros inferiores e aqueles que utilizaram de simulações computacionais na área da biomecânica.

Lutz et al. (1993) investigaram as diferenças nas forças de cisalhamento e compressão na articulação tibiofemoral entre a realização de exercícios de cadeia cinemática aberta, como a extensão de pernas e fechada, como o *leg-press* e o agachamento. O entendimento dessas forças é crucial para a proteção dos ligamentos dessa articulação, principalmente após uma lesão ou tratamento e recuperação. Concluíram que os exercícios de cadeia cinemática fechada produzem forças de cisalhamento menores do que os de cadeia aberta, causadas principalmente pela orientação das forças resistivas aplicadas, mais orientadas para o sentido axial (i.e., compressão do osso).

Nesta mesma época, Steinkamp et al. (1993) também estudaram os momentos na articulação do joelho e as forças de reação e tensões na articulação patelofemoral comparando em 20 indivíduos a execução dos exercícios de *leg-press* e extensão de pernas. Todos estes parâmetros apresentaram valores maiores para o exercício de extensão de perna quando o joelho estava com 0° e 30° de flexão, enquanto que foram maiores no *leg-press* quando em 60° e 90° de flexão no joelho, porém neste trabalho, o viés estava voltado à reabilitação de pacientes com artrite nesta articulação. Os momentos encontrados na articulação do joelho estão ilustrados na Fig. 2.

Figura 2 – Média e desvio padrão do momento no joelho em quatro ângulos de flexão



Fonte: Steinkamp et al., 1993.

Alguns anos depois, Wilk et al. (1996) propuseram complementar os estudos, principalmente o de Lutz et al. (1993), acrescentando uma análise das forças na articulação tibiofemoral com uso de eletromiografia, porém executando os exercícios de maneira dinâmica e isotônica, e não apenas em 30°, 60° e 90° de extensão do joelho e com carga máxima. Eles avaliaram em 10 indivíduos as ativações eletromiográficas dos músculos quadríceps e isquiotibial enquanto realizavam exercícios de extensão de pernas, *leg-press* e agachamento.

Eles perceberam que a atividade máxima do quadríceps foi no exercício do agachamento, entre 88° e 102° de flexão do joelho. No *leg-press*, a atividade foi 14% menor quando comparada ao primeiro. O grupo do isquiotibial teve ativação 34% menor que o do quadríceps, e o pico de ativação também foi observado no exercício do agachamento.

Dentre todas as conclusões deste trabalho, uma das mais relevantes é a de que há diferenças na contração conjunta dos músculos isquiotibiais e do quadríceps, onde a intensidade dessa atividade depende da posição do tronco em relação à articulação do joelho além da aplicação da força com relação ao ângulo de flexão dela. Neste estudo, as análises da atividade eletromiográfica sugerem que a co-contração do quadríceps e isquiotibial acontecem

durante os primeiros 20° do agachamento, enquanto nos outros exercícios houve co-contracção mínima.

Neste trabalho, os autores comentam ainda que o exercício utilizado para a avaliação do *leg-press* tinha um trilho inclinado 15° com relação à horizontal, por onde corria o banco onde o indivíduo fica sentado e por isso, sugerem que pode haver diferenças na atividade muscular e cinemática das articulações com modelos com diferentes configurações.

Outro trabalho que avaliou as forças intersegmentais na articulação tibiofemoral durante a realização de diferentes exercícios foi o de Stuart et al. (1996). Neste trabalho, foram utilizados 6 indivíduos para realizar os exercícios de agachamento livre, agachamento com barra frontal e avanço frontal. Também foi avaliada a atividade eletromiográfica e a cinemática dos exercícios foi gravada e analisada por vídeos. As conclusões sugerem que o momento de extensão no joelho durante os três exercícios enfatiza a contribuição do quadríceps, que é responsável por resistir à flexão do joelho durante a fase descendente, e por produzir a extensão do joelho na fase ascendente. A atividade eletromiográfica revelou que o músculo quadríceps é bem mais ativado do que os isquiotibiais, além de mostrar que em ambos os músculos, a atividade foi maior durante a realização do avanço em comparação com os agachamentos. Não foram observadas diferenças significantes entre os agachamentos quanto aos parâmetros avaliados, apesar de que no avanço, o pico de força de cisalhamento foi aproximadamente 2 vezes maior do que nos agachamentos.

Zheng et al. (1998) desenvolveram um modelo analítico para a articulação do joelho no plano sagital para contribuir com os trabalhos de Lutz et al. (1993), Stuart et al. (1996) e Wilk et al. (1996). Com a utilização de um otimizador para aprimorar os resultados das forças musculares com a utilização de propriedades biomecânicas, os autores sugerem correções nos resultados anteriores e comentam sobre a importância das co-contracções do isquiotibial e quadríceps nas forças de cisalhamento produzidas no joelho, conforme os resultados anteriores.

Ainda no âmbito das preocupações com as forças geradas durante a prática de exercícios para membros inferiores nos ligamentos da articulação tibiofemoral, Escamila et al. (1998) citam em seu trabalho mais alguns pontos relevantes sobre a ativação muscular quando indivíduos se exercitam no agachamento, *leg-press* e extensão de pernas. O diferencial do trabalho deles é que a realização dos exercícios é dinâmica, diferentemente de Lutz et al. (1993) e Steinkamp et al. (1993). Eles concluem que os exercícios de cadeia cinemática aberta, como a extensão de pernas, favorecem o desenvolvimento do músculo reto femoral,

enquanto os de cadeia cinemática fechada, como o *leg-press* e o agachamento, podem ser mais efetivos no desenvolvimento do vasto medial e vasto lateral. O desenvolvimento do gastronêmio foi considerado similar para os exercícios enquanto o agachamento pode ser mais efetivo para o desenvolvimento do isquiotibial. O modelo utilizado por eles, estima as forças de compressão e cisalhamento na articulação do joelho, porém os autores sugerem que para poderem estimar corretamente essas forças, é necessário adicionar no modelo as forças musculares e dos ligamentos.

Jakobsen et al. (2012) investigaram a atividade muscular no exercício do avanço unilateral, comparando a utilização de elásticos como forma de aplicar força resistiva com massas adicionais enquanto avaliam os movimentos de maneira controlada ou balisticamente (i.e., movimentos rápidos e dinâmicos, com curta duração). Neste trabalho, também realizado de maneira experimental, conclui-se que em posições de joelho flexionado, a ativação muscular dos glúteos e quadríceps durante cargas médias com movimentos balísticos excederam aquelas obtidas em movimentos controlados com cargas elevadas, além de apontar que a atividade destes músculos foi maior nestas posições. Em contrapartida, a ativação dos músculos isquiotibiais se manteve constante durante toda a amplitude de movimentação na modalidade com massas adicionais, enquanto aumentaram ao utilizar elásticos em posições de joelho mais flexionado.

A Tab. 1 resume, para cada trabalho encontrado, quais foram os métodos aplicados para estudo das forças nos segmentos e ativações musculares na execução de exercícios para membros inferiores.

Tabela 1 – Resumo da metodologia utilizadas nos trabalhos encontrados

Ano	Autores	O que foi avaliado	Exercícios investigados	Tipo de análise	Metodologia utilizada
1993	Lutz et al.	Forças e atividade eletromiográfica na articulação tibiofemoral	<i>Leg-press</i> , agachamento, flexão e extensão de pernas	Exp.	Dinamometria para forças resistivas e obtenção de dados através de células de carga e eletromiografia.
1993	Steinkamp et al.	Forças e tensões na articulação patelofemoral	<i>Leg-press</i> e extensão de pernas	Exp.	Modelos matemáticos para obtenção dos dados.
1996	Wilk et al.	Forças e atividade eletromiográfica na articulação tibiofemoral	<i>Leg-press</i> , agachamento e extensão de pernas	Exp.	Plataformas e células de carga para medição de forças, eletromiografia e análise de movimentos por vídeo
1996	Stuart et al.	Forças e atividade eletromiográfica na articulação tibiofemoral	Agachamento com barras nas costas, agachamento frontal e avanço	Exp.	Plataformas para medição de força de reação, análise de movimentação por vídeo e atividade eletromiográfica
1998	Escamila et. al.	Forças e atividade eletromiográfica na articulação tibiofemoral	<i>Leg-press</i> , agachamento e extensão de pernas	Exp.	Plataformas e células de carga para medição de forças, eletromiografia e análise de movimentos por vídeo e modelos matemáticos para estimativa das forças
2012	Jakobsen et al	Atividade muscular em diferentes modalidades	Avanço unilateral	Exp.	Inclinômetros para medidas da flexão do joelho e eletromiografia

Fonte: autor

Legenda: Exp. - Experimental

A presença de trabalhos no âmbito da avaliação dos exercícios que envolvem a articulação do joelho é grande, com trabalhos que envolvem a avaliação de desempenho, como Cormie, McGuigan e Newton (2009) e Rossi (2016), mas também envolvendo a quantificação das saídas mecânicas, como as relações de força-velocidade e potência-velocidade desenvolvidas nos exercícios, como no caso de Bobbert (2011), Samozino et al. (2011) e Padulo et al. (2017), com trabalhos mais recentes. Nestes trabalhos, os autores também discorrem sobre a prática de exercícios físicos em diferentes equipamentos ou maneiras, porém sempre com foco na articulação patelofemoral ou no desempenho em si dos movimentos e melhorias após sessões de treinamentos.

Padulo et al. (2017) mostram as diferenças de força, velocidade e potência geradas durante a execução de exercícios de *leg-press* e agachamento com a utilização de diferentes cargas, fazendo também as comparações por meio das curvas de força-velocidade e potência-velocidade. Nos experimentos, 10 participantes com histórico de treinamento e condicionamento físico relativamente avançados foram selecionados para realizar movimentos balísticos com 5 a 12 diferentes cargas nestes equipamentos. Neste trabalho, além de avaliar as propriedades anteriormente citadas, os autores fazem considerações sobre as propriedades biomecânicas envolvidas como, por exemplo, a relação força-comprimento dos músculos, e citam como uma das grandes diferenças entre os exercícios, apesar de serem tarefas muito similares, a posição do quadril em relação a outras articulações, que exerce influência direta no comprimento dos músculos isquiotibial e retofemoral e, portanto, na capacidade de geração de força por estes grupos musculares. A comparação feita neste estudo é pertinente e muito relevante a este trabalho, pois conecta as diferenças mecânicas envolvidas nos equipamentos com as propriedades biomecânicas do indivíduo, mostrando a interrelação entre elas e sua influência combinada sobre o desempenho e a demanda muscular.

Ackermann e van den Bogert (2010) mostraram a aplicação de simulações preditivas da marcha humana, utilizando diferentes funções objetivo para resolução de um problema de controle ótimo. O trabalho envolveu a modelagem musculoesquelética de um indivíduo e considerando 8 grupos musculares ligados a quadril, joelho e tornozelo, sendo eles iliopsoas, glúteo, isquiotibial, reto femoral, vasto intermédio, gastronêmio, sóleo e tibial anterior. Os autores mostraram a importância da seleção da função objetivo e também as vantagens do método de colocação direta para solucionar o problema de controle ótimo.

O primeiro trabalho encontrado que envolve apenas a utilização de simulações computacionais em equipamentos de exercício para membros inferiores foi o de Bobbert (2011), com o objetivo de estimar as relações força-velocidade e potência-velocidade. Modelou um exercício de *leg-press* utilizando apenas os músculos extensores do joelho. Com a modelagem utilizada, ele conseguiu acesso às forças musculares e momentos nesta articulação. Em seu trabalho, a utilização apenas do músculo vasto para a modelagem é questionada, mas o autor conclui que para expressar as relações que queria investigar, era suficiente. Porém, convém mencionar que não é possível observar a coordenação muscular dos outros grupos envolvidos que promovem movimentos nas articulações do quadril e tornozelo.

Não foram encontrados trabalhos que fizessem a comparação entre dois ou mais exercícios para membros inferiores pela perspectiva das simulações, embora os trabalhos com caráter experimental e prático foram encontrados com mais facilidade. Sendo assim, os trabalhos que envolvem modelos mecânicos foram procurados para poder fazer esta aplicação nos exercícios de membros inferiores, tomando como ponto inicial o trabalho já citado de Bobbert (2011).

Na mesma época deste estudo, van den Bogert, Blana e Heinrich (2011) estudaram as aplicações de métodos implícitos para aumentar a eficiência de simulações do sistema musculoesquelético em conjunto com controle ótimo. Em seu trabalho, ressaltam as dificuldades computacionais para utilizar dinâmica direta para simular a marcha humana, principalmente em relação ao custo computacional devido à necessidade de se usar passos pequenos para se ter uma boa precisão, e quando atrelado a problemas de controle ótimo, aumentam ainda mais o tempo de simulação para encontrar convergências nem sempre satisfatórias. Neste trabalho, também foram considerados os 8 grupos musculares no plano sagital, que envolvem as articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Os trabalhos até aqui apresentados foram os mais relevantes para o desenvolvimento deste trabalho, sendo que o tema dos exercícios físicos para membros inferiores é um assunto amplamente estudado. Porém até o momento não foram encontrados trabalhos que explorassem as características geométricas dos equipamentos e sua influência na coordenação muscular por meio de simulações computacionais, como o trabalho aqui propõe. Outros trabalhos relevantes serão mencionados na seção em que serão apresentados os métodos utilizados.

4 MÉTODOS

Para reproduzir os exercícios de membros inferiores utilizando simulações computacionais, este trabalho utiliza um modelo de um indivíduo genérico com seu sistema musculoesquelético atrelado ao modelo cinemático dos equipamentos aqui investigados. São utilizadas técnicas de análise e simulação que serão detalhados nas próximas seções na sequência mostrada pela lista a seguir:

1. Sistema de coordenadas e propriedades do indivíduo;
2. Modelo do sistema musculoesquelético;
3. Modelos dos equipamentos e sua interação com o sistema musculoesquelético;
4. Análise quase-estática de sensibilidade aos parâmetros construtivos e geométricos;

4.1 SISTEMA DE COORDENADAS E PROPRIEDADES DO INDIVÍDUO

Para a representação genérica de um ser humano realizando os exercícios aqui abordados, considera-se no plano sagital um indivíduo com dimensões baseadas no trabalho de Winter (2009) modelado com 4 segmentos, sendo eles metade do conjunto cabeça, braços e tronco (HAT), coxa direita, perna direita e pé direito, não sendo necessários os dois membros das coxas, pernas e pés devido à simetria nos movimentos, conforme ilustra a Fig. 3. A massa e altura do indivíduo foram escolhidas baseadas no trabalho prévio de Cormie et al. (2010), e assumiram valores de 80 kg e 1,80 m, respectivamente.

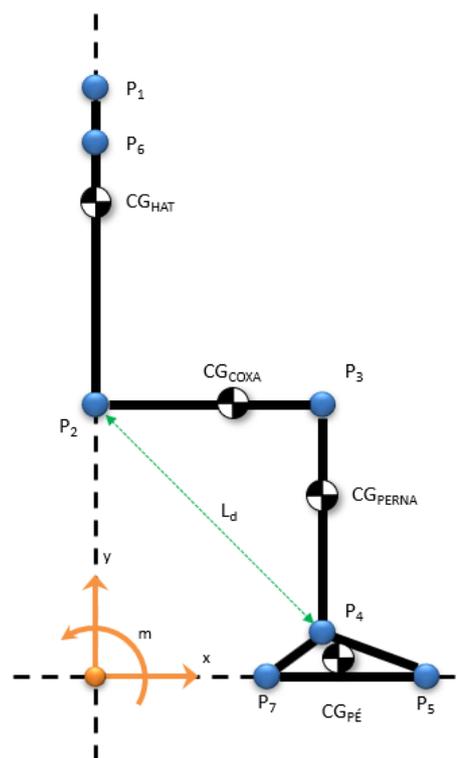
Considerando os quatro segmentos rígidos envolvidos, três articulações serão estudadas, quadril, joelho e tornozelo, configurando, então, 3 ângulos entre os mesmos, α_{tc} , α_{cp} e α_{pf} . São marcados também 6 pontos em extremidades relevantes dos membros (P_1 , P_2 , P_3 , P_4 , P_5 e P_7) e um ponto referencial no ombro do indivíduo, P_6 . P_1 representa a extremidade do segmento HAT do indivíduo. No total, 4 pontos representam os centros de massa dos membros (CG_{HAT} , CG_{COXA} , CG_{PERNA} e $CG_{PÉ}$) e o do conjunto todo do indivíduo terá coordenadas do seu centro de massa denominadas X_{CG} e Y_{CG} , que consideram o conjunto HAT, as duas coxas, as duas pernas e os dois pés em simetria.

Foi introduzida uma variável que expressa a progressão dos exercícios, chamada de D . Esta considera a razão entre a distância da articulação do quadril e a do tornozelo (L_d) e os comprimentos somados da coxa e da perna,

$$D = \frac{L_d}{L_3 + L_5} \quad (1)$$

onde L_3 é o comprimento da coxa e L_5 é o comprimento da perna. Esta variável pode assumir valores pouco superiores a 0 (D_{\min}), quando o tornozelo está o mais próximo possível do quadril, até 100% (D_{\max}), com as pernas completamente estendidas, e será a principal variável para realizar a comparação dos exercícios. Nas simulações, o limite utilizado de D é de 99%, evitando assim singularidades na solução dos sistemas.

Figura 3 – Modelo do sistema esquelético



Fonte: autor

Os comprimentos dos segmentos do indivíduo, conforme o trabalho de Winter (2009), estão listados na Tab. 2 em função da altura h do indivíduo.

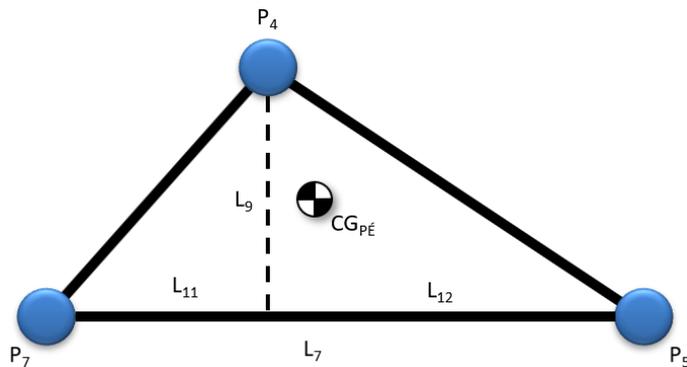
Tabela 2 – comprimento dos segmentos notáveis
(consultar figuras 3 e 4)

Segmento	Denominação	l_{hind}
P ₁ -P ₂	L ₁	0,470
P ₂ -CG _{HAT}	L ₂	0,294
P ₂ -P ₃	L ₃	0,245
P ₂ -CG _{COXA}	L ₄	0,106
P ₃ -P ₄	L ₅	0,246
P ₃ -CG _{PERNA}	L ₆	0,106
P ₅ -P ₇	L ₇	0,152
P ₅ -CG _{PÉ}	L ₈	0,020
P ₄ ⊥ (P ₅ -P ₇)	L ₉	0,039
P ₆ -P ₂	L ₁₀	0,390
P ₄ ⊥ P ₇	L ₁₁	0,043
P ₄ ⊥ P ₅	L ₁₂	0,108

Fonte: adaptado de Winter (2009)

A Fig. 4 ilustra os detalhes dos segmentos no pé do indivíduo.

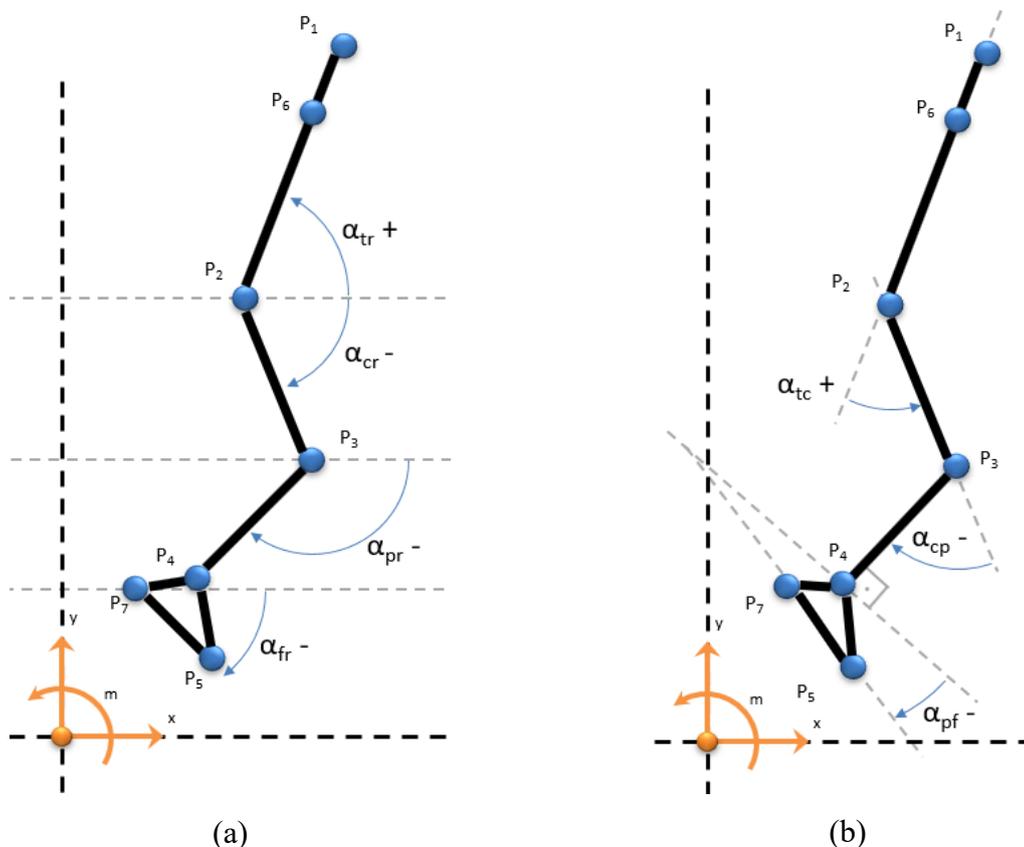
Figura 4 – Detalhes do pé do indivíduo



Fonte: autor

Os ângulos com relação à horizontal e entre os segmentos estão ilustrados na Fig. 5.

Figura 5 – Ângulos no modelo do indivíduo

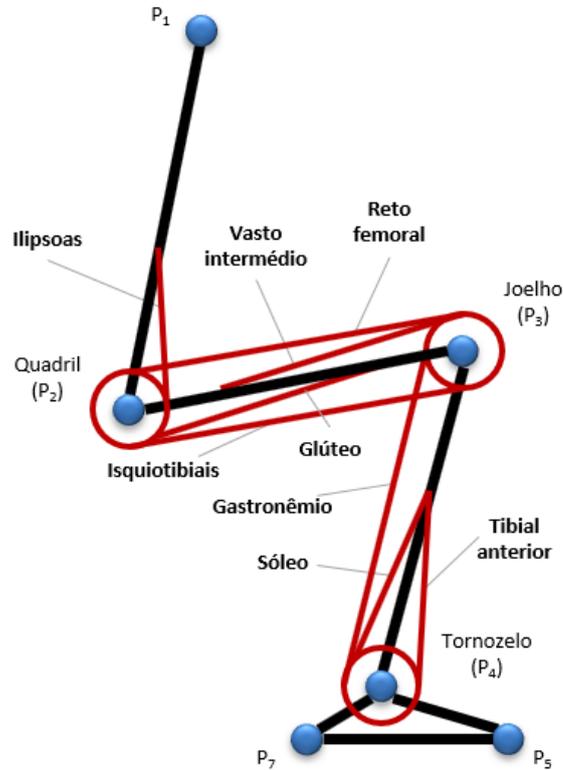


Fonte: autor

4.2 MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

Para as análises das propriedades biomecânicas durante a realização dos exercícios, serão considerados oito grupos musculares envolvidos na movimentação dos membros inferiores no plano sagital: iliopsoas, glúteo, isquiotibial, reto femoral, vasto intermédio, gastronêmio, sóleo, tibial anterior. Estes músculos se acoplam às articulações do quadril, joelho e tornozelo, conforme ilustra a Fig. 6. Os grupos musculares isquiotibial, reto femoral e gastronêmio são biarticulares enquanto os demais são monoarticulares

Figura 6 – Músculos envolvidos no modelo utilizado



Fonte: autor

O modelo empregado que faz a integração do sistema musculoesquelético com a cinemática dos movimentos nos exercícios é similar ao adotado por Bogert (2011). Os braços de momento dos músculos em relação às articulações são considerados constantes e independentes dos ângulos articulares, resultando em uma variação do comprimento dos músculos proporcional aos ângulos articulares, sendo o comprimento de um músculo dado por

$$L_m = L_0 - d_{quadril}\alpha_{tc} - d_{joelho}\alpha_{cp} - d_{tornozelo}\alpha_{pf} \quad (2)$$

onde L_0 é o comprimento de referência do músculo, quando todos os ângulos entre os membros são nulos, Fig. 5b, e d_i é o braço de momento do músculo considerado em relação à coordenada angular (ângulos articulares) α_i , conforme Fig. 5. Os parâmetros d_i e L_0 foram estabelecidos conforme Bogert (2011) e são reportados na Tab. 3.

Tabela 3 – Acoplamento entre músculos e esqueleto

Músculo	L_0 [m]	$d_{quadril}$ [m]	d_{joelho} [m]	$d_{tornozelo}$ [m]
Iliopsoas	0,248	0,050	-	-
Glúteo	0,271	0,062 (-)	-	-
Isquiotibial	0,383	0,072 (-)	0,034 (-)	-
Reto femoral	0,474	0,034	0,050	-
Vasto intermédio	0,271	-	0,042	-
Gastronêmio	0,487	-	0,020 (-)	0,053 (-)
Sóleo	0,284	-	-	0,053 (-)
Tibial anterior	0,381	-	-	0,037

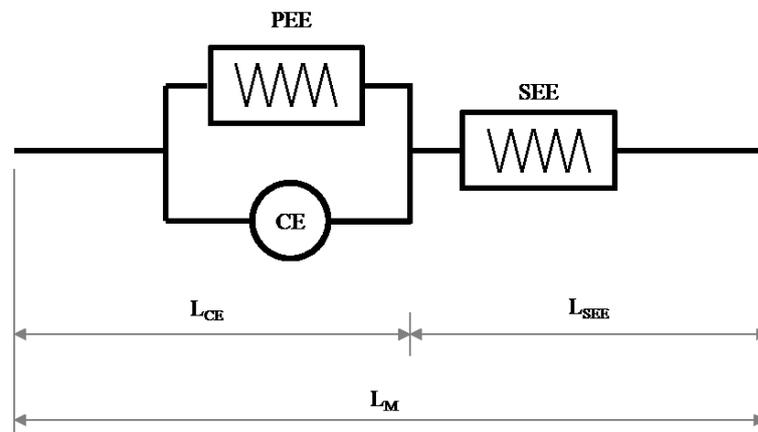
Fonte: Adaptado de Bogert (2011)

Legenda: Os músculos com braços de momentos com sinal negativo ao lado geram momentos contrários a convenção adotada. Vide detalhes no anexo A.

4.2.1 Ativação Muscular

Nas simulações propostas, utiliza-se um modelo muscular do tipo Hill, descrito por Zajac (1989), onde há a presença de um elemento contrátil (CE), de comprimento L_{CE} , representando a força aplicada pelas fibras musculares, um elemento elástico em série (i.e., tendão, SEE), de comprimento L_{SEE} , e outro elemento elástico em paralelo (PEE) ao elemento contrátil, conforme ilustra a Fig. 7. O comprimento total do músculo ou unidade músculo-tendão é $L_M = L_{CE} + L_{SEE}$. Foram feitas algumas adaptações neste modelo de forma a propiciar a sua aplicação neste trabalho, conforme descritas a seguir.

Figura 7 – Modelo do complexo músculo-tendão



Fonte: Adaptado de Bogert (2011)

Os parâmetros de força máxima $F_{m\acute{a}x}$, comprimento dos elementos elásticos em paralelo e série relaxados e comprimento ótimo do elemento contrátil, $L_{CE\acute{o}t\imath mo}$, seguiram os reportados no trabalho de Bogert (2011) e são mostrados na Tab. 4.

Tabela 4 – Propriedades dos músculos

Músculo	$F_{m\acute{a}x}$ [N]	$L_{CE\acute{o}t\imath mo}$ [m]	$L_{PEErelax.}$ / $L_{CE\acute{o}t\imath mo}$	$L_{SEErelax.}$ [m]
Iliopsoas	1.500	0,102	1,2	0,142
Glúteo	3.000	0,200	1,2	0,157
Isquiotibial	3.000	0,104	1,2	0,334
Reto femoral	1.200	0,081	1,4	0,398
Vasto intermédio	7.000	0,093	1,4	0,223
Gastronêmio	3.000	0,055	1,2	0,420
Sóleo	4.000	0,055	1,2	0,245
Tibial anterior.	2.500	0,082	1,2	0,317

Fonte: Adaptado de Bogert (2011)

O tendão foi considerado rígido de forma que seu comprimento foi considerado constante e igual ao seu comprimento relaxado $L_{SEErelax.}$. Como o estudo quase-estático realizado considera as forças desempenhadas pelos músculos após estabilização e não há movimentação, toda a dinâmica de ativação e a relação força-velocidade dos músculos foram desconsideradas. Mesmo durante as investigações dinâmicas realizadas posteriormente, a dinâmica de ativação muscular foi desconsiderada pelo fato de os movimentos serem considerados lentos. Além disso, considera-se os ângulos de penação dos músculos como nulos. Assim, a força exercida pelo músculo equivale àquela exercida pelo elemento contrátil do músculo, proporcional à ativação muscular e modulada pela relação força-comprimento. A relação força-comprimento representa a capacidade de geração de força do elemento contrátil em função de seu comprimento e é neste trabalho aproximada por uma curva exponencial quadrática decrescente, de acordo com Bogert (2011),

$$F_m = F_{CE} = a \cdot e^{-\left(\frac{L_{CE} - L_{CE\acute{o}t\imath mo}}{W \cdot L_{CE\acute{o}t\imath mo}}\right)^2} \quad (3)$$

onde a é a ativação muscular, que varia entre 0 (desativado) e 1 (músculo maximamente ativado), L_{CE} é o comprimento do elemento contrátil, $L_{CE\acute{o}t\imath mo}$ é o comprimento ótimo do elemento contrátil, para o qual a capacidade de produção de força do músculo é máxima, W é um valor teórico baseado na sobreposição de miofilamentos em sarcômeros humanos. Neste

trabalho, o valor adotado para W é de 0,56, conforme apontado em Bogert (2011). Para cada músculo, o valor do comprimento do elemento contrátil é determinado pelo comprimento total do músculo subtraído do comprimento do tendão relaxado,

$$L_{CE} = L_M - L_{SEERelax}. \quad (4)$$

4.2.2 Momentos passivos

No modelo de Hill apresentado anteriormente, há ainda a presença de elementos elásticos em paralelo ao elemento contrátil atuando conforme o comprimento do elemento contrátil se altera, gerando forças passivas ao mesmo tempo em que forças de contração são produzidas pelos músculos e, portanto, gerando momentos passivos nas articulações. Estes momentos foram estudados e caracterizados em nível articular por Riener e Edrich (1999), que propuseram curvas passivas de momento articular em função dos ângulos articulares dos membros inferiores. Os momentos em uma articulação dependem dos ângulos das articulações adjacentes por conta dos músculos biarticulares no membro inferior. As equações a seguir mostram como é feita a determinação destes momentos passivos a partir dos ângulos das articulações em radianos.

$$M_{4r} = e^{(2,1016+4,8302\alpha_{pf}+1,0084\alpha_{cp})} - e^{(-7,9763-57,1026\alpha_{pf}-0,0458\alpha_{cp})} - 1,792 \text{ N.m} \quad (5)$$

$$M_{3r} = e^{(1,800+2,6357\alpha_{pf}+2,0169\alpha_{cp}+1,2433\alpha_{tc})} - e^{(-3,971+0,0229\alpha_{pf}-2,8362\alpha_{cp}-0,7334\alpha_{tc})} - 4,820 + M_k^* \text{ N.m} \quad (6)$$

$$M_{2r} = e^{(1,4655+0,1948\alpha_{cp}-4,2973\alpha_{tc})} - e^{(1,3403+1,2949\alpha_{cp}+1,7476\alpha_{tc})} + 8,072 \text{ N.m} \quad (7)$$

onde M_k^* é

$$M_k^* = e^{(2,220+8,5946\alpha_{cp})} \text{ N.m.} \quad (8)$$

Assim, o momento total produzido pelo sistema musculoesquelético em cada uma das articulações é obtido pela somatória dos momentos produzidos pelas forças musculares acrescidos dos momentos passivos.

4.3 MODELOS DOS EQUIPAMENTOS E SUA INTERAÇÃO COM O SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

4.3.1 Leg-press 45°

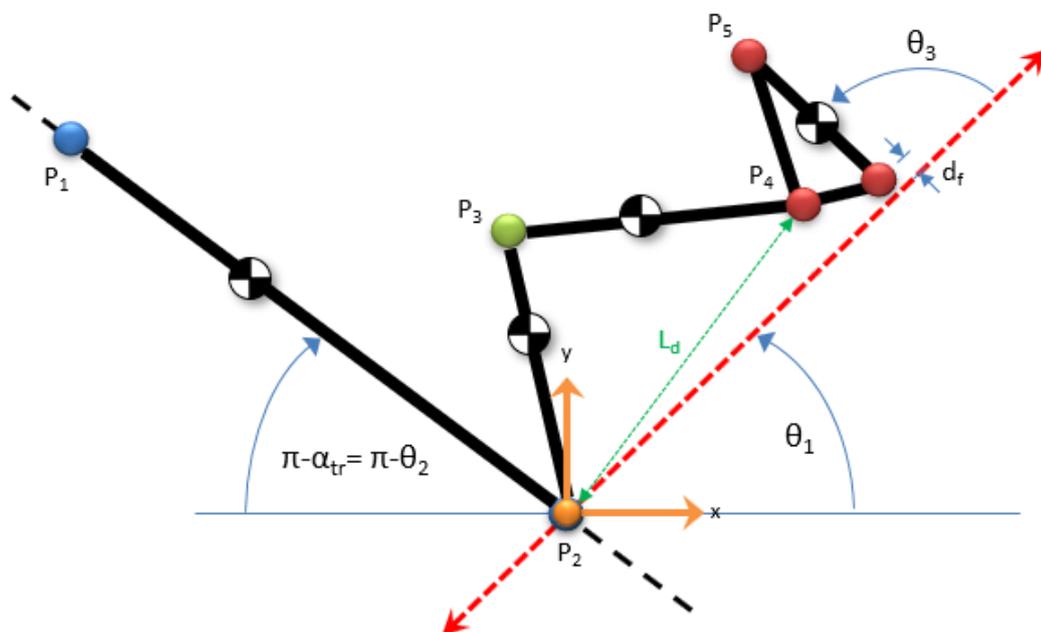
O primeiro exercício avaliado neste trabalho, ilustrado na Fig. 8, é um *leg-press* 45°, como é conhecido popularmente. O indivíduo que o executa fica com o seu tronco apoiado em um encosto fixo, inclinado em relação ao solo, e os seus pés pressionam uma plataforma móvel que corre sobre um trilho de trajetória retilínea, este inclinado a 45° em relação ao solo, motivo do nome pelo qual é conhecido. A geometria do modelo deste equipamento, suas variáveis e seus parâmetros estão detalhados na Fig. 9.

Figura 8 – Equipamento *leg-press* 45°



Fonte: autor

Figura 9 – Visão geral do equipamento *leg-press* 45°



Fonte: Autor

O ângulo θ_1 é a referência para a trajetória retilínea da plataforma deslizante com relação ao referencial do eixo x (horizontal), e assume valor de 45° neste trabalho conforme citado anteriormente. O ângulo θ_2 é a referência para a posição do tronco com relação ao eixo x . θ_3 é o ângulo formado entre a planta do pé e a direção da trajetória da plataforma. Por último, d_f representa a distância do tornozelo do indivíduo com relação à reta que passa pelo quadril e é paralela à direção da trajetória da plataforma deslizante.

Um equipamento da marca Gurik® (Casa do Fitness, Santo André – SP) presente na academia CTE7, em Itu - SP, foi tomado como exemplo para que se tivesse uma estimativa real destes ângulos. Os valores encontrados foram de $\theta_1 = 43,7^\circ$, $151,2^\circ \leq \theta_2 \leq 157^\circ$ (o equipamento permite ajustes), $\theta_3 = 67,4^\circ$ e $d_f \approx 0$ m. Para este trabalho, estes ângulos foram aproximados e para o ângulo θ_2 escolheu-se como base o ajuste médio, ou seja $154,1^\circ$, porém, foram sugeridos outros valores para as variáveis que configuram a geometria do equipamento, a fim de criar 12 variações que serão investigadas, sendo que para o ângulo do tronco (θ_2) foram sugeridas 3 variações e para θ_3 e d_f , 2 variações cada.

O ângulo θ_1 se manteve em 45° , e as combinações propostas para θ_2 , θ_3 e d_f são apontadas na Tab. 5.

Tabela 5 – combinação de parâmetros para o *leg-press* 45°

Combinação	θ_2 [°]	θ_3 [°]	d_f [m]
1	140	60	0
2	150	60	0
3	160	60	0
4	140	70	0
5	150	70	0
6	160	70	0
7	140	60	0,15
8	150	60	0,15
9	160	60	0,15
10	140	70	0,15
11	150	70	0,15
12	160	70	0,15

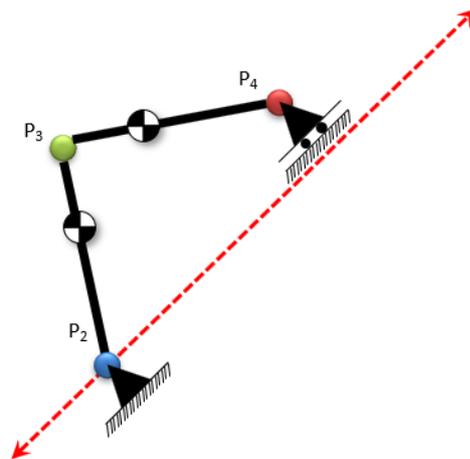
Fonte: Autor

A configuração mais próxima da medida no equipamento de referência está indicada em negrito.

Como proposto por Bobbert (2011), o modelo físico que será utilizado neste exercício contempla o plano sagital e é composto por dois segmentos móveis (coxa e perna), com articulações no quadril, joelho e tornozelo, sendo que a articulação do quadril é fixa em relação ao referencial e a articulação do tornozelo desloca-se na direção do trilho do equipamento. Neste trabalho, serão avaliados os momentos produzidos nas três articulações envolvidas. Neste modelo, há a presença de apenas um grau de liberdade, que pode ser representado pela distância entre P_2 e P_4 , ou D , conforme explicado anteriormente. Para cada valor dado de D , as coordenadas dos pontos notáveis podem ser calculadas.

Neste tipo de equipamento, as cargas aplicadas são adicionadas na forma de massas incrementais, agindo diretamente na articulação do tornozelo. A Fig. 10 ilustra o modelo cinemático utilizado para este exercício.

Figura 10 – Modelo cinemático do equipamento *leg-press* 45°



Fonte: Autor

4.3.2 Leg-press horizontal

O segundo exercício estudado neste trabalho é conhecido também como *leg-press*, porém, neste caso, os pés pressionam uma plataforma fixa e o tronco se apoia em uma plataforma deslizante, cuja angulação em relação ao solo é muito pequena, motivo pelo qual o complemento de seu nome é “horizontal”. As Figs. 11a e 11b ilustra um equipamento (Total Health®, Jaboticabal – SP) presente no centro de treinamento NL Studio em Araras, São Paulo.

Figura 11 – Equipamento de *leg-press* horizontal



(a)

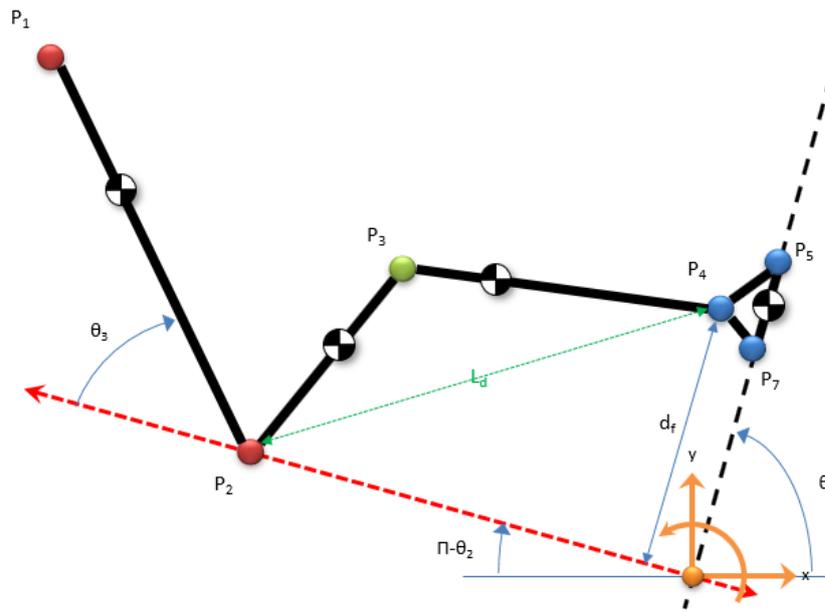


(b)

Fonte: autor

As variáveis e parâmetros geométricos são ilustradas na Fig. 12, e da mesma maneira que para o *leg-press* 45°, foram obtidas suas dimensões reais e sugeridas variações para serem estudadas.

Figura 12 – Visão geral do equipamento *leg-press* horizontal



Fonte: Autor

Para este equipamento, o ângulo θ_1 é o ângulo que determina a orientação da plataforma sobre a qual os pés se apoiam. O ângulo θ_2 é o ângulo do trilho ao longo do qual o suporte do tronco desliza e o ângulo θ_3 é o ângulo do conjunto HAT em relação à direção do trilho.

Os valores encontrados para as variáveis de sua geometria foram: $\theta_1 = 78,1^\circ$, $\theta_2 = 169,4^\circ$, $\theta_3 = 63,5^\circ$ e $d_f = 0,170$ m. As simulações foram feitas com valores aproximados aos encontrados, onde apenas o ângulo θ_2 se manteve em 170° e para as outras variáveis foram sugeridas algumas variações, conforme mostra a Tab. 6, totalizando 12 combinações possíveis para este exercício. Novamente, foram propostas 3 variações para o ângulo do tronco, neste caso θ_3 , enquanto para os demais, 2 variações cada.

Tabela 6 – combinação de parâmetros para o *leg-press* horizontal

Variação	θ_1 [°]	θ_3 [°]	d_f [m]
1	70	50	0,075
2	70	65	0,075
3	70	80	0,075
4	80	50	0,075
5	80	65	0,075
6	80	80	0,075
7	70	50	0,175
8	70	65	0,175
9	70	80	0,175
10	80	50	0,175
11	80	65	0,175
12	80	80	0,175

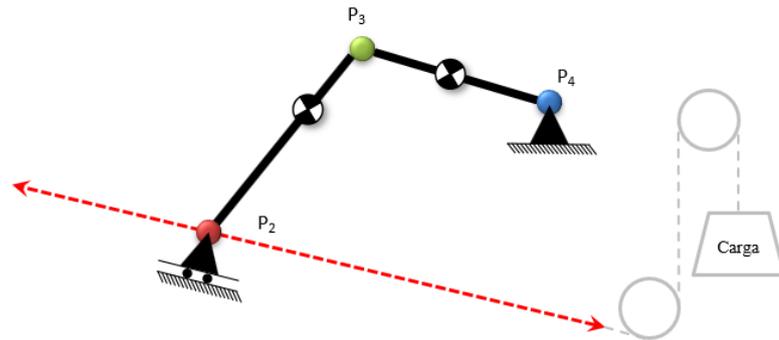
Fonte: Autor

A configuração mais próxima da medida para o equipamento de referência é indicada em negrito.

Assim como para o primeiro equipamento de *leg-press*, o modelo físico utilizado segue o trabalho de Bobbert (2012), porém considerando os momentos nas três articulações, como para o exercício anterior. Neste modelo, D também será considerada como a única variável correspondente ao grau de liberdade, porém a articulação que pode se deslocar é a do quadril (P_2), ao invés da do tornozelo (P_4), esta última, fixa.

Neste segundo tipo de *leg-press*, a carga não é fixada em nenhum ponto do indivíduo, mas comumente é tracionada por um conjunto de cabos e polias. No desenvolvimento deste trabalho, estão sendo consideradas condições ideais de equipamentos, sem atritos e sem fatores multiplicativos de polias ou alavancas, onde o deslocamento *vertical* da carga é diretamente relacionado ao deslocamento da plataforma no trilho, conforme ilustra a Fig. 13.

Figura 13 – Modelo cinemático do equipamento *leg-press* horizontal



Fonte: Autor

4.3.3 Agachamento

No exercício do agachamento, o indivíduo parte de uma posição ereta (em pé) e flexiona as pernas aproximando o quadril do solo, em seguida, levanta-se até a extensão completa das pernas. Neste exercício, há diversas modalidades disponíveis, variando desde o tipo de carga resistiva que se adiciona ao corpo, até a utilização de equipamentos auxiliares.

No trabalho aqui proposto, será avaliada a variação deste exercício que utiliza uma barra apoiada nos ombros com massas adicionais, guiada na vertical, conforme ilustra a Fig. 14. Além disso, apenas será avaliada a parte concêntrica do exercício, ou seja, aquela que parte da posição agachada para a ereta, durante a extensão das pernas (i.e., D aumenta).

Figura 14 – Agachamento guiado por barras



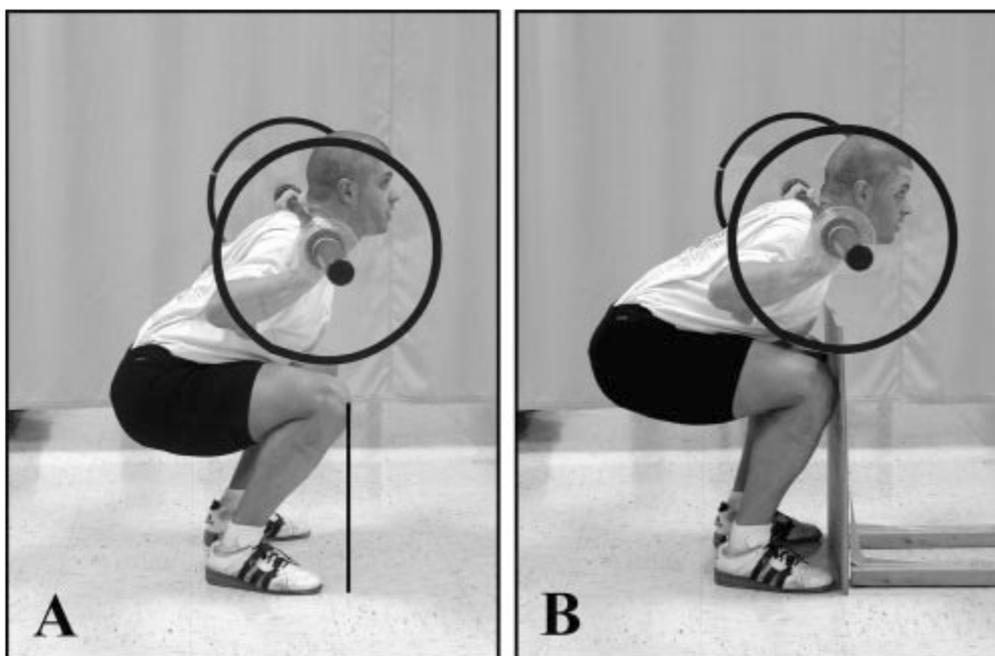
Fonte: autor

No agachamento livre, sem as barras guias, há a presença de 3 graus de liberdade, sendo que qualquer posição pode ser representada sabendo o ângulo de cada articulação. A

escolha pelo exercício com barras guiadas reduz um grau de liberdade, de maneira que D não determina completamente a cinemática do movimento, mesmo tendo o posicionamento dos pés conhecido. Para um determinado valor de D , há infinitas configurações possíveis para as articulações do joelho e quadril. Esta questão neste trabalho é resolvida escolhendo a variável α_{pr} como uma das que serão otimizadas, fato que será detalhado mais à frente. No entanto, saber os limites dessa variável é essencial, visto que resultados preliminares apontaram para valores que não são recomendados na prática.

É comum nas academias e centros de treinamentos a prescrição do movimento do agachamento exigindo que a articulação do joelho não ultrapasse as pontas dos pés com a justificativa de minimizar as forças nos ligamentos do mesmo. Fry, Smith e Schilling (2003) discorrem sobre esta questão e os danos que a execução incorreta do agachamento pode trazer para as costas e o joelho. Com isso, avaliaram a execução deste exercício com e sem essa restrição, e concluíram que com ela, os momentos tendem a ser menores no joelho e passam a ser maiores no quadril. No trabalho aqui proposto, está sendo adotada esta restrição de que os joelhos não podem passar da ponta dos pés, ou seja, $X_3 \leq X_5$, conforme Fig. 5.

Figura 15 – Condições de agachamento testados em Fry, Smith e Schilling (2003)



Fonte: Fry, Smith e Schilling, 2003

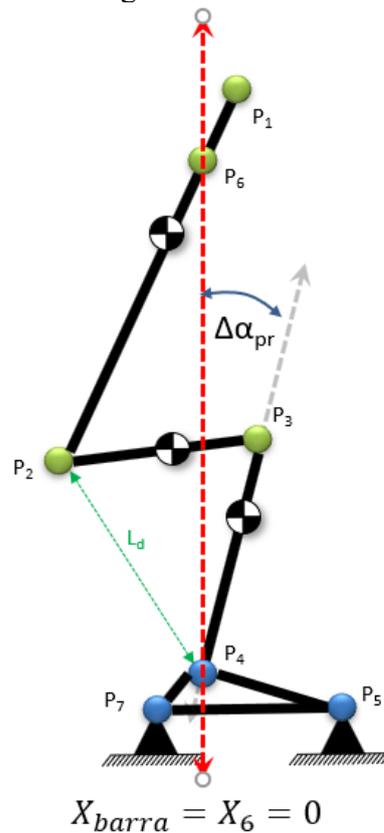
Legenda: A – Agachamento sem restrição, onde os joelhos podem se mover para frente o quanto for necessário. A linha vertical destaca o deslocamento entre o joelho e a ponta dos pés. B – Agachamento com restrição, onde uma placa vertical restringe o movimento do joelho.

Para este exercício, um equipamento real encontrado em uma academia, da marca Total Health®, foi avaliado apenas para averiguar se o trilho é construído com angulação

vertical com relação ao solo, o que foi verificado na prática. No modelo adotado, a barra guiada se posiciona exatamente no ombro do indivíduo, P_6 , e as massas adicionais têm força peso atuando na vertical neste ponto.

As variações propostas para este exercício contam apenas com o posicionamento dos pés com relação à barra vertical, sendo esta, configurada em $X_{barra} = X_6 = 0$.

Figura 16 – Modelo cinemático do exercício de agachamento



Fonte: autor

Legenda: os dois graus de liberdade para o agachamento guiado por barras. Além de L_d , é necessário conhecer o ângulo da perna. Na figura, está representado a variação que o movimento pode ter caso não seja conhecido.

Assim sendo, as combinações para o exercício do agachamento dependem apenas da posição horizontal do tornozelo em relação à guia vertical, como listadas na Tab. 7.

Tabela 7 – Parâmetros para o agachamento guiado por barras

Variação	X ₄ [m]
1	0
2	0,11
3	0,22
4	0,33
5	0,44

Fonte: autor

4.4 ANÁLISE QUASE-ESTÁTICA DE SENSIBILIDADE AOS PARÂMETROS CONSTRUTIVOS E GEOMÉTRICOS

Com o intuito de avaliar as consequências de se realizar exercícios de extensão das pernas nos três tipos de exercícios e suas variações, as simulações propostas por este trabalho têm como principal objetivo encontrar quais são as ativações musculares ao longo do movimento que atendem às exigências feitas pelas cargas impostas. A condição de equilíbrio estático é expressa como a igualdade entre os momentos articulares necessários para suportar a carga, $M_{ext(carga)}$, e os momentos articulares provenientes da ação ativa dos músculos $M_{músc}$ e das estruturas passivas nas articulações M_{pass} ,

$$M_{ext(carga)} = M_{sist. \text{ musculoessq.}} = M_{músc} + M_{pass}. \quad (9)$$

Para garantir essa igualdade em cada uma das posições avaliadas, de $D = 1\%$ até 99% com passos de 2% , aplica-se equilíbrio estático em cada segmento, compondo o sistema multicorpo. As equações utilizadas estão mostradas no anexo A. Cada avaliação é feita com uma carga adicional à própria massa do indivíduo, até 200 kg , variando de 10 em 10 kg . Em cada uma, a equivalência mostrada pela equação 9 deve ser satisfeita.

Para cada posição D , todas as coordenadas do sistema são obtidas, com exceção do exercício do agachamento, para o qual ainda é necessário saber o ângulo da perna. Tendo todas as coordenadas, a aplicação do equilíbrio estático dá acesso aos momentos desejados. Contudo, como em todos os exercícios há a presença de um trilho funcionando como guia do movimento, uma força de reação normal à trajetória do vínculo atrelado ao trilho surge. Neste trabalho, esta força de reação no trilho é obtida no processo de otimização que determina as forças e ativações musculares, conforme será mostrado mais adiante.

Tendo as coordenadas dadas, os ângulos entre os membros são obtidos e são os únicos necessários para se saber quais são os momentos passivos gerados pelos músculos, conforme mostrado na sessão 4.2.2.

Com isso, resta saber quais os momentos gerados pelos músculos após serem ativados, produzindo força necessária para suportar a carga. Como o modelo contém 8 músculos, o sistema mecânico se torna sobreatuado ou subdeterminado, ou seja, há menos equações do que incógnitas, exigindo que um processo de otimização escolha, através de uma função custo, qual a melhor combinação de ativações musculares que atende à condição que garante equilíbrio estático. Além das ativações musculares, conforme comentado anteriormente, a força de reação e a angulação da perna para o exercício do agachamento também são tratadas como variáveis desconhecidas e, portanto, entram no processo de otimização com variáveis a serem determinadas no processo de otimização.

A estimativa das ativações musculares permite avaliar as diferenças causadas ao se exercitar em equipamentos diferentes. Com o intuito de solucionar esta otimização, uma rotina foi desenvolvida no software Matlab®, onde todas as variações dos exercícios são testadas. A Tab. 8 relaciona as variáveis otimizadas em cada um.

Tabela 8 – Variáveis otimizadas

Variável	<i>Leg-press 45°</i>	<i>Leg-press hor.</i>	Agachamento
Força de reação	sim (em P ₄)	sim (em P ₂)	sim (em P ₆)
a _{iliopsoas}	sim	sim	sim
a _{glúteo}	sim	sim	sim
a _{isquitibial}	sim	sim	sim
a _{reto}	sim	sim	sim
a _{vasto intermédio}	sim	sim	sim
a _{gastronêmio}	sim	sim	sim
a _{sóleo}	sim	sim	sim
a _{tibial anterior}	sim	sim	sim
α _{pr}	não	não	sim

Fonte: autor

Pelo fato de a relação entre as variáveis não ser linear, passando pela interação com a cinemática do exercício e também pelo modelo muscular e esquelético, o problema de otimização é não-linear, ou de programação não-linear, sendo que o método utilizado para a solução é o da programação sequencial quadrática (SQP) disponível na rotina de otimização do MATLAB `fmincon.m`.

4.4.1 Escolha da função objetivo

Conforme citado anteriormente, o processo para determinação das ativações musculares necessita ser realizado via otimização. Por sua natureza, uma otimização precisa avaliar uma função custo em busca de melhores soluções. No trabalho aqui proposto, a função custo utilizada deve prezar pela minimização de alguma métrica de esforço muscular. Este tipo de otimização desfavorece a ocorrência de co-contrações, ou seja, a ativação de grupos musculares que promovem momentos contrários numa mesma articulação. No entanto, neste modelo existem músculos biarticulares, (i.e., que estão conectados a duas articulações) e que por consequência, ao serem ativados, produzem momentos a favor da extensão das pernas em uma articulação e flexão na outra o que pode levar a certo nível de co-contração.

De acordo com Erdemir et. al. (2007), para movimentações em membros inferiores, a utilização de uma função custo para um método de otimização estática necessita ser sensível às informações da cinemática do movimento e que ao mesmo tempo represente bem a distribuição das ativações musculares que estão sendo levadas em conta. Uma função custo J apontada como apropriada consiste na somatória das ativações musculares ao cubo, ou seja,

$$J = \sum_{i=1}^8 (a_i)^3, \quad (10)$$

função esta que tende a distribuir melhor as forças musculares enquanto evitando picos de força e fadiga muscular.

4.4.2 Restrições

Na rotina de otimização dos exercícios em busca do melhor resultado para a função objetivo, foram consideradas restrições de igualdade ($C_{eq} = 0$) e desigualdade ($C \leq 0$) conforme detalhadas a seguir.

Para o exercício do *leg-press* 45°, as restrições impostas foram:

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{quadril} = 0, \quad (11.1)$$

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{joelho} = 0 \text{ e} \quad (11.2)$$

$$M_4 - M_{ext\ tornozelo} = 0. \quad (11.3)$$

Para o exercício do *leg-press* horizontal:

$$M_2 - M_{ext\ quadril} = 0, \quad (12.1)$$

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{joelho} = 0 \text{ e} \quad (12.2)$$

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{tornozelo} = 0. \quad (12.3)$$

Para o agachamento, além das igualdades provenientes da equação 9, outras restrições de desigualdade, $C < 0$, foram adicionadas, como é o caso de impor que a carga estivesse sempre subindo, ou seja, Y_6 sempre deve ser maior que o Y_6 anterior ao se aumentar o valor de D . Além disso, foram impostas algumas restrições quanto aos ângulos dos segmentos a fim de que o otimizador encontrasse posições factíveis, dado que uma das variáveis otimizadas é crucial na determinação da movimentação do indivíduo, α_{pr} . Por isso, restringiu-se que sempre o ângulo do tronco em relação ao referencial fosse menor que 90° , evitando que se inclinasse para trás, além de se restringir que o ângulo da coxa em relação ao referencial seja sempre menor que o do tronco, evitando que o joelho atravessasse o tronco indevidamente. Portanto, as restrições de igualdade e desigualdade são representadas neste exercício por

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{quadril} = 0, \quad (13.1)$$

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{joelho} = 0, \quad (13.2)$$

$$(M_{ext} - M_{Músc} - M_{Pass})_{tornozelo} = 0, \quad (13.3)$$

e

$$Y_{6(D-2)} - Y_{6(D)} \leq 0, \quad (14.1)$$

$$\alpha_{cr} - \alpha_{tr} \leq 0 \text{ e} \quad (14.2)$$

$$\alpha_{tr} - \frac{\pi}{2} \leq 0. \quad (14.3)$$

4.4.3 Avaliação da solução

Após o processo de otimização obter o resultado das ativações musculares e outras variáveis otimizadas secundárias, conforme exposto anteriormente, a rotina do programa desenvolvido avalia se a solução encontrada é factível para o exercício naquela posição.

Inicialmente, essa avaliação observa a cinemática do movimento, identificando se os ângulos entre os segmentos estão dentro dos limites fisiológicos toleráveis, conforme citado por Bogert (2011) e reportado na Tab. 9.

Tabela 9 – Limites dos ângulos articulares

Articulação	Ângulo mínimo [°]	Ângulo máximo [°]
Quadril (α_{tc})	-30	160
Joelho (α_{cp})	-160	-5
Tornozelo (α_{pf})	-60	60

Fonte: Adaptado de Bogert (2011)

Caso um dos ângulos entre as articulações esteja fora destes valores, o resultado para este D é descartado. Na sequência, caso os ângulos sejam factíveis, avalia-se a resposta do otimizador. A função para otimização não-linear *fmincon*, disponibilizada no programa MATLAB, apresenta como uma de suas saídas um *flag* referente à convergência do algoritmo. Isso acontece quando o indivíduo não tem força suficiente para realizar o exercício com a carga imposta na configuração dada. Em sua essência, vê-se que alguns músculos estão saturados (i.e., ativação máxima, $a = 1$) e a ativação dos outros não é suficiente para atingir o equilíbrio esperado. Neste caso, quando a saída do otimizador aponta não haver encontrado uma solução dentro dos limites dados de ativação muscular, o resultado para este D também é descartado.

4.4.4 Sequência de avaliações propostas

Dado que para os exercícios do *leg-press* foram sugeridas alterações em 3 parâmetros geométricos e lembrando que cada um deles pode aumentar, manter-se estável ou diminuir, isso totalizaria 27 análises com todas as combinações.

As variáveis consideradas mais flexíveis neste trabalho são aquelas relacionadas ao posicionamento do tronco nos aparelhos, ou seja, θ_2 para o *leg-press* 45° e θ_3 para o *leg-press* horizontal. Isso porque em geral, nos aparelhos, há a presença de ajustes para estes ângulos, enquanto alterações nos outros ângulos dependem mais do processo construtivo do equipamento. Por isso, foram propostas 3 variações para estes e 2 para os outros. No caso do exercício do agachamento, a única alteração possível continua sendo apenas o posicionamento dos pés do indivíduo em relação à guia vertical.

Sendo assim, cada alteração dos parâmetros foi avaliada isoladamente, ou seja, enquanto aumentavam ou diminuía, as outras eram mantidas constantes.

Para permitir que essas avaliações mostrem com clareza as ativações e trabalho dos músculos, foram escolhidos para esta comparação valores de carga de 80% do valor máximo encontrado antes que haja saturação dos músculos e a amplitude do movimento comece a diminuir.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, serão apresentados os resultados obtidos após a realização da rotina de otimização além das análises comparativas entre os exercícios e entre as configurações de um mesmo exercício.

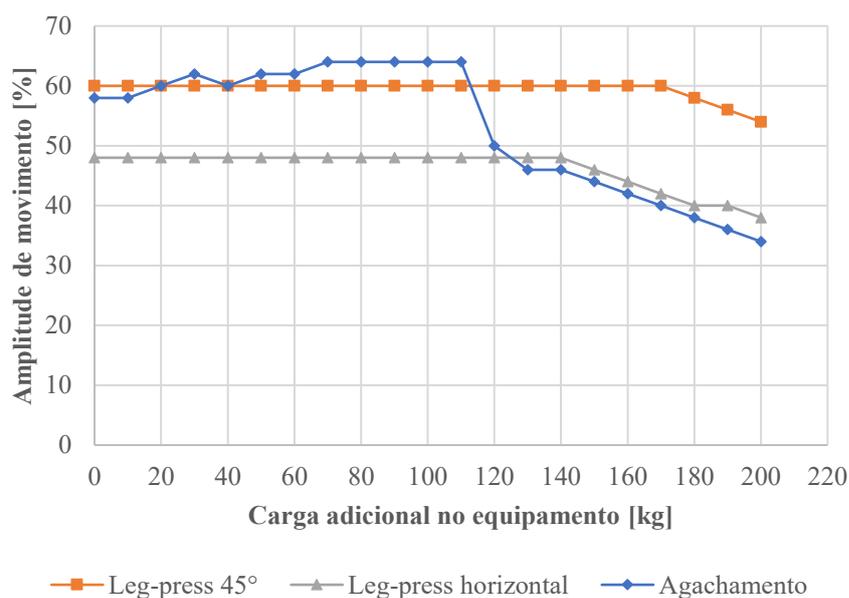
5.1 COMPARAÇÃO ENTRE EXERCÍCIOS

Para as análises entre os equipamentos, foram escolhidas as configurações que mais se assemelhavam àquelas encontradas nos equipamentos reais, ou seja:

- I. *Leg-press* 45° com $\theta_1 = 45^\circ$, $\theta_2 = 150^\circ$, $\theta_3 = 70^\circ$ e $d_f = 0$;
- II. *Leg-press* com $\theta_1 = 80^\circ$, $\theta_2 = 170^\circ$, $\theta_3 = 65^\circ$ e $d_f = 0,175$ m;
- III. Agachamento com $d_f = 0$;

A primeira análise realizada avaliou a utilização de cargas entre 0 e 200 kg para cada uma das configurações com relação à amplitude máxima do movimento, conforme mostra a Fig. 17, onde os marcadores representam os dados obtidos pelas simulações para cada carga explorada.

Figura 17 – Amplitude de execução dos exercícios



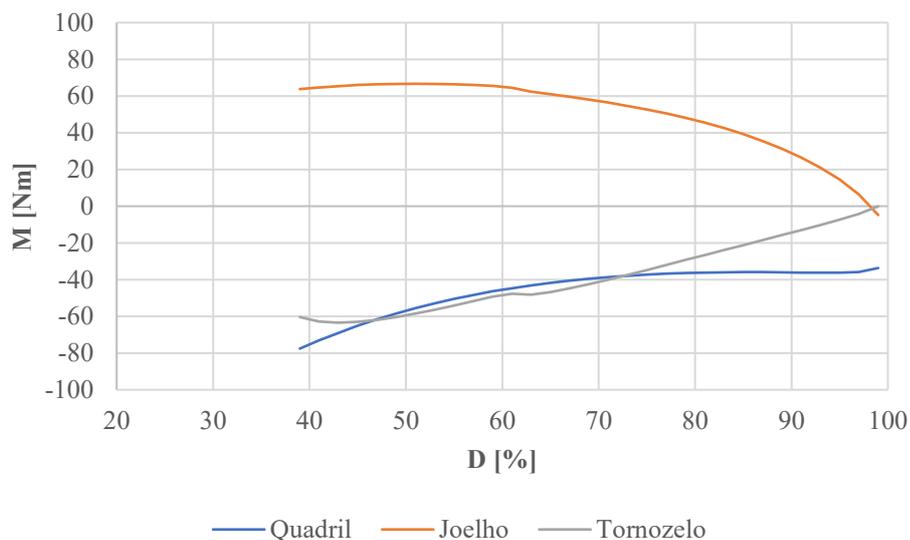
Fonte: autor

É importante ressaltar que em todas as configurações, o D máximo atingido foi de 99%, ou seja, a amplitude mostrada na Fig. 17 está diretamente relacionada à diferença entre o início do movimento, com o menor D, e D = 99%.

É possível observar que em cargas mais elevadas a amplitude dos movimentos em todos os exercícios diminui, o que está diretamente ligado à saturação dos principais músculos responsáveis. No exercício do *leg-press* 45°, a diminuição da amplitude se deu com a carga de 170 kg, no exercício do *leg-press* horizontal, com 140 kg, e no agachamento, com 110 kg.

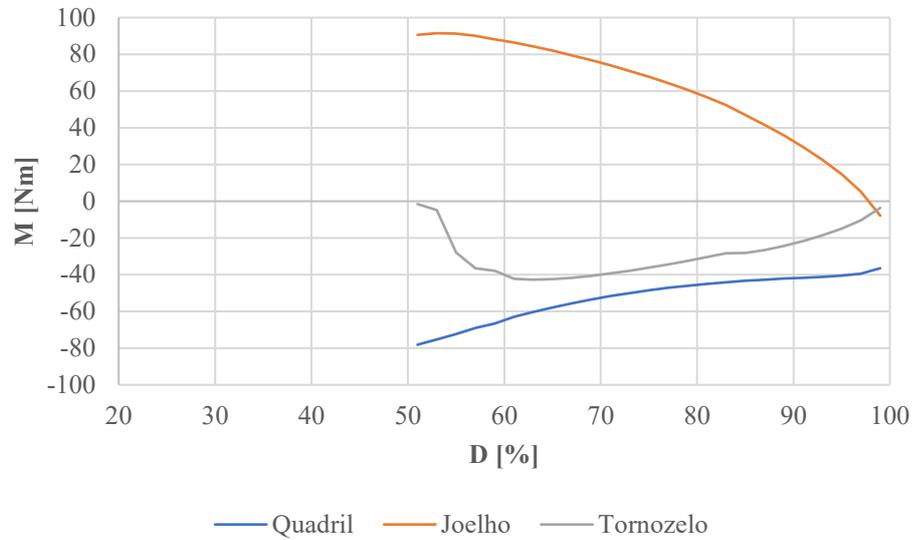
Dada a necessidade de se realizar momentos maiores nas articulações por parte dos músculos em posições D menores (i.e, com as pernas mais flexionadas) os limites mínimos dos exercícios acabam sendo atingidos em posições de D cada vez maiores conforme se dá o aumento da carga. As Figs. de 18 a 20 ilustram os momentos articulares em cada exercício com as cargas mais próximas à metade dos valores das cargas máximas encontradas em cada um.

Figura 18 – Momentos articulares no *leg-press* 45°. Carga: 80 kg



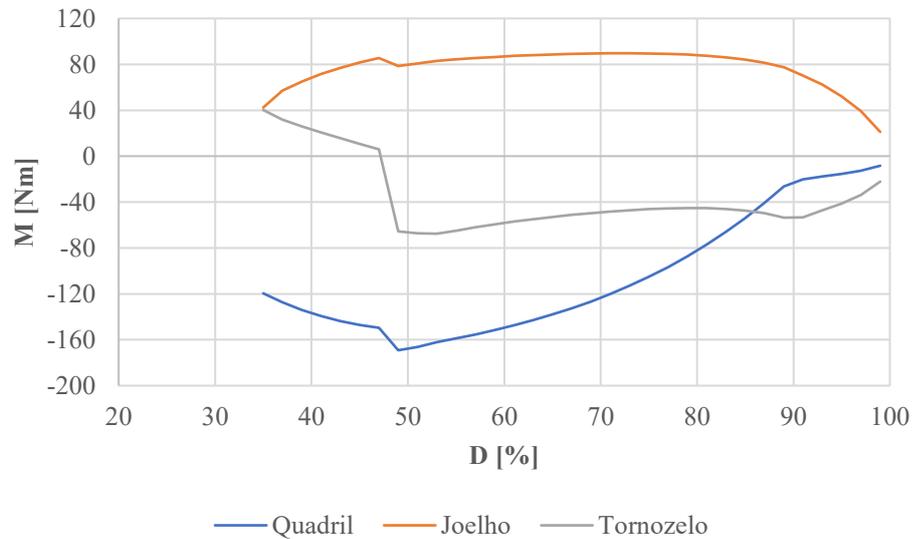
Fonte: autor

Figura 19 – Momentos articulares no *leg-press* horizontal. Carga: 70 kg



Fonte: autor

Figura 20 – Momentos articulares no agachamento. Carga: 50 kg



Fonte: autor

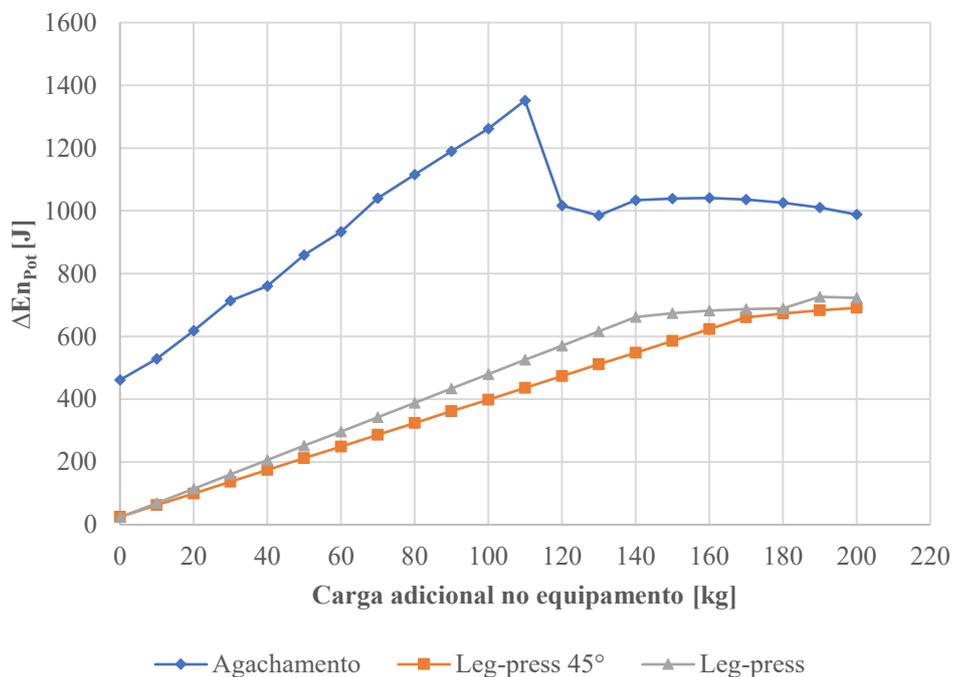
Ficam claras nesta comparação as diferenças encontradas em cada um dos exercícios. Nota-se primeiramente que os perfis não são iguais. Nos exercícios de *leg-press*, o momento do quadril tende a se estabilizar ao final da execução, enquanto no agachamento ele diminui de magnitude de maneira mais acentuada. Isso acontece pelo fato de que neste último os momentos passivos são quase nulos, já que o ângulo da coxa com relação ao tronco se

aproxima de sua posição relaxada. Nos outros exercícios, a posição final da execução exige uma angulação mais acentuada, o que acaba gerando os momentos passivos.

Outra grande diferença encontrada é com relação ao momento no tornozelo no início da execução. No exercício do *leg-press* 45°, ele se dá em 60,3 Nm e na sequência diminui, enquanto no *leg-press* horizontal, ele inicia próximo de 0 Nm e se eleva, até próximo de 57 Nm em D = 63%, para então voltar a cair. Em contrapartida, no exercício do agachamento este momento inicia em valores positivos, ou seja, buscando uma dorsiflexão dos pés entre D = 35% e 47% de execução, para só então, iniciar o estímulo da flexão plantar, o que é compatível com a execução prática deste exercício.

Na segunda análise realizada, a diferença de energia potencial gravitacional de todos os membros do indivíduo e da carga adicional, entre o início do exercício e o seu fim foi calculado para cada carga adicional de 0 a 200 kg. Os resultados obtidos estão ilustrados na Fig. 21.

Figura 21 – Diferença de energia potencial gravitacional



Fonte: autor

Na Fig. 21, os níveis de energia em que atuam cada um dos exercícios são mostrados. É nítido que o exercício do agachamento ocorre em um patamar maior que os de *leg-press*, além de ser possível observar que ele já começa com um nível maior de energia

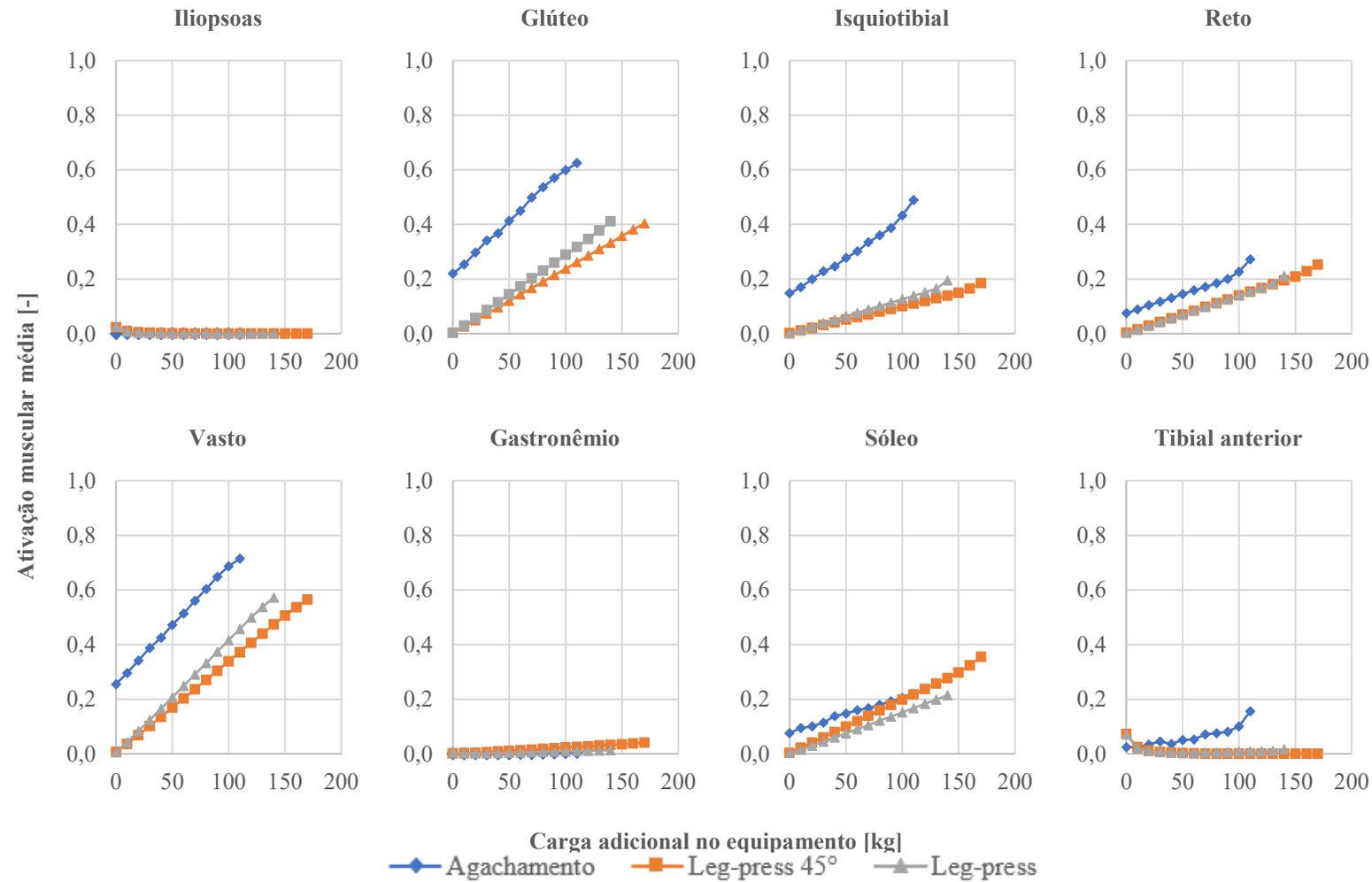
mesmo quando não há carga adicional no equipamento. Isso acontece devido à elevação do tronco por si só, que constitui uma grande parcela da carga. Nos exercícios de *leg-press* 45° e *leg-press* 45° horizontal, os membros do corpo se elevam muito pouco, o que faz com que a carga adicional seja a maior contribuinte à diferença de energia potencial gravitacional.

É possível observar que a variação da diferença de energia em função da carga é muito semelhante entre todos até os pontos em que há diminuição da amplitude do movimento, conforme mostrado na Fig. 17.

O exercício *leg-press* 45° se destacou por ser aquele que operou com maior quantidade de carga adicional, fato que se mostra evidente inclusive na prática da atividade física.

A avaliação seguinte iniciou a exploração da coordenação muscular em cada exercício, começando com as ativações em cada grupo, conforme mostra a Fig. 22.

Figura 22 – Ativação muscular média ao longo do movimento para cada músculo nos três exercícios em função da carga adicional



Fonte: autor

Nesta avaliação, novamente o exercício do agachamento se mostrou mais exigente com relação aos músculos, solicitando maior ativação de todos eles, com exceção do iliopsoas e do tibial anterior nas cargas menores, e Gastrocnêmio, que só se mostrou minimamente ativado no exercício do *leg-press* 45°. As ativações nos músculos iliopsoas e tibial anterior, que são considerados antagonistas para o movimento, só se mostraram presentes em cargas baixas, devido ao fato de nestas cargas a força peso dos membros do indivíduo terem efeito preponderante. Por isso, estes músculos precisam “segurar” (i.e., produzir momento contrário nas articulações) estes membros para estas cargas reduzidas.

Os resultados da ativação média em cada grupo em função da carga adicional mostraram uma taxa de variação com a carga adicional praticamente constante em todos os exercícios.

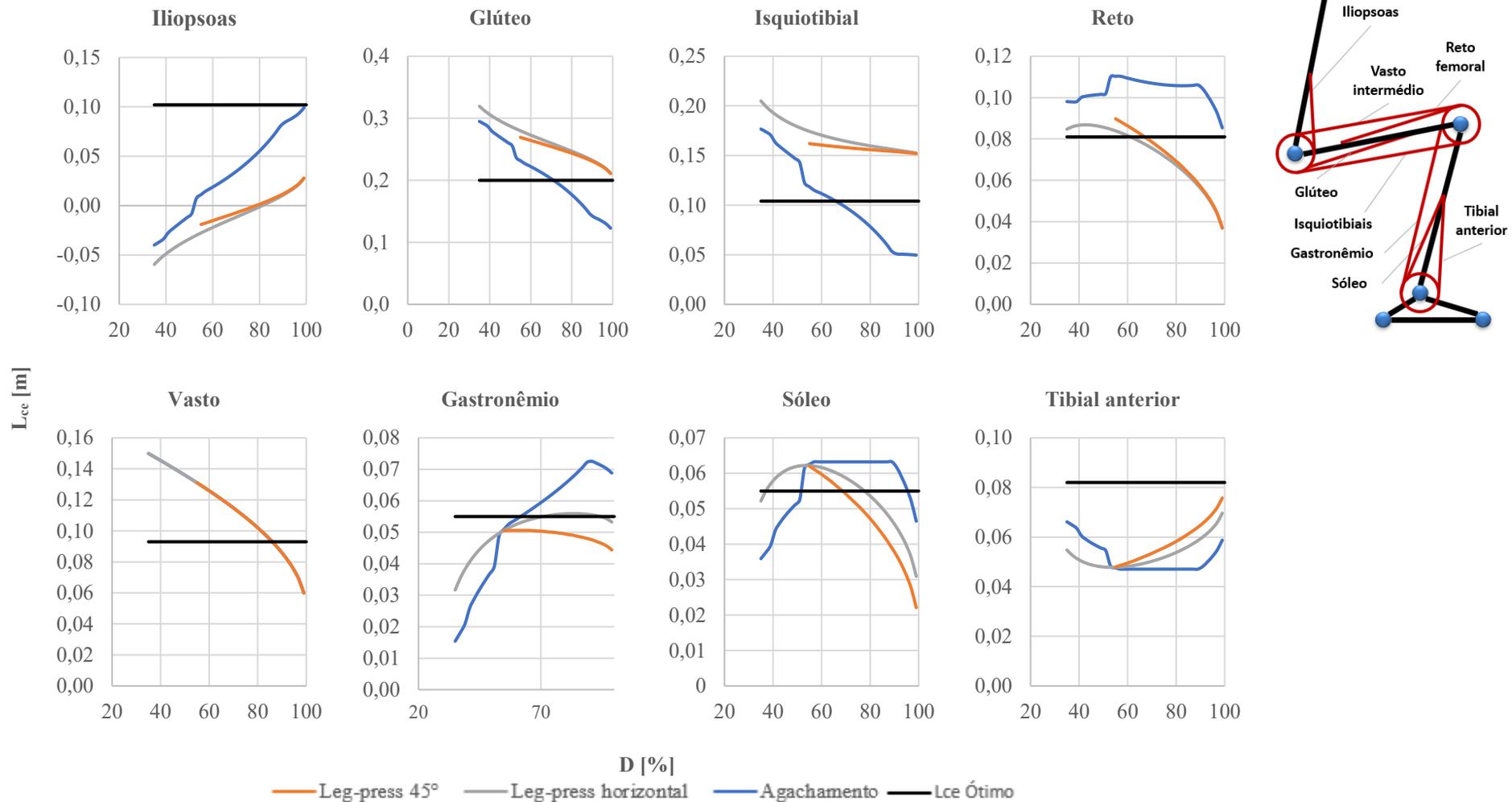
Para investigar o trabalho muscular realizado por cada grupo, foi necessário avaliar o perfil do comprimento do elemento contrátil de cada um, além da força muscular por ele exercida, após serem ativados.

Quando um músculo aumenta de comprimento na fase concêntrica do exercício, entende-se que ele é antagonista ao movimento, uma vez que, ao ser ativado, dissipa energia. Assim, os músculos que apresentam diminuição em seu comprimento, serão denominados neste trabalho de agonistas, ou seja, contribuem para a realização do exercício na fase concêntrica com trabalho positivo.

Na Fig. 23, é possível observar quais músculos e em quais regiões são antagonistas ou agonistas com relação ao movimento esperado. Como o modelo utilizado considerou o comprimento do tendão como fixo, são expressos apenas os comprimentos dos elementos contráteis, sendo que suas variações podem ser interpretadas como variações no comprimento do músculo. Os comprimentos ótimos dos músculos são mostrados como referência pelas linhas horizontais em preto.

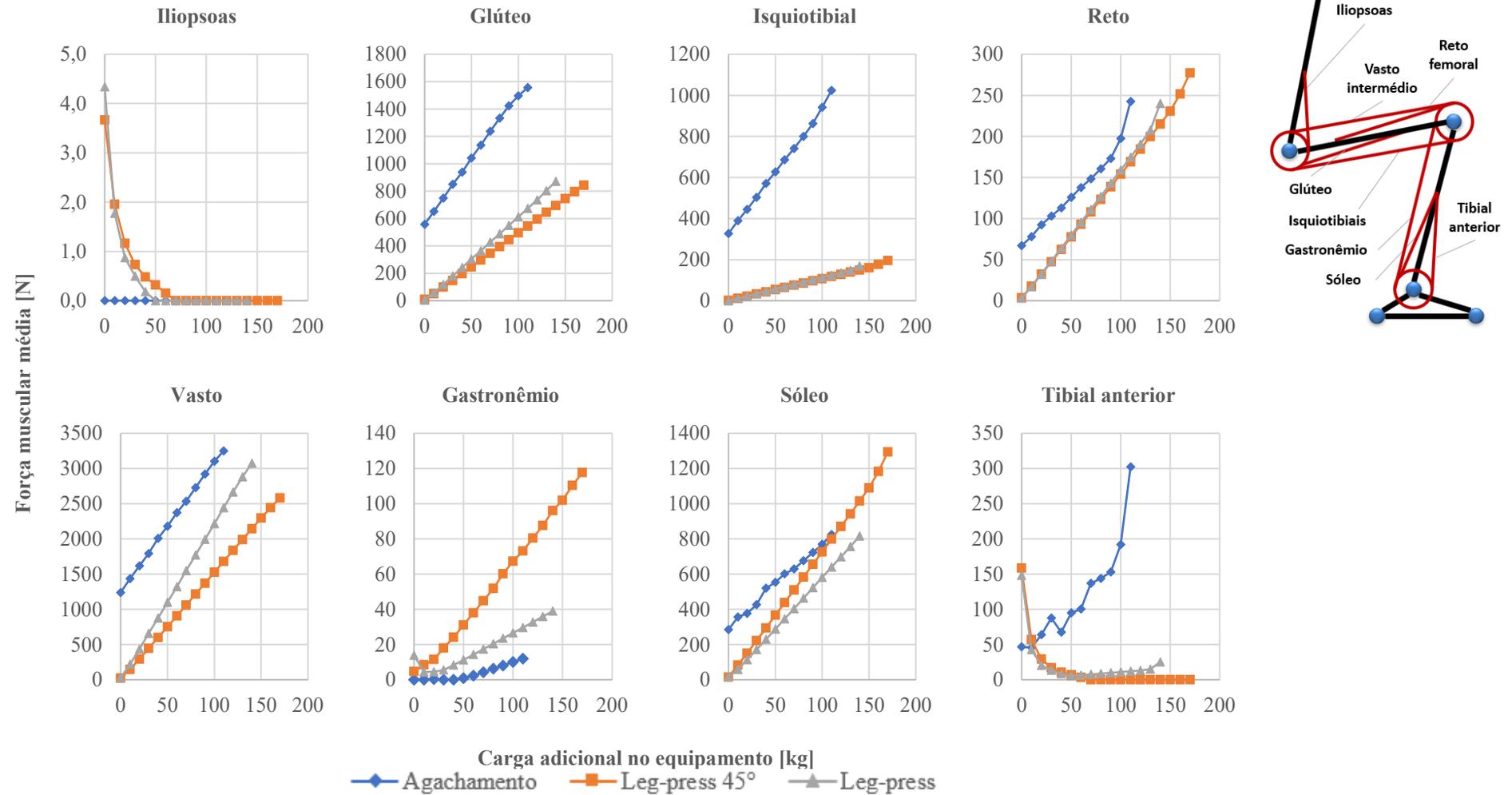
A Fig. 24 ilustra as forças musculares médias produzidas pelos músculos, e o resultado da combinação entre a força produzida em cada D e a variação de comprimento do músculo produz o trabalho muscular, ilustrado na Fig. 25.

Figura 23 – Perfil de comprimento do elemento contrátil nos grupos musculares em função da progressão do movimento



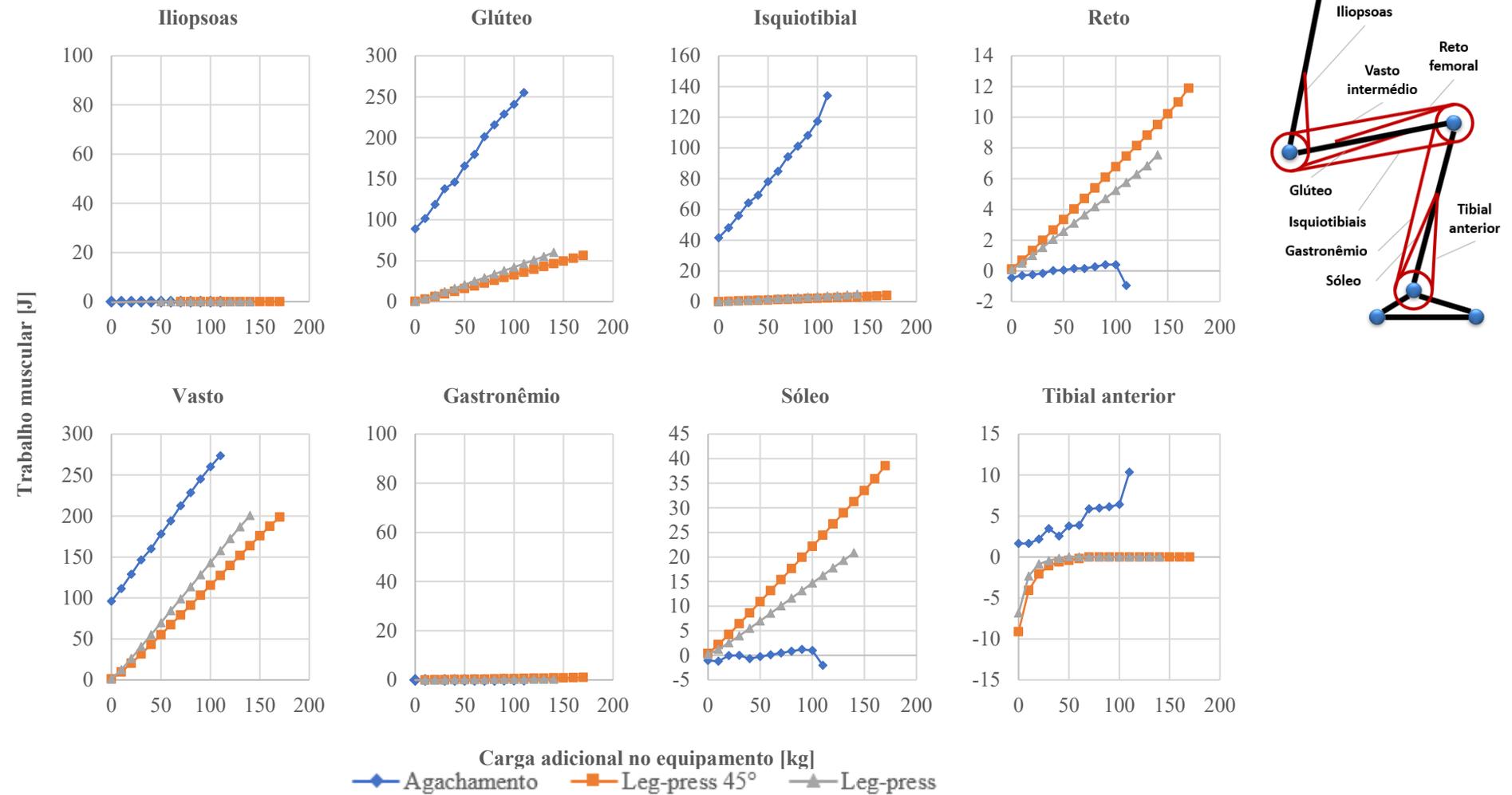
Fonte: autor

Figura 24 – Força muscular média ao longo do exercício em função da carga adicional



Fonte: autor

Figura 25 – Trabalho das forças musculares nos três exercícios



Fonte: autor

Na primeira parte dessa análise, observam-se os comprimentos dos elementos contráteis dos músculos, utilizando do comprimento ótimo como base de comparação. Inicialmente serão retomados alguns conceitos para ficar mais clara a discussão. Os músculos agonistas são aqueles que estão diminuindo de comprimento, ou seja, contraindo e exercendo força. A função objetivo da otimização minimiza contrações que sejam contrárias ao movimento. Quanto mais longe um elemento contrátil estiver de seu comprimento ótimo, menor será sua capacidade de exercer força, fato que foi explicado com a aproximação da curva *força-comprimento* por uma curva exponencial quadrática decrescente.

O músculo iliopsoas, durante todo o movimento e em todos os exercícios, teve seu comprimento aumentando, o que explica não ser ativado, apenas com cargas muito baixas onde o peso dos membros exerce momento favorável à extensão das pernas e ele necessita “segurar” os mesmos, conforme já explicado anteriormente.

O comprimento do glúteo diminui ao longo do movimento para todos os exercícios, sendo claramente um músculo agonista segunda a definição utilizada neste trabalho. Durante o exercício do agachamento, ele é o que mais fica próximo da região de comprimento ótimo, inclusive passando por ela, o que favorece sua ativação, dado que a função objetivo do otimizador incentiva a ativação dos músculos mais eficazes. É possível notar também que ele é um músculo que muda muito seu comprimento durante a execução do exercício, o que contribui para que o trabalho da força muscular seja um dos maiores, conforme mostra a Fig. 25. O elemento contrátil deste músculo contrai em 17,2 cm ao longo do exercício do agachamento, comparado a 5,8 cm e 10,8 cm nos exercícios de *leg-press* 45° e horizontal, respectivamente. No agachamento, o comprimento do elemento contrátil se distancia em média apenas 4,2% do ótimo, enquanto nos outros exercícios, 23,3% e 32,3%.

O grupo muscular do isquiotibial, biarticular, apresenta comportamento semelhante ao do glúteo. No exercício do agachamento, tem uma proximidade muito maior ao comprimento ótimo, porém nos exercícios do *leg-press* fica nítido que na região final do exercício seu comprimento tende a estabilizar, além do fato de não haver um delta considerável no seu comprimento, o que impacta diretamente na solicitação do mesmo e por consequência no trabalho por ele realizado. No primeiro, o seu comprimento varia entre a posição inicial e final, 12,7 cm, além de estar apenas 0,6% distante de seu comprimento ótimo na média. No exercício do *leg-press* 45°, o comprimento do músculo varia apenas 1 cm e está 50,9% distante do ótimo. No *leg-press* horizontal, estes números passam a ser 5,25 cm e

63,3%, o que explica o reduzido trabalho da força muscular quando comparado ao agachamento, conforme mostra a Fig. 25.

Para o grupo muscular do reto, alguns pontos se destacam e o fazem ter um comportamento diferenciado dos demais. Nos exercícios do agachamento e *leg-press* horizontal, este músculo passa por uma fase de aumento e outra de diminuição em seu comprimento. No primeiro, até $D = 57\%$ ele aumenta, saindo de 9,8 cm para 11 cm. Na sequência, ele se mantém em um platô, até aproximadamente 89%, quando diminui para 8,5 cm. Nesta última parte, passa realmente a contribuir para o movimento, o que faz com que na visão geral, não seja um músculo com trabalho da força muscular considerável. Ao observar o seu comportamento nos exercícios de *leg-press*, vemos que ele está mais perto da região ótima, além de sofrer maior alteração em seu comprimento. Nestes exercícios, ele ficou 10% e 12,1% próximo da região ótima para o 45° e horizontal, respectivamente, além de ter variado 4,8 cm no primeiro e 5,3 cm no segundo. No agachamento, apenas 1,3 cm. Em geral, mesmo nos exercícios do *leg-press*, este grupo muscular não foi muito representativo, com trabalhos da força muscular bem menores quando comparado aos outros grupos.

O grupo muscular representado pelo vasto intermédio, monoarticular ligado à articulação do joelho, é nitidamente aquele que mais exerce força, conforme aponta a Fig. 24. Em todos os exercícios, como ele é o único monoarticular ligado a esta articulação, qualquer variação em D vai representar a mesma variação no vasto em todos os exercícios de forma igual. Somado ao fato de ele estar próximo à região ótima e ser agonista, faz com que seja o mais significativo de maneira geral. O trabalho da força muscular realizado por ele em todos os exercícios é o maior, mas é importante ressaltar que a variação da força muscular com relação ao aumento das cargas adicionais é maior no exercício do *leg-press* horizontal, ou seja, este é mais sensível às mudanças na carga do equipamento.

O gastronêmio, biarticular entre o joelho e tornozelo, apresentou resultados para a variação do comprimento muito distintos entre os exercícios. No agachamento, se mostrou antagonista, aumentando seu comprimento até $D = 91\%$, diminuindo só a partir deste ponto, o que o torna pouco eficaz neste exercício. No *leg-press* 45°, manteve-se sobre um platô durante boa parte, entre 57% e 85%, para então começar a diminuir, o que fez com que ele exercesse maior força, conforme mostra a Fig. 24, porém ela não resultou em trabalho significativo pois o músculo não sofreu variação considerável em seu comprimento. No *leg-press* horizontal, também seguiu o mesmo comportamento que no agachamento, sendo

antagonista durante boa parte do movimento, entre 35% e 83%, sem também exercer trabalho significativo.

Os grupos musculares do sóleo e tibial anterior podem ser tratados em um só conjunto, uma vez que são opostos na articulação do tornozelo, e o comportamento de um é contrário ao outro. Até a região de $D = 57\%$, o tibial anterior se mostra agonista, apenas para os exercícios do agachamento e *leg-press* horizontal. Na sequência, o agonista passa a ser o sóleo, nos exercícios de *leg-press*. Isso porque no agachamento ele fica em um platô até 89%, causado pela limitação dos joelhos não poderem passar das pontas dos pés, o que faz com que a angulação da perna fique estável por boa parte do tempo. Com relação ao trabalho da força muscular, o músculo sóleo se mostrou mais presente do que o tibial, assim como era esperado. O último, só se mostrou ativo para cargas baixas, pelo mesmo motivo do iliopsoas.

Correlacionado com a diferença de energia potencial durante o exercício, os trabalhos musculares mostraram que o exercício do agachamento continua sendo aquele que mais exige dos músculos em termos de trabalho, porém em alguns casos houve uma mudança no comportamento, como no caso do isquiotibial e sóleo. No primeiro, não houve trabalho muscular durante o exercício do *leg-press* 45° e, no segundo, não houve trabalho produzido enquanto no exercício do agachamento, além de apresentar pouca diferença entre os exercícios de *leg-press*.

Com a análise apresentada até aqui, fica claro que mesmo alguns grupos musculares recebendo ativação e produzindo força, a relação entre essas grandezas com a variação em seu comprimento não produz trabalho muscular e não contribui diretamente para a elevação da energia potencial gravitacional do sistema. Estes grupos são aqueles considerados como antagonistas para o movimento de extensão das pernas, como é o caso do iliopsoas e tibial anterior, porém, os resultados também mostraram que alguns músculos biarticulares, como o reto e o gastronêmio não produziram trabalhos relevantes, mostrando que também podem ser considerados como neutros ou antagonistas nestes exercícios. Deste ponto em diante as análises serão concentradas nos grupos musculares do glúteo, isquiotibial, vasto intermédio e sóleo.

Até aqui, as simulações já evidenciaram as diferenças entre os exercícios em suas configurações mais próximas daquelas encontradas em equipamentos reais, além de mostrarem que a contribuição dos grupos musculares do glúteo e do vasto intermédio é preponderante, sendo que o trabalho realizado pela somatória dos mesmos com relação à

diferença de energia potencial é de 79,8 % no agachamento, 68,1 % no *leg-press* horizontal e 66,5 % no *leg-press* 45°.

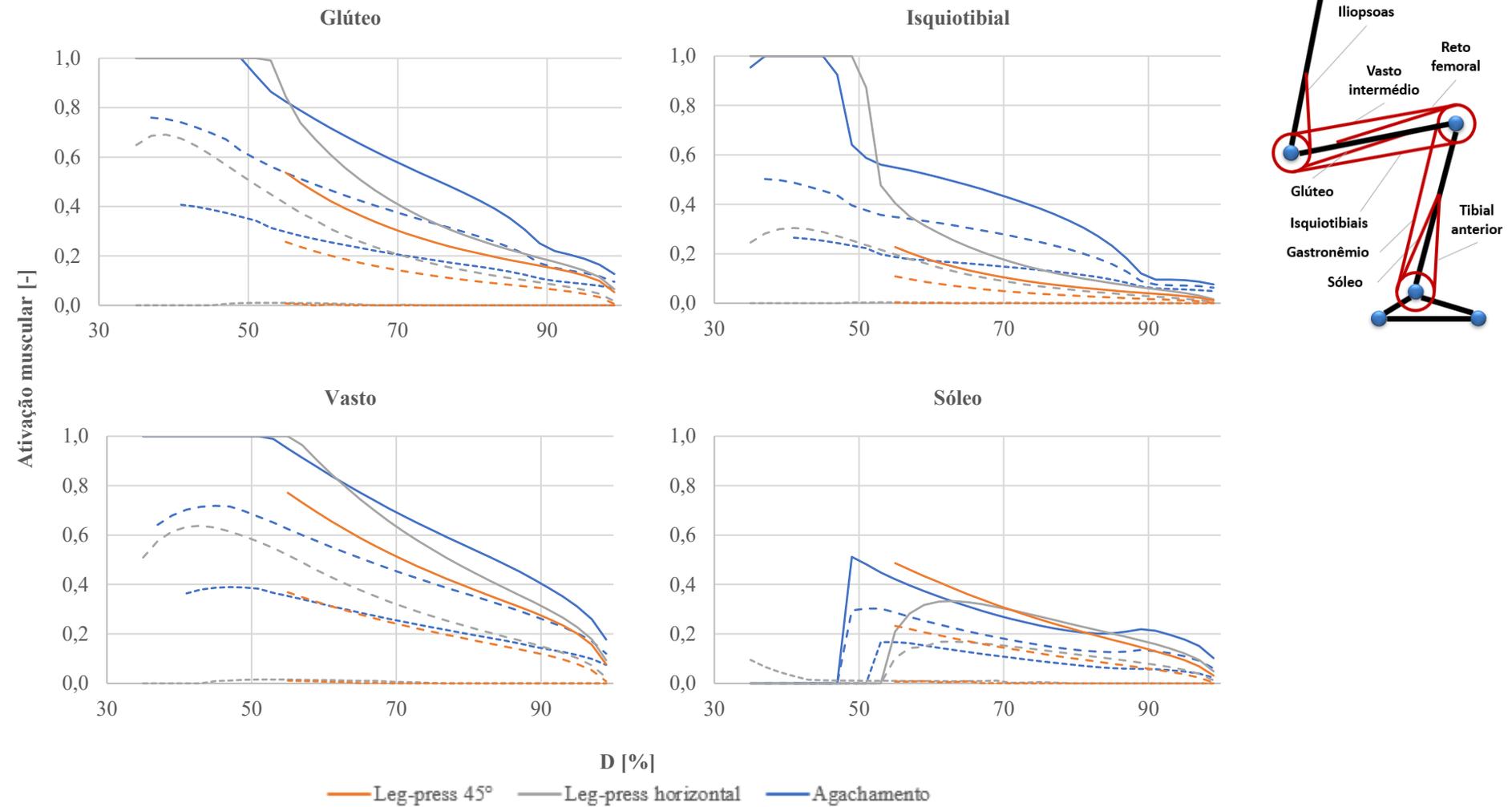
Por fim, antes de um aprofundamento nas análises entre as configurações de cada equipamento, a Fig. 26 mostra os perfis de ativação muscular para cada equipamento em suas configurações reais com 3 níveis de carga: baixa, moderada e alta, conforme Tab. 10.

Tabela 10 – Cargas teste para os exercícios

Carga	<i>Leg-press</i> 45° [kg]	<i>Leg-press</i> hor. [kg]	Agachamento [kg]
Baixa	0	0	0
Moderada	80	70	50
Alta	170	140	110

Fonte: autor

Figura 26 – Perfil de ativação nas simulações estáticas



Fonte: autor

Traço: pontilhado – carga baixa, tracejado – carga mediana, contínuo – carga alta

A escolha das cargas baixa, média e alta foi importante para observar o perfil de ativação muscular entre os grupos e entre os exercícios, pois mostrou como eles se comportam em geral.

Um comportamento comum observado é a diminuição da ativação muscular nas fases finais dos exercícios, o que é coerente com o que já foi apresentado sobre os momentos articulares. Nas fases finais, de maior extensão das pernas, os braços de momento das forças peso dos segmentos e cargas em relação às articulações são menores, enquanto no início do movimento concêntrico são maiores, exigindo bem mais do indivíduo.

Fica claro para as cargas altas quando ocorre a saturação dos músculos nos exercícios de *leg-press* horizontal e agachamento, com exceção apenas do sóleo que não sofre saturação ao longo do movimento, mesmo para a carga mais alta. No exercício do *leg-press* 45°, os músculos não chegam à saturação total, pois trata-se de um exercício que começa sua movimentação em um D mais elevado, 55%. Neste caso, a limitação na excursão do movimento se dá pelos ângulos máximos permitidos das articulações. O perfil de ativação dele foi o menor entre os 3, se mostrando maior apenas no sóleo.

Os músculos do glúteo e isquiotibial trabalham com o mesmo perfil de ativação, sendo que no início da movimentação o *leg-press* horizontal exige ativação enquanto no agachamento, isso se dá na segunda metade do movimento. A taxa de queda na ativação no *leg-press* horizontal é mais acentuada que para os demais exercícios.

De forma geral, o exercício do agachamento é o que ativa mais os músculos quando em comparação com os outros exercícios para todos os níveis de carga, de maneira similar às outras análises mostradas anteriormente.

Os resultados encontrados são semelhantes aos reportados por Lutz et al. (1993), Steinkamp et al. (1993), Stuart et al. (1996) e Wilk et al. (1996), que apontam que os picos de momentos articulares no joelho acontecem no início da movimentação, quando o joelho está próximo de uma flexão de 90°. Isso acontece devido ser onde o braço de momento formado entre a perna e a coxa é maior. As Tabs. 11 a 13 reportam os valores dos picos de momento em cada articulação assim como a fase em que ocorre, D , e o ângulo do joelho correspondente para os três exercícios.

Tabela 11 – Picos de momento articular no exercício do *leg-press* 45°

Exercício		Carga			
<i>Leg-press</i> 45°		Leve	Média	Alta	
		0 kg	80 kg	170 kg	
Articulação	Quadril	M _{art}	-37,28 Nm	76,2 Nm	141,9 Nm
		D	99%	39%	39%
		α_{cp}	-16,2°	-134,1°	-134,1°
	Joelho	M _{art}	4,97 Nm	68,4 Nm	143,3 Nm
		D	39%	53%	57%
		α_{cp}	-134,1°	-116,0°	-110,5°
	Tornozelo	M _{art}	30,9 Nm	65,4 Nm	200 Nm
		D	99%	43%	39%
		α_{cp}	-16,2°	-129,1°	-134,1°

Fonte: autor

Tabela 12 – Picos de momento articular no exercício do *leg-press* horizontal

Exercício		Carga			
<i>Leg-press</i> horizontal		Leve	Média	Alta	
		0 kg	70 kg	140 kg	
Articulação	Quadril	M _{art}	23,9 Nm	101,9 Nm	174,9 Nm
		D	99%	39%	45%
		α_{cp}	-16,2°	-134,1°	126,5°
	Joelho	M _{art}	-14,9 Nm	76,0 Nm	154,8 Nm
		D	99%	55%	57%
		α_{cp}	-16,2°	-113,3°	-110,5°
	Tornozelo	M _{art}	28,3 Nm	56,3 Nm	102,0 Nm
		D	51%	55%	45%
		α_{cp}	-118,7°	-113,3°	-126,5°

Fonte: autor

Tabela 13 – Picos de momento articular no exercício do agachamento

Exercício		Carga			
Agachamento		Leve	Média	Alta	
		0 kg	50 kg	110 kg	
Articulação	Quadril	M _{art}	88,4 Nm	169,1 Nm	272,1 Nm
		D	53%	49%	49%
		α_{cp}	-116,0°	-121,3°	-121,3°
	Joelho	M _{art}	51,8 Nm	89,7 Nm	136,2 Nm
		D	65%	71%	75%
		α_{cp}	-98,9°	-89,5°	-82,8°
	Tornozelo	M _{art}	41,0 Nm	67,5 Nm	109,5 Nm
		D	57%	53%	49%
		α_{cp}	-110,5°	-116,0°	-121,3°

Fonte: autor

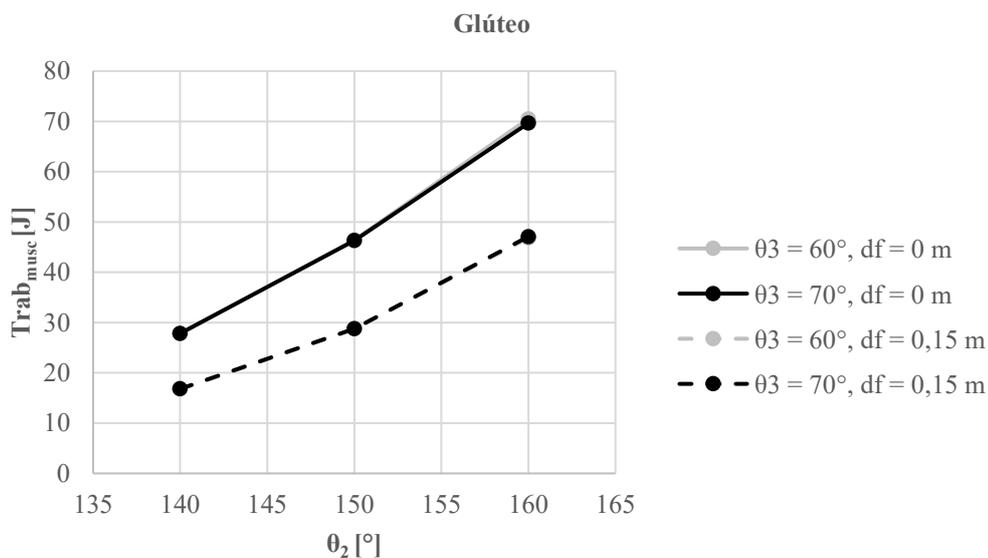
5.2 COMPARAÇÃO ENTRE CONFIGURAÇÕES

Considerando os resultados obtidos e citados anteriormente sobre a diminuição da amplitude após a carga máxima ser atingida, as análises mostradas nesta seção do trabalho consideraram 140 kg de carga adicional para o *Leg-press* 45°, 110 kg para o *Leg-press* horizontal e 90 kg para o agachamento, correspondendo a 80% das máximas encontradas.

5.2.1 Leg-press 45°

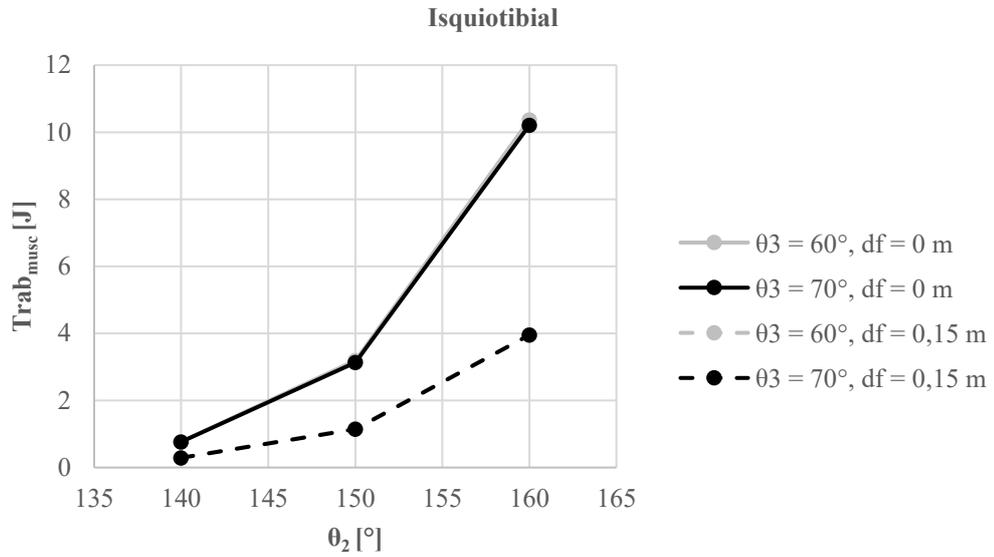
As Figs. 27 a 29 ilustram para o exercício do *leg-press* 45° as médias dos trabalhos das forças musculares em cada grupo, nas 12 configurações do exercício testadas conforme Tab. 5.

Figura 27 – Trabalho muscular do glúteo nas variações do *leg-press* 45°



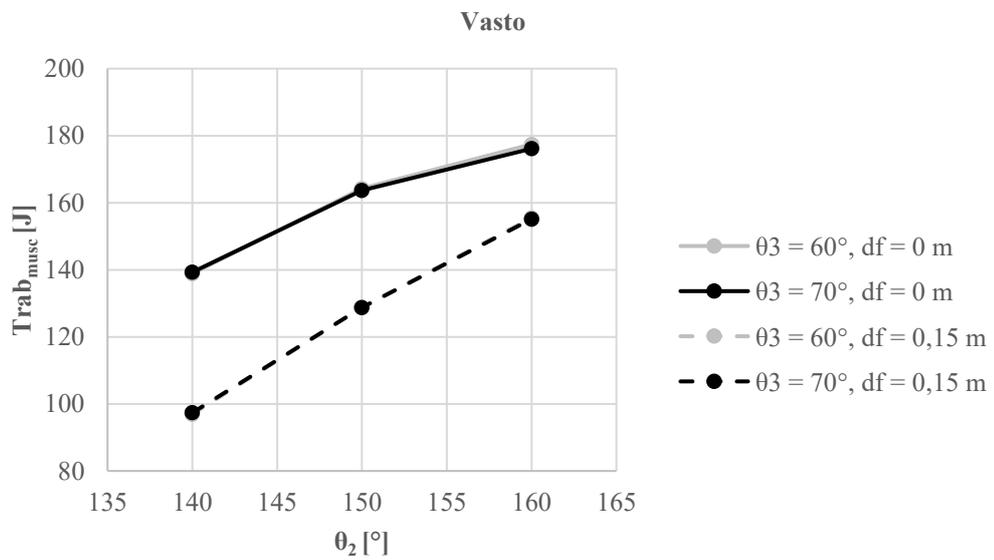
Fonte: autor

Figura 28 – Trabalho muscular do isquiotibial nas variações do *leg-press* 45°



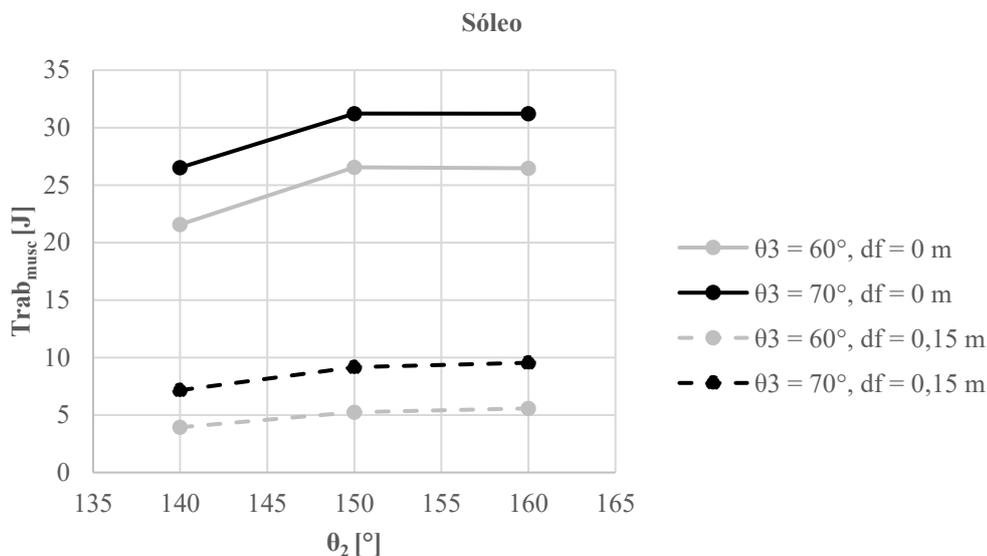
Fonte: autor

Figura 29 – Trabalho muscular do vasto intermédio nas variações do *leg-press* 45°



Fonte: autor

Figura 30 – Trabalho muscular do sóleo nas variações do *leg-press* 45°



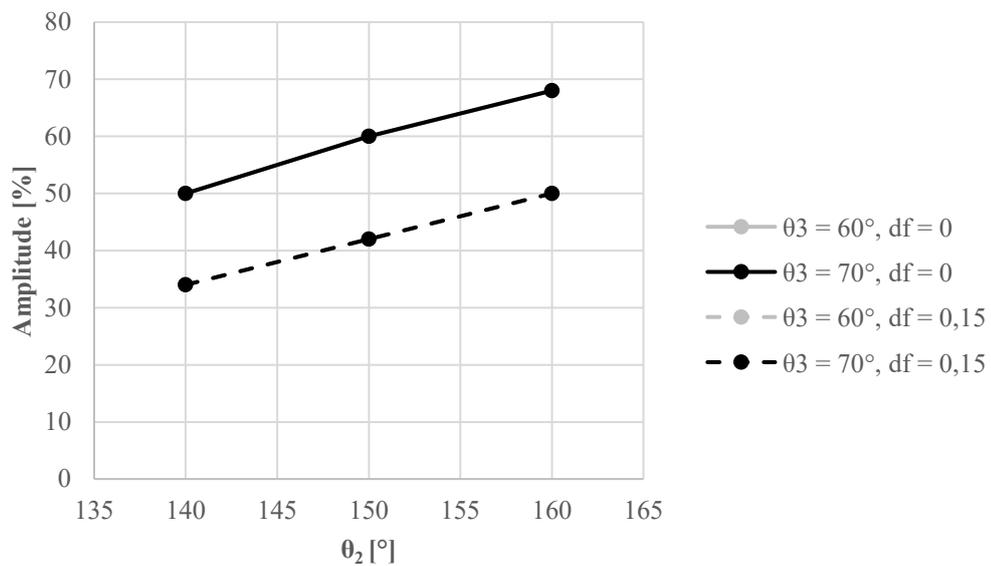
Fonte: autor

Neste exercício, ao observar o efeito das variações do ângulo θ_2 (ângulo de inclinação do encosto do tronco com o chão) mantendo θ_3 e d_f constantes, foi possível observar que o seu aumento (inclinação menor do encosto, de acordo com Fig. 9) aumenta o trabalho dos músculos agonistas, com exceção do músculo sóleo, que com $\theta_2 > 150^\circ$, não expressou aumento significativo. A sensibilidade do isquiotibial às mudanças em θ_2 foi maior que para os outros músculos, embora o trabalho deste grupo muscular neste exercício seja relativamente reduzido. Isso se dá devido ao aumento do ângulo θ_2 diminuir o comprimento deste músculo, trazendo-o para mais perto de sua região ótima, conforme mostra a Fig. 23, o que acaba o tornando mais eficaz e, portanto, sendo estimulado para ser ativado pela função custo.

Os efeitos das mudanças no ângulo θ_3 (ângulo da plataforma de apoio para os pés) não se mostraram expressivos nos grupos musculares do glúteo, isquiotibial e vasto intermédio, como era esperado. Somente houve mudanças no trabalho muscular do sóleo. A mudança de 70° para 60° faz com que este músculo trabalhe em um comprimento menor durante a execução do exercício em geral, e por consequência, se distancia mais de sua região ótima. Por consequência, o músculo se torna menos eficaz, o que faz com que seja menos ativado, além de produzir menos força, de acordo com a relação *força-comprimento*, contribuindo para um trabalho muscular médio menor.

Ao explorar as mudanças no posicionamento do pé, é possível observar que os músculos exercem trabalho consideravelmente menor ao se posicionar os mesmos com d_f maior, isto é, mais para cima na plataforma. Isso se deve ao fato de haver uma mudança considerável na amplitude do movimento, conforme mostra a Fig. 31. Essa diminuição da amplitude faz com que haja uma diminuição direta no trabalho total exercido pelas forças musculares dos grupos.

Figura 31 – Amplitude do exercício *leg-press* 45° em suas variações

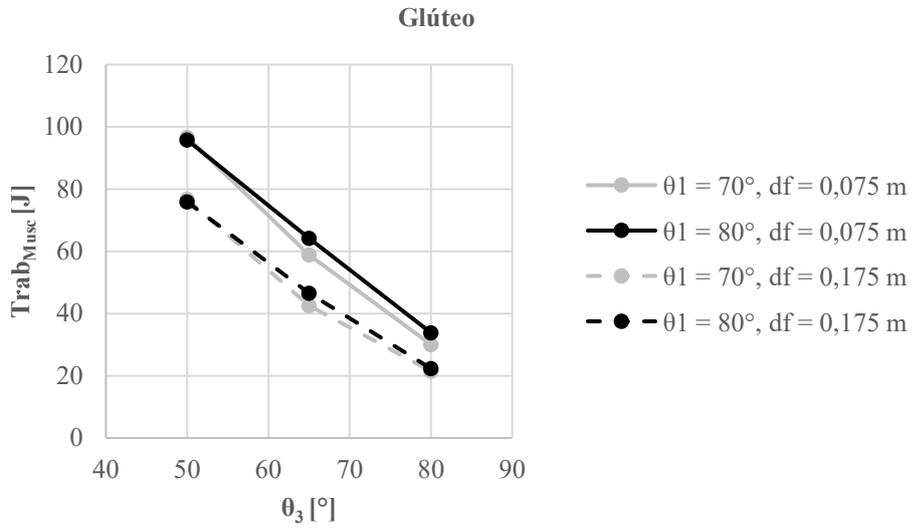


Fonte: autor

5.2.2 Leg-press horizontal

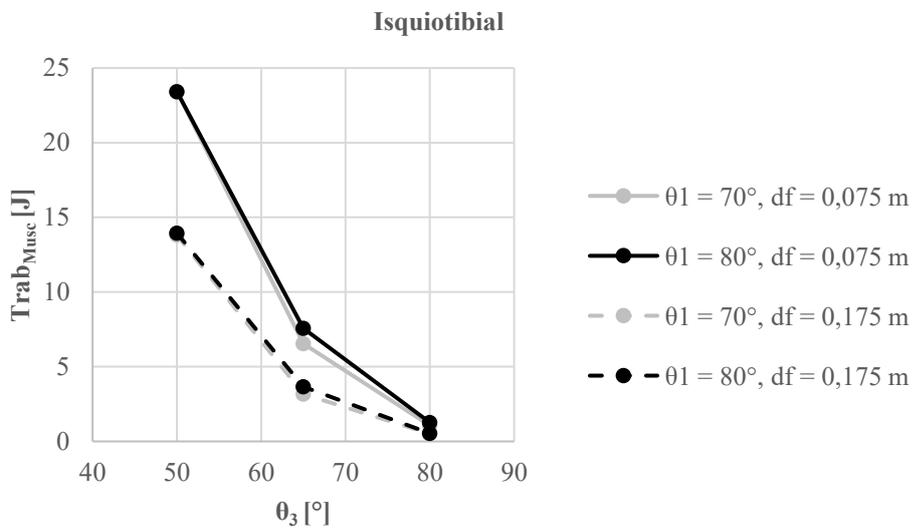
As Figs. 32 a 35 ilustram para o exercício do *leg-press* horizontal os trabalhos das forças musculares em cada grupo, nas 12 configurações do exercício, conforme Fig. 12 e Tab. 6.

Figura 32 – Trabalho muscular do glúteo nas variações do *leg-press* horizontal



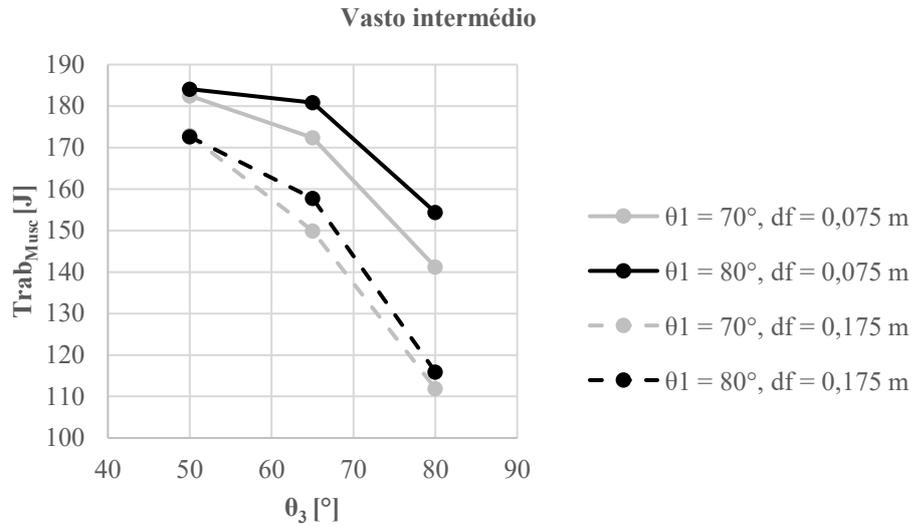
Fonte: autor

Figura 33 – Trabalho muscular do isquiotibial nas variações do *leg-press* horizontal



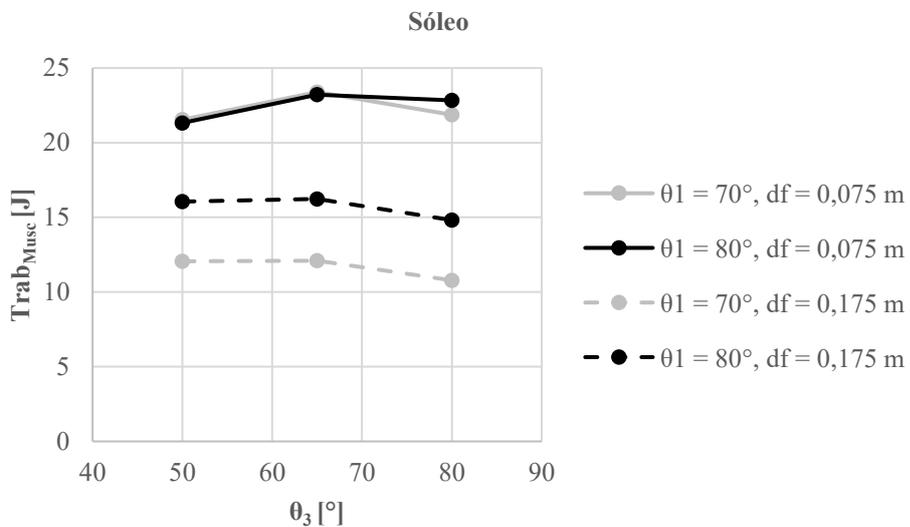
Fonte: autor

Figura 34 – Trabalho muscular do vasto intermédio nas variações do *leg-press* horizontal



Fonte: autor

Figura 35 – Trabalho muscular do sóleo nas variações do *leg-press* horizontal



Fonte: autor

As alterações no ângulo do tronco no exercício do *leg-press* horizontal ocorrem de maneira similar ao *leg-press* 45, porém é importante lembrar que aqui, um aumento em θ_3 deixa o indivíduo mais ereto, isto é, com o tronco mais alinhado com a referência vertical, enquanto que no outro exercício, o aumento de θ_2 deixa o indivíduo mais “deitado” e menos flexionado. Nos dois casos, uma inclinação do tronco associada a um quadril mais estendido

favoreceu um aumento do trabalho realizado pelos músculos. Configurações com o quadril mais fletido tendem a distanciar o comprimento do glúteo de seu comprimento ótimo, diminuindo a sua capacidade de gerar força. Tendência similar é observada para o isquiotibial.

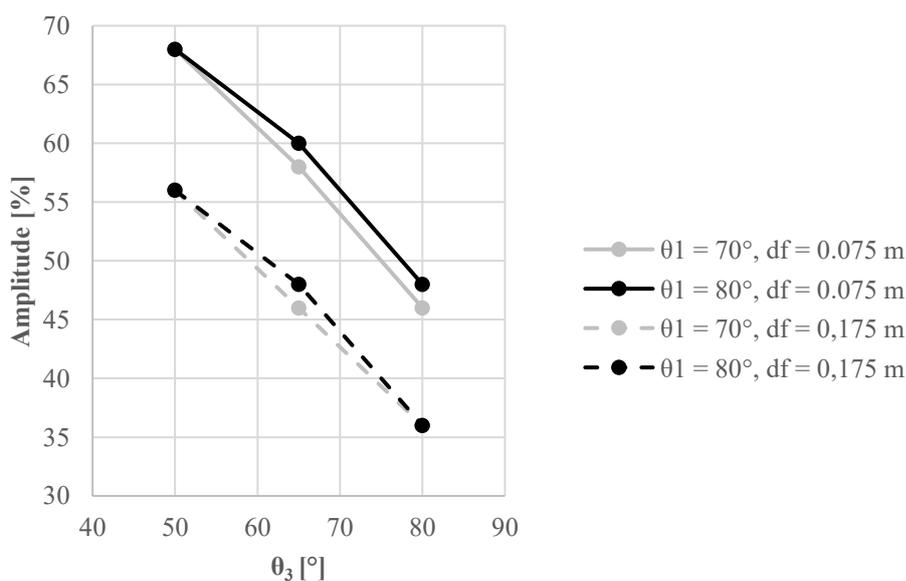
Com isso, o aumento deste ângulo neste exercício faz com que se tenha uma diminuição no trabalho realizado pelos grupos musculares do glúteo, isquiotibial e vasto intermédio, com exceção do sóleo, que de 50 para 65° mostra um leve aumento quando com $d_f = 0,075$ m e $\theta_1 = 70^\circ$ e 80° . Acima de $\theta_3 = 65^\circ$, o trabalho deste músculo diminui. Não houve alterações significativas quando θ_2 passa de 50° para 65° com $d_f = 0,175$ m.

Os músculos glúteo e isquiotibial não foram tão sensíveis às mudanças de θ_1 , já que são músculos que não cruzam a articulação do tornozelo, mas as mudanças em θ_3 e d_f causaram uma redução importante no trabalho realizado pelo isquiotibial, diminuindo-o em até 94,5% quando $\theta_1 = 80^\circ$ e $d_f = 0,075$ m.

O vasto intermédio, se mostrou mais sensível às variações de θ_3 quando em configurações de valores mais altos. Como este músculo é monoarticular, sua sensibilidade está muito mais relacionada às mudanças na amplitude do movimento, conforme mostra a Fig. 36.

Novamente, o músculo sóleo se mostrou mais sensível às variações de d_f e ângulo da plataforma do pé, neste caso θ_1 , do que os outros grupos musculares. Neste caso, as alterações em θ_1 compensam a diminuição de amplitude do movimento.

Figura 36 – Amplitude do exercício *leg-press* horizontal em suas variações

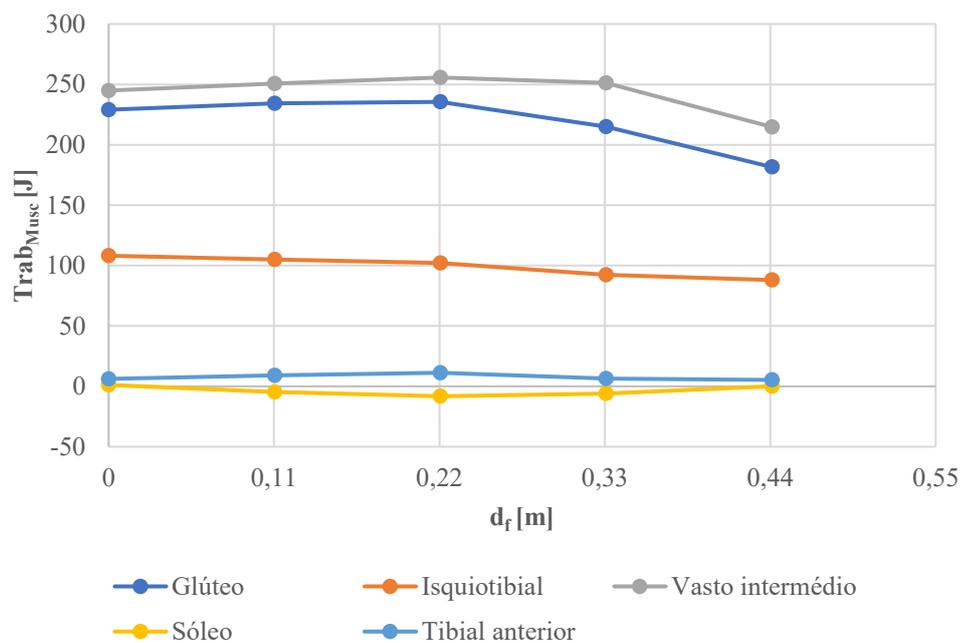


Fonte: autor

5.2.3 Agachamento

A Fig. 37 ilustra para o exercício do agachamento o trabalho das forças musculares nas configurações do exercício, conforme Fig. 16 e Tab. 7.

Figura 37 – Trabalho muscular nas diferentes configurações do agachamento



Fonte: autor

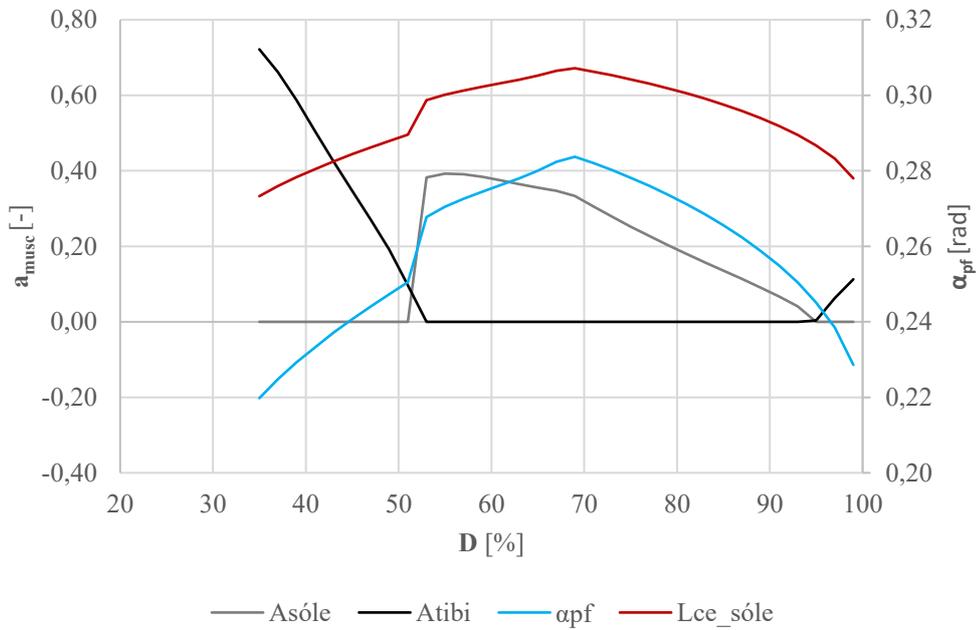
Para o exercício do agachamento, apenas o posicionamento dos pés atuou como variável, criando as diferentes configurações do mesmo. Na Fig. 37, estão destacados os trabalhos realizados pelas forças musculares dos grupos mais relevantes em cada configuração.

Nesta figura, fica evidente a protagonismo dos músculos glúteo e vasto intermédio, ambos monoarticulares. Como regra geral, há uma diminuição do trabalho muscular total com o distanciamento do pé em relação à guia vertical, aumento de d_f , havendo uma sensibilidade maior após 0,22 m no glúteo e vasto. Isso acontece principalmente pela diminuição da amplitude de movimento, que será mostrada mais adiante.

É possível notar também um trabalho negativo exercido pelo sóleo, causado por uma presença de ativação muscular enquanto o musculo se estende, conforme mostra a Fig. 38. Nela, estão ilustradas a ativação dos músculos sóleo e tibial anterior, além do comprimento do

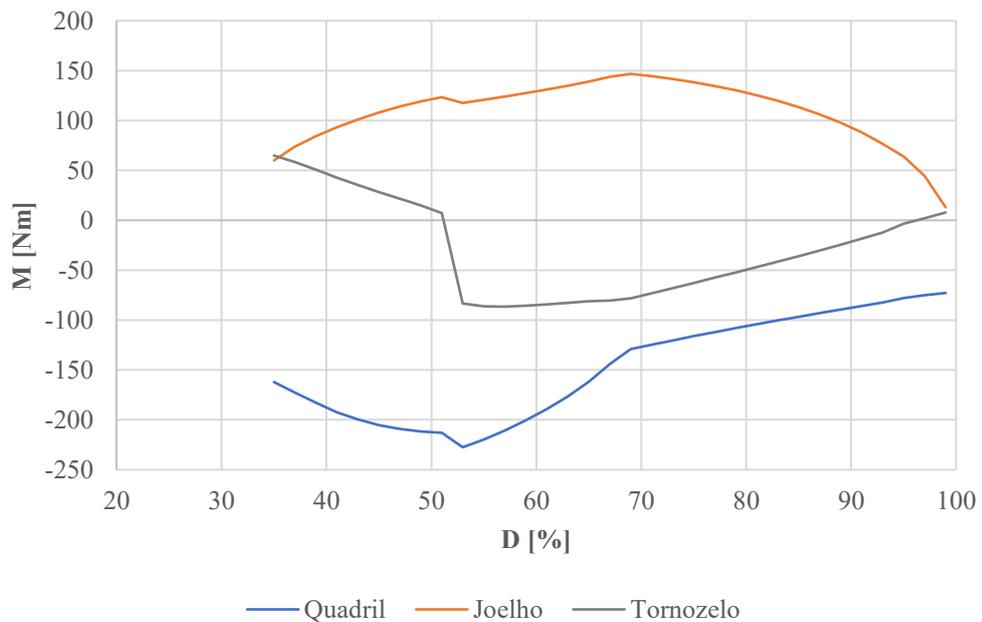
elemento contrátil do sóleo e o ângulo da perna e a Fig. 39 mostra os momentos articulares para o exercício do agachamento com $d_f = 0,22$ m.

Figura 38 – Detalhes do comportamento dos músculos na articulação do tornozelo.



Fonte: autor

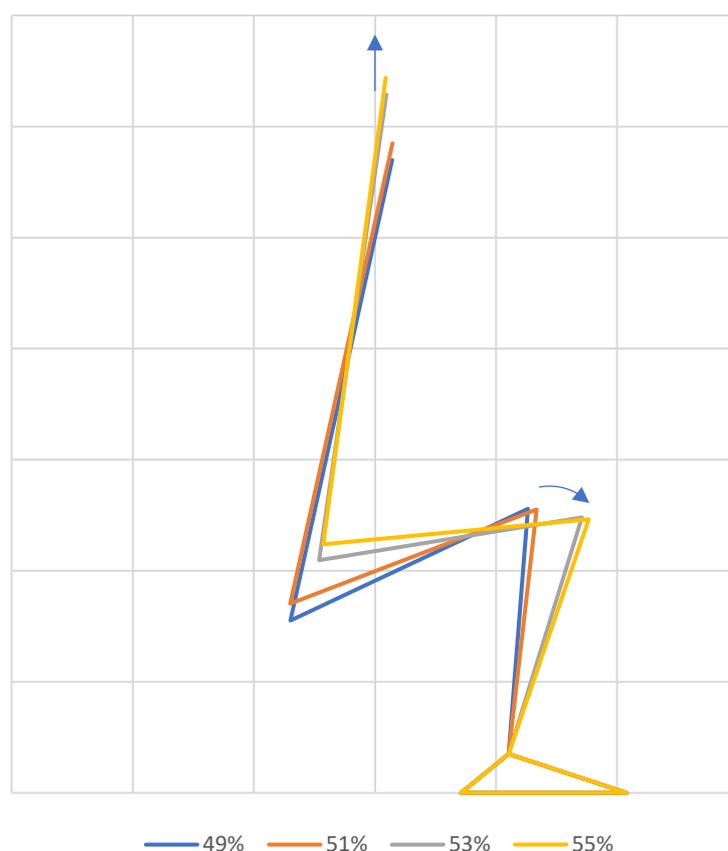
Figura 39 – Momentos articulares no agachamento com $d_f = 0,22$ m e carga = 90 kg



Fonte: autor

Até $D = 51\%$, é possível verificar, pelo momento articular no tornozelo, que o comportamento existente na execução do exercício tendia a causar uma flexão da perna, (i.e., o joelho se deslocando à frente), e, a partir dessa posição, há uma inversão do momento, mas não do sentido da movimentação. O joelho continua se movendo à frente, causando uma extensão do músculo sóleo. Este por sua vez, para contrapor o momento gerado, recebe ativação, o que faz com que o trabalho da força muscular assuma valor negativo. Isto na prática não é esperado, mas é causado pelo caráter quase-estático da simulação. Além disso, como α_{pr} é tratada como variável otimizada aqui, o perfil do movimento se torna uma das saídas da simulação, e como não há a necessidade de se ter uma conexão entre a posição anterior e a posição a ser otimizada, a solução do problema tende a apresentar “degraus”. A Fig. 40 mostra no plano sagital as posições em $D = 49\%$, 51% , 53% e 55% .

Figura 40 – Detalhes da movimentação no agachamento com $d_f = 0,22$ m e carga = 90 kg

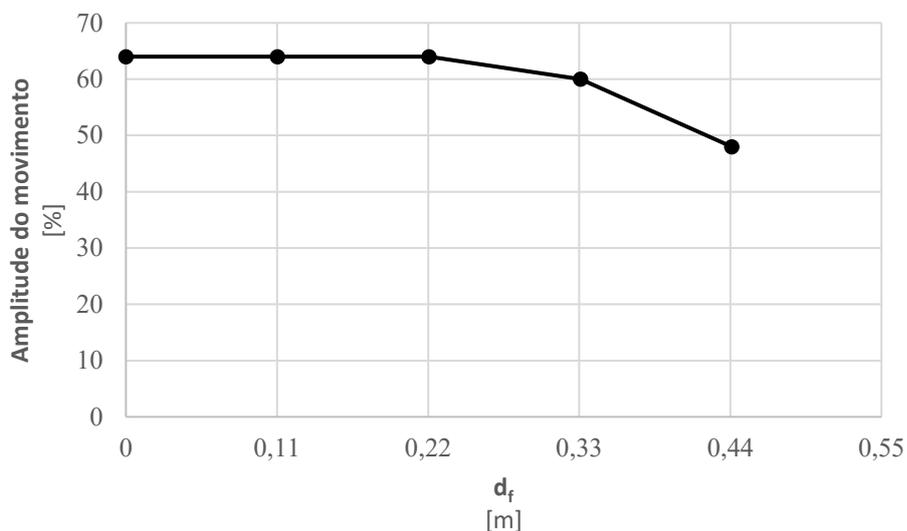


Fonte: autor

No exercício do agachamento, conforme as variações de d_f criaram novas configurações, as amplitudes dos movimentos também mudaram, porém de maneira bem mais

amena que nos outros exercícios, sendo mais sensível apenas acima de $d_f = 0,33$ m. A Fig. 41 ilustra esse efeito. Este efeito explica em parte a diminuição do trabalho dos músculos glúteo e vasto evidenciada na Fig. 37.

Figura 41 – Amplitudes do agachamento em suas configurações



Fonte: autor

Para verificação e elucidação do comportamento das ativações, forças e trabalhos musculares envolvidos quando as cargas inerciais estão presentes, foram elaborados experimentos práticos para cada um dos exercícios, conforme mostra o anexo B deste trabalho.

Embora tenham sido identificadas diferenças esperadas entre as condições quase-estáticas e dinâmicas, por conta da aceleração e desaceleração nas fases inicial e final do movimento, respectivamente, os dados obtidos indicam que há uma aderência muito fiel entre os dois casos.

6 CONCLUSÃO

O trabalho mostra a existência de diferenças na coordenação muscular ao realizar os exercícios de *leg-press* 45°, *leg-press* horizontal e agachamento com barras guiadas, todos voltados para fortalecimento de membros inferiores. Esta abordagem pode ser aplicada para a investigação de outros exercícios. Evidenciou-se que o exercício do agachamento está atrelado aos maiores níveis de energia principalmente porque o próprio tronco age como carregamento para a realização do exercício. A presença de cocontração muscular no joelho (i.e., contrações musculares simultâneas nos músculos flexores e extensores), também foi evidenciada em todos os exercícios, com predominância no agachamento, efeito devido à presença de músculos biarticulares tais com o isquiotibial que age como agonista no quadril e antagonista no joelho.

O perfil de ativação muscular e momentos nas articulações são semelhantes aos reportados em estudos experimentais de outros autores, com valores maiores quando os membros estão mais flexionados.

Este trabalho também contribuiu para o entendimento das consequências em se mudar as características geométricas dos equipamentos, o que pode acontecer de maneira imperceptível durante a prática dos exercícios, mas tem impactos diretos na coordenação muscular do indivíduo que os executa, como por exemplo as alterações no trabalho realizado pela força muscular do glúteo ao se alterar a angulação do encosto nos equipamentos de *leg-press*.

Além disso, este trabalho permite auxiliar a prescrição de protocolos de treinamento quando os objetivos do indivíduo ou atleta estão mais relacionados ao desenvolvimento de um músculo específico. Desconsiderando o fato de o agachamento ser o exercício em que mais se observa trabalho realizado pelas forças musculares em geral, ao comparar a realização dos exercícios com cargas máximas, fica nítido que não há muita diferença no trabalho realizado pelas forças musculares entre os exercícios de *leg-press*, além de estes não incentivarem o grupo isquiotibial consideravelmente. Portanto, quando o objetivo for estimular o isquiotibial, indica-se a busca pelo exercício do agachamento. Já quando o objetivo for estimular o grupo do vasto intermédio, a execução em aparelhos de *leg-press* pode ser considerada sem prejuízos maiores. Por outro lado, caso o objetivo seja o estímulo do glúteo, o exercício do agachamento continua se mostrando o mais vantajoso.

Por fim, entende-se que é de grande valia que os educadores físicos ou fisioterapeutas tenham pleno conhecimento das diferenças existentes entre cada um dos exercícios, o que pode ser aprimorado com o conhecimento deste trabalho, a fim de prescrever corretamente programas de treinamento e reabilitação para os objetivos específicos de cada aluno ou paciente.

7 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, propõe-se utilizar os modelos aqui aplicados de forma a avaliar também as forças de compressão e cisalhamento nas articulações, o que pode auxiliar a avaliação do risco de lesões nos ligamentos em cada exercício.

Adicionar maior complexidade ao sistema musculoesquelético do modelo, tal como aplicar funções não lineares de braços de momentos nas articulações, elasticidade no modelo do tendão e dinâmica de ativação podem trazer resultados mais precisos, caso a intenção seja obtê-los para algum caso específico. Isto deverá estar atrelado a um esforço no sentido de validar de maneira mais sistemática o modelo.

Aplicar o modelo para outros exercícios de extensão de pernas para aumentar o banco de dados e aprimorar as comparações, além de estimar por meio de otimização, qual poderia ser uma geometria ideal de equipamento para otimizar determinado critério de desempenho, como a minimização de forças de cisalhamento nas articulações ou a maximização de ativação muscular em um grupo específico.

REFERÊNCIAS

- ACKERMANN, M.; VAN DEN BOGERT, A. J. Optimality principles for model-based prediction of human gait. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1055-1060, 2010.
- BOBBERT, M. F. Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? **Journal of Applied Physiology**, v. 112, p. 1975-1983, jun. 2011.
- CORMIE, P.; MCGUIGAN, M. R.; NEWTON, R. U. Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 8, p. 1582-1598, 2010.
- ERDEMIR, A. et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 131-154, 2007.
- ESCAMILA, R. F. et al. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 4, p. 556-569, abr. 1998.
- FRY, A. C.; SMITH, J. C.; SCHILLING, B. K. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 4, p. 629-633, 2003.
- GIROUX, C. et al. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? **International Journal of Sports Medicine**, v. 36, p. 143-149, jun. 2014.
- JAKOBSEN, M. D. et al. Muscle activity during leg strengthening exercise using free weights and elastic resistance: Effects of ballistic vs controlled contractions. **Human Movement Science**, v. 32, p. 65-78, dez. 2012.
- LUTZ, G. E. et al. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 75-A, n. 5, p. 732-739, mai. 1993.
- PADULO, J. et al. Lower limb force, velocity, power capabilities during leg press and squat movements. **International Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 14, p. 1083-1089, jul. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1055/s-0043-118341>>. Acesso em 7 dez. 2017.
- RIENER, R.; EDRICH, T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. **Journal of Biomechanics**, v. 32, p. 539-544, 1999.
- ROSSI, F. E. et al. Strength, body composition, and functional outcomes in the squat versus leg press exercises. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, p. 1827-1928, out. 2016.
- SAMOZINO, P. et al. Optimal force-velocity profile in ballistic movements - Altius; Citius or Fortius? **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 44, n. 2, p. 313-322, 2011.

STEINKAMP, L. A. et al. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 3, p. 438-444, 1993.

STUART, M. J. et al. Comparison os intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 6, p. 792-799, 1996.

VAN DEN BOGERT, A. J.; BLANA, D.; HEINRICH, D. Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. In: SYMPOSIUM ON HUMAN BODY DYNAMICS. 2., 2011, IUTAM. **Proceedings...** IUTAM: Elsevier, 2011. p. 297-316.
Disponível em: <www.elsevier.com/locate/procedia> Acesso em: 20 jan. 2018.

WILK, K. E. et al. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 4, p. 518-527, 1996.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4. ed. Waterloo, Ontario, Canada: John Wiley & Sons, 2009.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global action plan on physical activity 2018–2030: more active people for a healthier world**. World Health Organization. Geneva, 104 p. 2018. ISBN: 978-92-4-151418-7.

ZAJAC, F. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 17, n. 4, p. 359-410, 1989.

ZHENG, N. et al. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercises. **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 963-967, 1998.

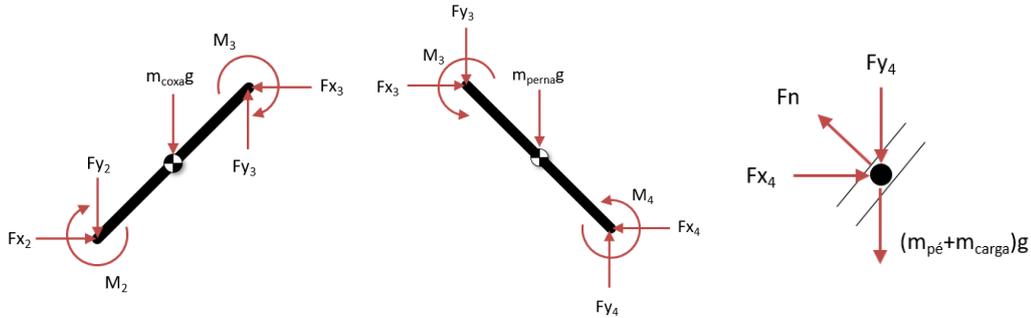
ANEXO A – EQUAÇÕES UTILIZADAS

Para facilitar a visualização das variáveis envolvidas na modelagem dos equipamentos, as Figs. 42 a 44 irão ilustrar os diagramas de corpos livres utilizados nos modelos.

As aplicações do equilíbrio estático e Teorema do Momento Angular e Teorema do Movimento do Baricentro são representadas pelos sistemas de equações 15 a 17.

A.1 – Leg-press 45°

Figura 42 – Diagrama de corpo livre do equipamento *leg-press* 45°

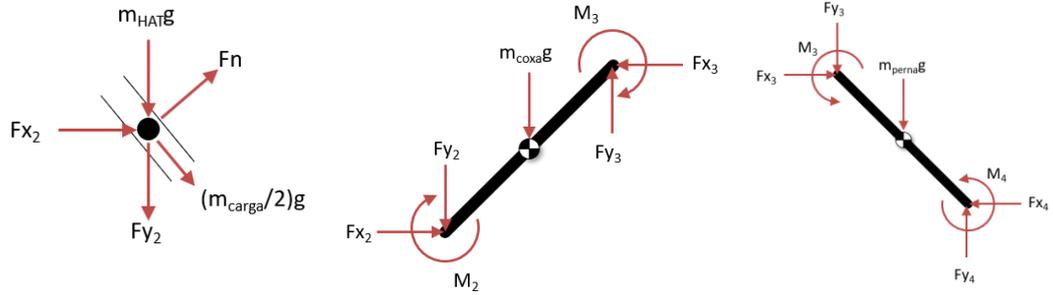


Fonte: autor

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ y_9 - y_2 & x_9 - x_2 & -1 & y_3 - y_9 & x_3 - x_9 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & y_{10} - y_3 & x_{10} - x_3 & 1 & y_4 - y_{10} & x_4 - x_{10} & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Fx_2 \\ Fy_2 \\ M_2 \\ Fx_3 \\ Fy_3 \\ M_3 \\ Fx_4 \\ Fy_4 \\ M_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{coxa} \ddot{x}_{coxa} \\ m_{coxa} (\ddot{y}_{coxa} + g) \\ i_{coxa} \ddot{\alpha}_{cr} \\ m_{perna} \ddot{x}_{perna} \\ m_{perna} (\ddot{y}_{perna} + g) \\ i_{perna} \ddot{\alpha}_{pr} \\ \left(m_{pé} + \frac{m_{carga}}{2} \right) \ddot{x}_{pé} + F_n \sin(\theta_1) \\ \left(m_{pé} + \frac{m_{carga}}{2} \right) (\ddot{y}_{pé} + g) - F_n \cos(\theta_1) \\ M_4 \end{bmatrix} \quad (15)$$

A.2 – Leg-press horizontal

Figura 43 – Diagrama de corpo livre do equipamento *leg-press* horizontal

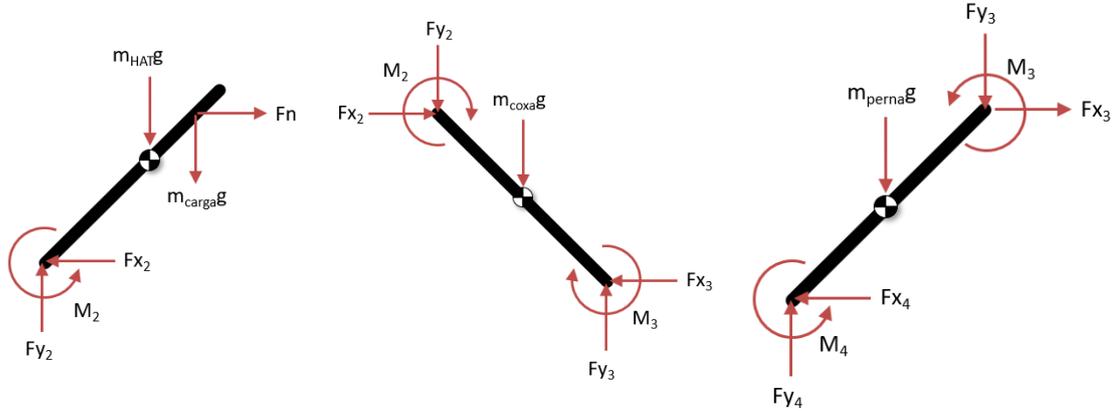


Fonte: autor

$$\begin{bmatrix}
 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 y_9 - y_2 & x_9 - x_2 & -1 & y_3 - y_9 & x_3 - x_9 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & y_{10} - y_3 & x_{10} - x_3 & 1 & y_4 - y_{10} & x_4 - x_{10} & 1 & 0 \\
 -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 Fx_2 \\
 Fy_2 \\
 M_2 \\
 Fx_3 \\
 Fy_3 \\
 M_3 \\
 Fx_4 \\
 Fy_4 \\
 M_4
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 m_{coxa} \ddot{x}_{coxa} \\
 m_{coxa} (\ddot{y}_{coxa} + g) \\
 i_{coxa} \ddot{\alpha}_{cr} \\
 m_{perna} \ddot{x}_{perna} \\
 m_{perna} (\ddot{y}_{perna} + g) \\
 i_{perna} \ddot{\alpha}_{pr} \\
 \frac{m_{HAT} \ddot{x}_{HAT}}{2} - F_n \cos\left(\theta_2 - \frac{\pi}{2}\right) - m_{carga} \frac{(\ddot{y}_{carga} + g) \cos(\theta_2 - \pi)}{2} \\
 \frac{m_{HAT} (\ddot{y}_{HAT} + g)}{2} - F_n \sin\left(\theta_2 - \frac{\pi}{2}\right) + m_{carga} \frac{(\ddot{y}_{carga} + g) \sin(\theta_2 - \pi)}{2} \\
 M_2
 \end{bmatrix}
 \quad (16)$$

A.3 – Agachamento guiado por barras

Figura 44 – Modelo do equipamento do agachamento guiado por barras



Fonte: autor

$$\begin{bmatrix}
 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 y_9 - y_2 & x_9 - x_2 & -1 & y_3 - y_9 & x_3 - x_9 & -1 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & y_{10} - y_3 & x_{10} - x_3 & 1 & y_4 - y_{10} & x_4 - x_{10} & 1 \\
 -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 2(y_2 - y_8) & 2(x_2 - x_8) & 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 Fx_2 \\
 Fy_2 \\
 M_2 \\
 Fx_3 \\
 Fy_3 \\
 M_3 \\
 Fx_4 \\
 Fy_4 \\
 M_4
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 m_{coxa} \ddot{x}_{coxa} \\
 m_{coxa} (\ddot{y}_{coxa} + g) \\
 i_{coxa} \ddot{\alpha}_{cr} \\
 m_{perna} \ddot{x}_{perna} \\
 m_{perna} (\ddot{y}_{perna} + g) \\
 i_{perna} \ddot{\alpha}_{pr} \\
 m_{HAT} \ddot{x}_{HAT} - F_n \\
 m_{HAT} (\ddot{y}_{HAT} + g) + m_{carga} (\ddot{y}_{carga} + g) \\
 i_{HAT} \ddot{\alpha}_{tr} + F_n (y_6 + y_8) + m_{carga} (\ddot{y}_{carga} + g) (x_6 + x_8)
 \end{bmatrix}
 \quad (17)$$

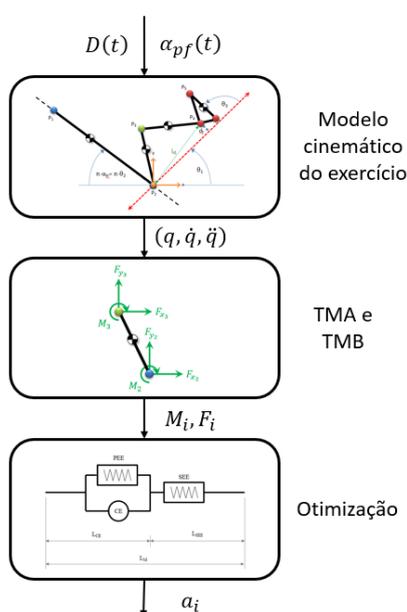
ANEXO B – VERIFICAÇÃO DO COMPORTAMENTO SOB INFLUÊNCIA DAS CARGAS INERCIAIS POR MEIO DE DINÂMICA INVERSA

Nesta parte do trabalho, são mostradas as mesmas simulações realizadas anteriormente, porém agora considerando os efeitos inerciais, tentando representar de maneira breve uma execução real dos exercícios. Esta avaliação objetiva quantificar a influência das forças inerciais nas estimativas por meio da comparação dos resultados com aqueles obtidas para as simulações quase-estáticas, que se assemelham mais a protocolos de isometria, onde o indivíduo tenta “segurar” uma carga em uma determinada posição.

Para poder realizar esta investigação, a técnica da dinâmica inversa foi empregada, que consiste em determinar quais forças e momentos são atrelados a um perfil de movimento conhecido. A aplicação desta técnica neste âmbito permite que, a partir de dados da movimentação durante os exercícios, se estime por meio do modelo dinâmico quais forças e momentos atuam nas articulações.

Após essa estimativa, aplica-se novamente os modelos de interação do sistema musculoesquelético com o dos equipamentos para obter as ativações musculares responsáveis pelas forças e momentos encontrados. A Fig. 45 mostra as etapas envolvidas na aplicação da técnica de dinâmica inversa acompanhada da otimização estática.

Figura 45 – Determinação das ativações musculares por dinâmica inversa e otimização estática



Fonte: autor

Sendo imprescindível ter o acesso aos dados da movimentação nos exercícios para a análise dinâmica, foi elaborada uma sessão experimental de coleta de dados com a finalidade de se obter $D(t)$, além de $\alpha_{pr}(t)$ para o exercício do agachamento, já que estas eram as únicas variáveis que seriam suficientes para a descrição do movimento.

A um indivíduo foi solicitada a execução de 3 repetições de cada exercício com escolha de cargas adicionais com as quais estava acostumado a realizar o respectivo exercício. Aos membros foram afixadas fitas refletivas para que através de gravações de vídeo e posterior tratamento de imagem pudesse ser feita a estimativa de $D(t)$.

A Fig. 46 mostra a realização do teste do exercício *leg-press* 45°, para o qual foi utilizado protocolo similar ao utilizado para os outros dois exercícios.

Figura 46 – Gravação de execução do exercício *leg-press* 45°



Fonte: autor

Em cada exercício, uma câmera foi fixada numa posição perpendicular ao plano sagital de realização do exercício a aproximadamente 2 metros de distância, como mostrado na Fig. 46. A taxa de gravação ficou em aproximadamente 25 quadros por segundo e os adesivos refletivos foram colados nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, além de outros dois terem sido colados nos segmentos da coxa e perna.

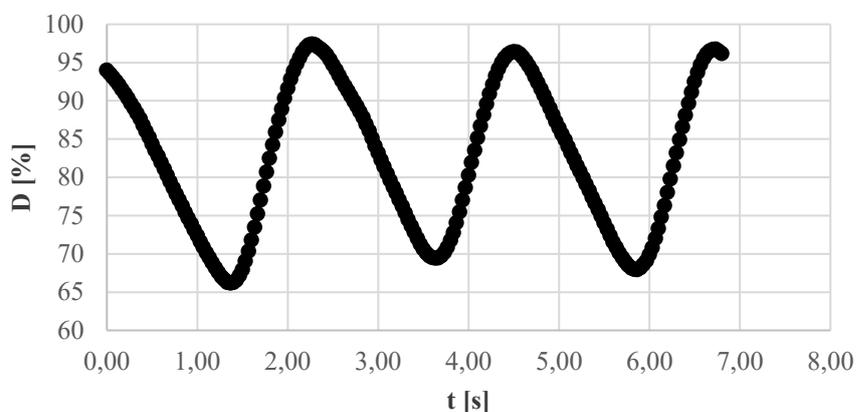
No exercício do *leg-press* 45°, foram realizadas repetições com carga adicional de 50 kg. A posição dos pés estava em $d_f = 0$ e as características do equipamento são as citadas no item 4.3.1. Para o exercício do *leg-press* horizontal, as configurações do equipamento são as citadas no item 4.4.1, a distância d_f de 0,175 m e a carga adicional utilizada foi de 100 kg.

Para o exercício do agachamento, como a barra guia inicialmente bloqueou a visibilidade dos marcadores utilizados quando na posição com $d_f = 0$ m, utilizou-se a posição de $d_f = 0,220$ m e uma carga adicional de 20 kg foi colocada no aparelho.

O tratamento das imagens e coleta das trajetórias 2D das marcas foram realizados utilizando o software Tracker® versão 5.0.6. Para os exercícios de *leg-press*, as distâncias entre os pontos das articulações foram obtidas para cada quadro gravado e para se ter a relação D , seguiu-se a equação 1. Já para o exercício do agachamento, a obtenção de D foi feita através da relação dos ângulos α_{cr} e α_{pr} com os comprimentos da coxa (L_3) e perna (L_5).

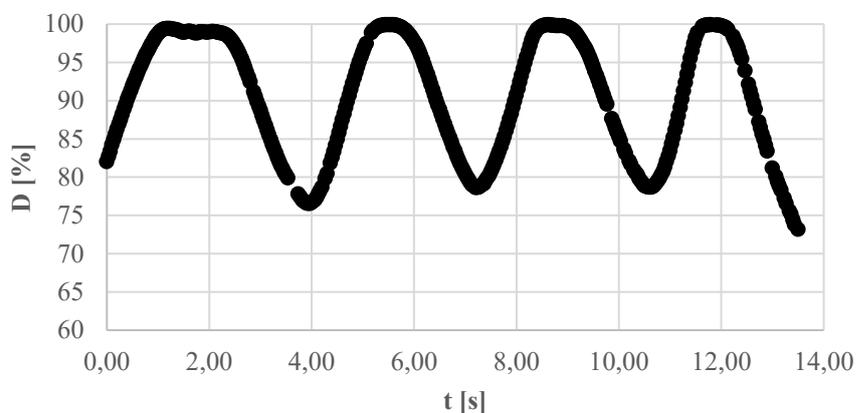
As Figs. 47 a 50 ilustram os resultados obtidos na coleta experimental.

Figura 47 – D obtida após filmagem do exercício de *leg-press* 45°



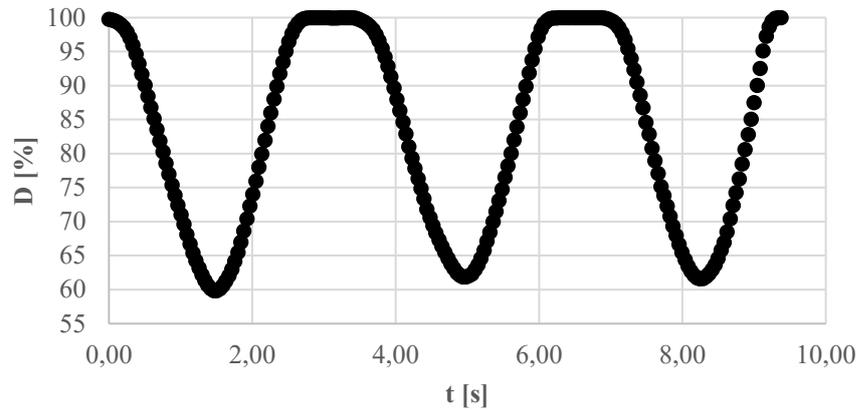
Fonte: autor

Figura 48 – D obtida após filmagem do exercício de *leg-press* horizontal



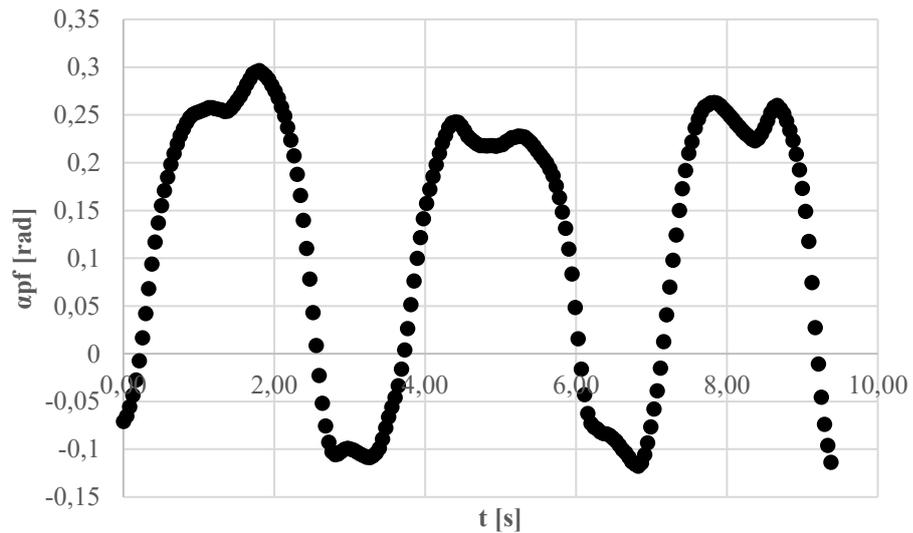
Fonte: autor

Figura 49 – D obtida após filmagem do exercício de agachamento guiado por barras



Fonte: autor

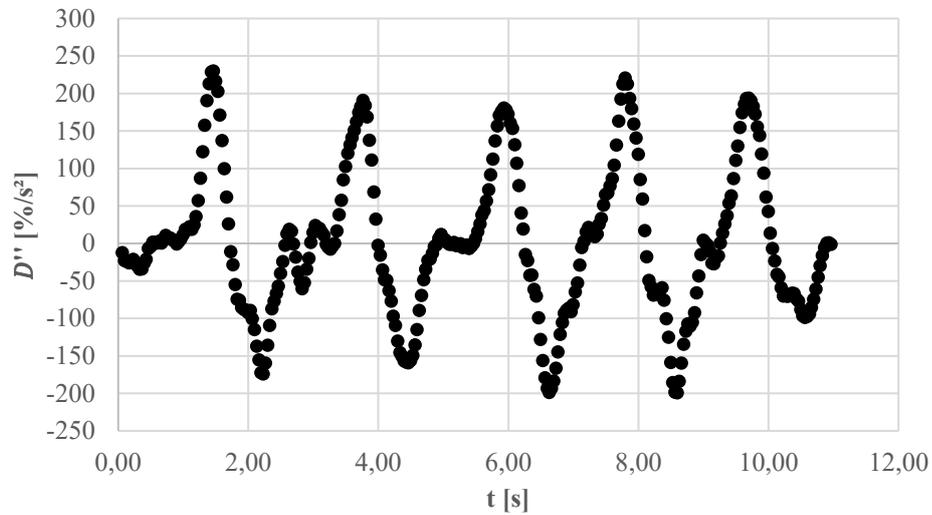
Figura 50 – α_{pf} obtido após filmagem do exercício de agachamento guiado por barras



Fonte: autor

Após a obtenção dos dados experimentais, foram aplicados filtros Butterworth de 4ª ordem bidirecionais com frequência de 3 Hz, antes do cálculo das coordenadas de cada ponto notável para posterior aplicação da dinâmica inversa. A Fig. 51 exemplifica essa filtragem utilizando os dados obtidos para o equipamento do *leg-press* 45°.

Figura 51 – Exemplo de dados processados após filtragem. Equipamento: *leg-press* 45°



Fonte: autor

As equações do TMA e TMB para cada membro foram implementadas da mesma maneira que para as análises quase-estáticas, porém agora com a utilização dos termos inerciais. Em seguida, novamente sem considerar a dinâmica de ativação muscular, para cada instante t foi aplicado um processo de otimização estática para identificar qual era a combinação de ativações musculares que minimizava a função custo citada no item 4.4.1 e satisfazia as restrições do problema. A Tab. 14 contém os momentos de inércia em relação as massas dos segmentos do indivíduo que foram consideradas para a modelagem.

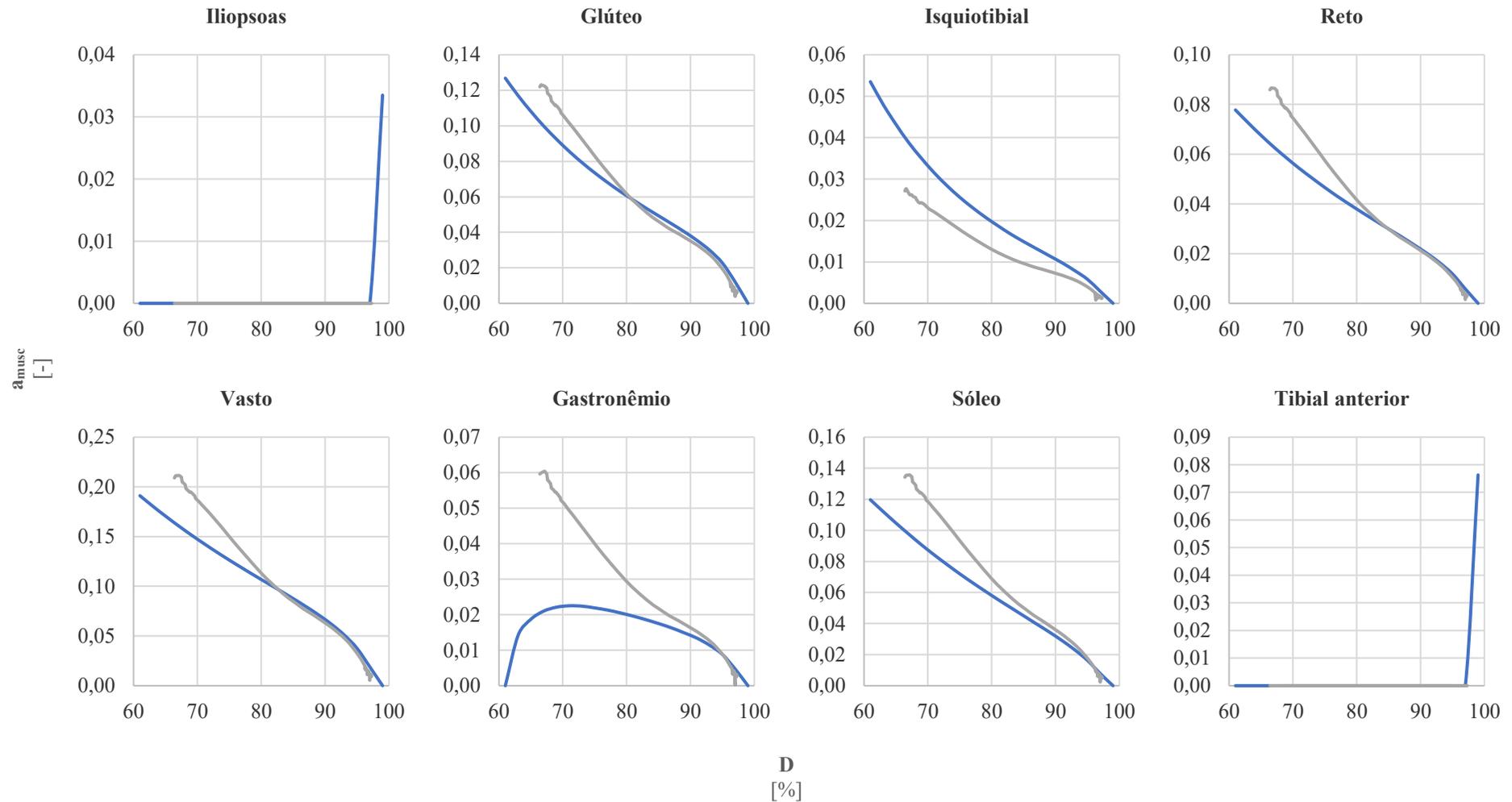
Tabela 14 – Momentos de inércia dos segmentos do indivíduo

Segmento	Momento de inércia [kg m ²]
HAT	31,654
Coxa	0,162
Perna	0,066
Pé	0,019

Fonte: autor

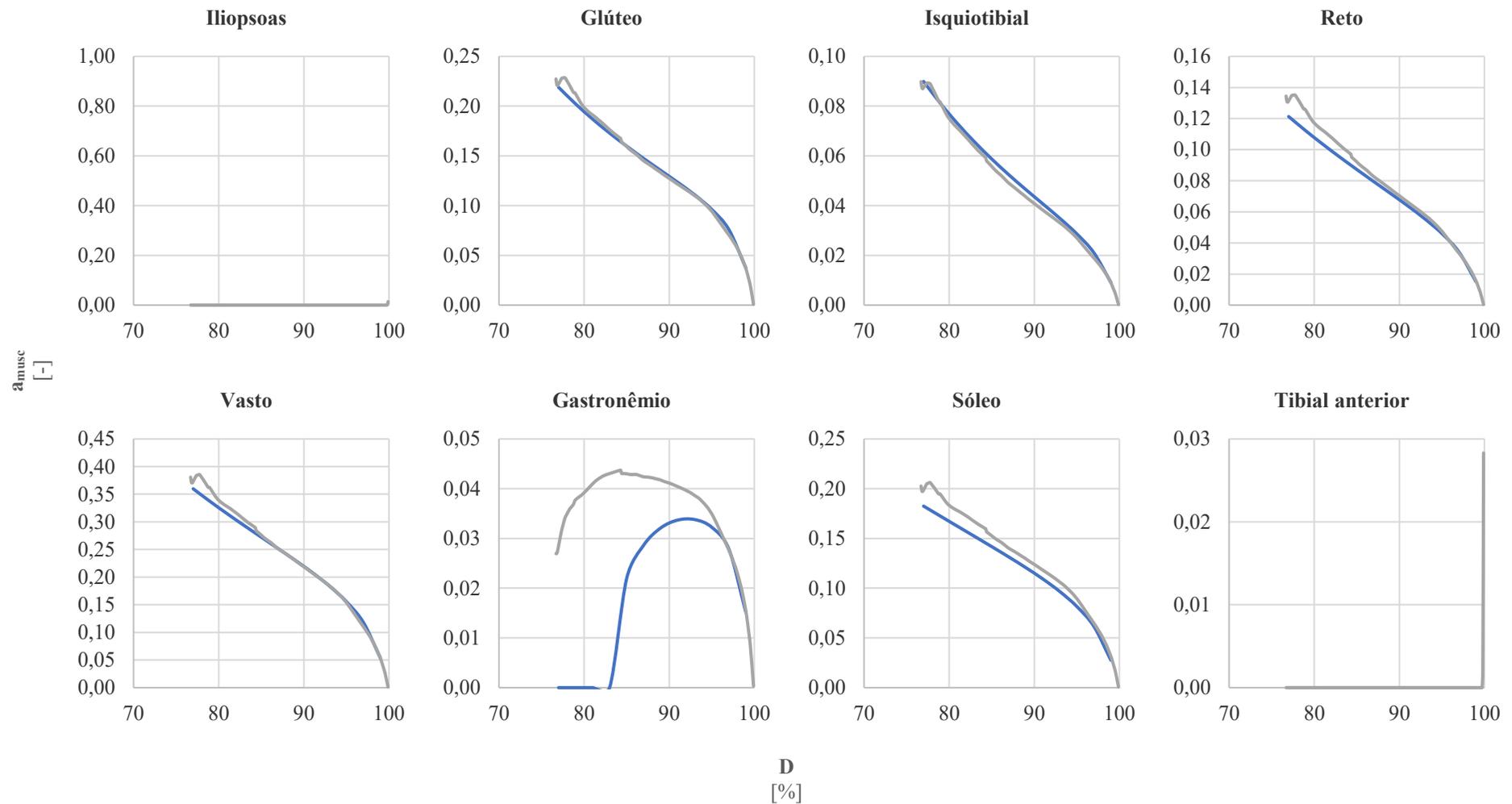
As comparações entre os perfis de ativação muscular para cada exercício com a carga utilizada no experimento prático entre as simulações estáticas e dinâmicas estão mostradas nas Figs. 52 a 54.

Figura 52 – Perfil de ativação muscular no exercício de *leg-press* 45° - estático x dinâmico. Carga = 50 kg



Fonte: autor
 Cor: azul – estático, cinza – dinâmico experimental

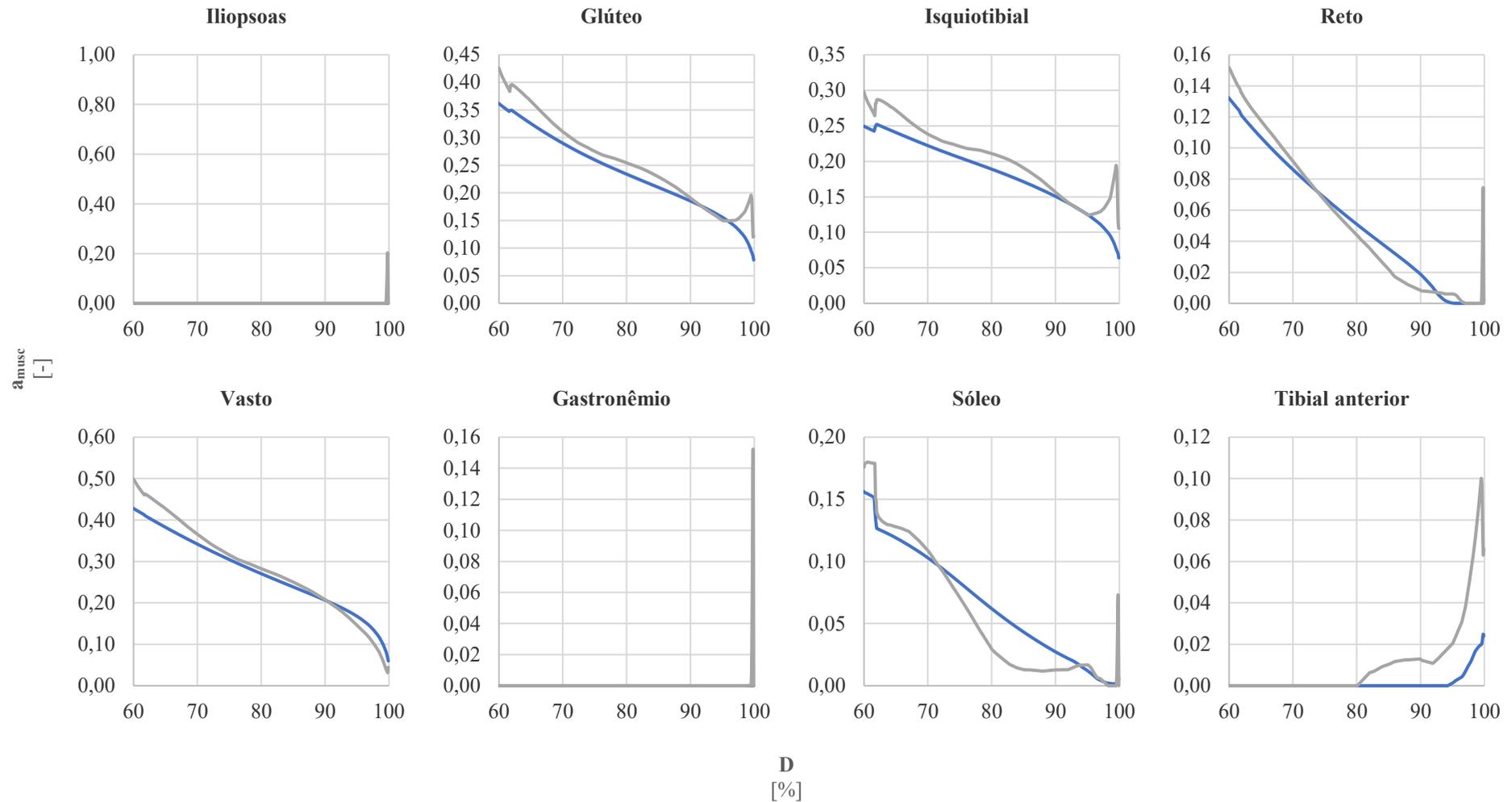
Figura 53 – Perfil de ativação muscular no exercício de *leg-press* horizontal - estático x dinâmico. Carga = 100 kg



Fonte: autor

Cor: azul – estático, cinza – dinâmico experimental

Figura 54 – Perfil de ativação muscular no exercício de agachamento - estático x dinâmico. Carga = 20 kg



Fonte: autor
 Cor: azul – estático, cinza – dinâmico experimental

O levantamento experimental teve como principal objetivo avaliar as diferenças das simulações quando as componentes inerciais estão presentes. As curvas foram traçadas usando as médias dos resultados obtidos nas repetições, e como as primeiras e últimas repetições atingiram valores de D menores para iniciar e terminar o movimento, o espaço amostral foi menor nestas posições, por isso, mesmo com a aplicação dos filtros, não foi possível eliminar os ruídos, conforme pode se perceber no começo das curvas plotadas.

Assim como esperado, a ativação na maioria dos músculos na simulação dinâmica é primeiro notavelmente maior e depois, ao final do movimento, levemente menor que as forças calculadas assumindo-se condições quase-estáticas, para todos os exercícios. Isso acontece devido à aceleração presente no início do exercício e a desaceleração no final. Essa diminuição é mais visível para os exercícios *leg-press* 45° e agachamento. A única clara exceção a este padrão ocorre para o músculo isquiotibial no exercício *leg-press* 45°, cuja ativação no caso dinâmico permanece bastante abaixo da ativação para a condição estática ao longo de todo o movimento, causado por uma preferência da função custo em escolher a ativação do glúteo, minimizando o antagonismo do isquiotibial na articulação do joelho.

O músculo gastrônêmio foi o que apresentou maior diferença relativa entre as condições estática e dinâmica, mas sua atuação é pouco relevante pela sua baixa ativação.

No exercício do *leg-press* horizontal, as diferenças entre as simulações estáticas e dinâmicas não foram tão perceptíveis, com exceção do músculo gastrônêmio, que apresenta uma distância maior entre as ativações da simulação estática e dinâmica no início da movimentação, mas tem nível de ativação desprezível. É possível observar pequenas diferenças na ativação dos músculos reto e sóleo também, com as simulações dinâmicas apresentando ativações maiores.

Além dessas observações, o exercício do agachamento solicitou mais músculos no final da execução para suportar as cargas antes de fazer a reversão de sentido, sendo que apenas o vasto não foi ativado próximo de $D = 100\%$.