

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

Débora Cantergi

Avaliação das forças musculares envolvidas no exercício de
extensão do quadril e joelho do Método Pilates

Porto Alegre

2011

Débora Cantergi

Avaliação das forças musculares envolvidas no exercício de
extensão do quadril e joelho do Método Pilates

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Ciências
do Movimento Humano da Escola de
Educação Física da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, como requisito parcial
para obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento Humano

Orientação: Prof. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2011

Débora Cantergi

Avaliação das forças musculares envolvidas no exercício de
extensão do quadril e joelho do Método Pilates

Conceito final: A

Aprovado em 29 de agosto de 2011

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Flávio Antonio de Souza Castro – UFRGS

Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo – UFRJ

Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz – ULBRA

Orientador – Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, o Professor Jefferson Fagundes Loss, por acreditar em mim e ter paciência para ensinar a mesma coisa várias vezes.

Ao Professor Walter Herzog por aceitar auxiliar meu trabalho e ter me dado a oportunidade de aprender mais.

Ao Azim Jinha por ter encontrado tempo para me ajudar.

Aos professores Flávio Antônio de Souza Castro e Luciano Luporini Menegaldo por terem aceitado participar da banca de avaliação dessa dissertação.

Ao Luiz Carlos Gertz que, além de aceitar participar da banca de avaliação também auxiliou no desenvolvimento da *geringonça*.

A Fabia Milman Krumholz por ter me ensinado a escrever.

Ao Marcelo La Torre por toda a paciência para ensinar matlab e responder as mais absurdas dúvidas de biomecânica.

A Lara Elena Gomes que me acompanhou em quase todos os estresses do mestrado.

Ao Everton Kruel da Rocha que primeiro me orientou na Biomec.

Ao Guilherme Auler Brodt que sempre fez mais do que lhe cabia e ajudou em tudo sempre.

Aos colegas do grupo Biomec, pelos momentos de convivência, pelos exemplos, pelos ensinamentos, pelas críticas, Alessandra Fayh, Artur Bonezi, Caroline Bernardes, Daniel Ribeiro, Fábio Canto, Gláucia Kronbauer, Joelly Toledo, Juliana Vanassi, Leonardo Tartaruga, Letícia Gandolfi de Oliveira, Luis Felipe Silveira, Maicon Pasini, Max William Ruch, Yumie Okuyama da Silva, Claudia Rothmann, Cristina Rosa, Jaqueline Knop, Larissa Burd, Victor Tremea.... e todos aqueles que passaram pelo grupo.

A meus pais, meus avós, meu irmão que me agüentaram sempre e me incentivaram sempre a aprender mais, a estudar mais a ir mais além, acreditando que eu sempre poderia, mesmo quando eu sabia que eles estavam exagerando.

Aos amigos da sinagoga (independente da sinagoga), da dança, do colégio, da Filosofia..., que estão perto ou longe.

Aos professores que ofereceram chances e mostraram caminhos

Aos funcionários do Lapex, do PPG, Luciano, Dani, Luis, Carla, Vanessa, Rafael, André, Ana, Rosangela já que sem eles nunca daria certo...

À Capes pelo auxílio através bolsa de mestrado.

Ao ELAP por possibilitar o intercâmbio com a Universidade de Calgary.

“Existem apenas duas maneiras de viver sua vida: uma é como se nada fosse milagre. A outra é como se tudo fosse. Eu acredito na última.”
Albert Einstein

RESUMO

O conhecimento das forças que atuam sobre o corpo auxilia no estudo de métodos de exercícios. Conhecer o efeito que a força externa exerce nas forças internas é de fundamental importância para saber qual o efeito de um movimento no corpo humano e para um melhor entendimento da mecânica de um exercício. Ao mesmo tempo, o conhecimento das forças individuais de cada músculo permite conhecer as sinergias que ocorrem no movimento e saber de fato quais músculos ou grupos musculares são responsáveis pela realização do gesto, permitindo adequar o treinamento para objetivos específicos, para a recuperação de lesões ou para prevenção em indivíduos com histórico de lesões específicas. O objetivo geral deste trabalho foi estimar as forças dos músculos que atuam no movimento de extensão de quadril e joelho no aparelho *Reformer* do Método Pilates. A amostra foi composta por 15 indivíduos saudáveis familiarizados com o Método Pilates. Cada indivíduo realizou uma série de 10 repetições do gesto de extensão de quadril e joelhos, enquanto foram coletados dados de cinemetria e dinamometria para possibilitar a realização dos métodos de dinâmica inversa e distribuição por otimização. Os resultados foram avaliados utilizando estatística descritiva. Quando verificados os resultados de momentos proximais resultantes, foram encontrados picos médios no quadril de 13,3 Nm ($\pm 18,3$) na fase de extensão e 14,1 Nm ($\pm 21,0$) na fase de flexão do gesto, ocorrendo respectivamente em 40,5 ($\pm 19,9$) e 41,1 ($\pm 18,3$) graus de flexão do quadril. No joelho os picos médios de momento foram de 17,2 Nm ($\pm 12,6$) na fase de extensão e 25,5 Nm ($\pm 13,7$) na fase de flexão, ocorrendo respectivamente nos ângulos de 80,1 ($\pm 19,0$) e 74,0 ($\pm 20,8$) graus de flexão do joelho. Quanto ao comportamento do momento proximal podem ser observados ao menos três diferentes padrões de curva para cada articulação, representando as diferentes formas de combinação de momentos de quadril e joelho para executar o exercício, sendo que esses diferentes comportamentos são visualizados também nos resultados de distribuição. Esses resultados corroboram com a expectativa de que a distribuição de forças é diferente entre os diferentes indivíduos, de acordo com as diferentes estratégias possíveis para realizar um mesmo movimento.

ABSTRACT

Knowledge of the forces acting on the body is helpful for studying exercise methods. Knowing the effect the external force has on the internal forces is of fundamental importance for learning the effect of a movement in the human body and for a better understanding of an exercise mechanic. At the same time, knowing each muscle's individual force allows learning the synergisms that happen in the movement and learning in fact which muscles or muscle groups are responsible for performing a gesture, making it possible to adequate the training for specific objectives, for injury rehabilitation, or for preventing injury in subjects with a specific history. The general aim of this study was to estimate the muscle forces acting on the hip and knee extension movement on the Reformer apparatus of the Pilates Method. Sample was composed by 15 healthy subjects familiar to the Pilates Method. Each subject performed a series of 10 repetitions of the hip and knee extension movement, while kinematics and kinetics data were collected in order to perform the methods of inverse dynamics and distribution through optimization. Results were analysed using descriptive statistics. When verified proximal net moments results mean peaks of 13.3 Nm (± 18.3) in the extension phase and 14.1 Nm (± 21.0) in the flexion phase were found for the hip, that happened respectively at 40.5 (± 19.9) and 41.1 (± 18.3) degrees of hip flexion. And mean peaks of 17.2 Nm (± 12.6) in the extension phase and 25.5 Nm (± 13.7) in the flexion phase were found for the knee, that happened respectively at 80.1 (± 19.0) and 74.0 (± 20.8) degrees of knee flexion. As for the proximal net moment behaviour at least three different curve patterns may be observed, representing the different possibilities of combinations of hip and knee moments that perform the exercise. This different behaviour is also observable in the distribution results. These results corroborate to the expectation that force distributions will be different between the different subjects, accordingly to the different strategies that may perform the same movement.

Lista de Figuras

FIGURA 1: EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE QUADRIL E JOELHOS REALIZADOS NO APARELHO <i>REFORMER</i> NO INÍCIO (A) E FINAL (B) DO MOVIMENTO.	33
FIGURA 2: ESQUEMA DAS PRINCIPAIS FORÇAS EXTERNAS QUE AGEM NO INDIVÍDUO E NO APARELHO.	37
FIGURA 3: MARCADORES REFLEXIVOS POSICIONADOS NO INDIVÍDUO E NO APARELHO.	42
FIGURA 4: (A) <i>REFORMER</i> COM A BARRA DE PÉS INSTRUMENTADA; (B) DETALHE DO POSICIONAMENTO DA BARRA DE PÉS INSTRUMENTADA; E (C) CONFIGURAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA, DUAS NA HORIZONTAL E DUAS NA VERTICAL.	43
FIGURA 5: COMPONENTES DA FORÇA EXTERNA OBTIDOS COM A BARRA DE PÉS INSTRUMENTADA.	44
FIGURA 6: REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS SEGMENTOS NO MEIO DO EXERCÍCIO.	45
FIGURA 7: DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DO SEGMENTO PÉ, ONDE FE É A FORÇA EXTERNA, P É O PESO DO SEGMENTO, PF É A FORÇA PROXIMAL E MP É O MOMENTO PROXIMAL.....	45
FIGURA 8: DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DO SEGMENTO PERNA, ONDE FD É A FORÇA DISTAL NO SEGMENTO, MD É O MOMENTO DISTAL, P É O PESO DO SEGMENTO, PF É A FORÇA PROXIMAL E MP É O MOMENTO PROXIMAL.....	46
FIGURA 9: DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DO SEGMENTO COXA, ONDE FD É A FORÇA DISTAL NO SEGMENTO, MD É O MOMENTO DISTAL, P É O PESO DO SEGMENTO, PF É A FORÇA PROXIMAL E MP É O MOMENTO PROXIMAL.....	46
FIGURA 10: ETAPAS E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E RESPECTIVAS TÉCNICAS DE MEDIÇÃO UTILIZADAS PARA A DEFINIÇÃO DAS EQUAÇÕES DE MOVIMENTO, RETIRADO DE LA TORRE (2009)	47
FIGURA 11: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	52
FIGURAS 12: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	53
FIGURA 13: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	54
FIGURA 14: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	55
FIGURA 15: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	56
FIGURA 16: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	57
FIGURA 17: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	58
FIGURA 18: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DO MOMENTO PROXIMAL ENTRE AS 8 REPETIÇÕES CENTRAIS DO EXERCÍCIO. MOMENTOS POSITIVOS NO QUADRIL REPRESENTAM MOMENTOS FLEXORES. MOMENTOS POSITIVOS NO JOELHO REPRESENTAM MOMENTOS EXTENSORES. NO CENTRO DOS GRÁFICOS ESTÃO REPRESENTADOS OS SEGMENTOS COXA, PERNA E PÉ E A DIREÇÃO DE AÇÃO DA FORÇA EXTERNA A CADA 25% DO EXERCÍCIO, APROXIMADAMENTE (NÃO ESTÁ EM ESCALA).	59

- FIGURA 31: MÉDIA DA PREDIÇÃO DA ATIVAÇÃO DE CADA MÚSCULO QUE APRESENTOU ATIVAÇÃO ENTRE TODOS OS MÚSCULOS QUE APRESENTARAM PERCENTUAL DE ATIVAÇÃO PARTICIPANDO DA SOMA CUMULATIVA DE NO MÍNIMO 95% DA PREDIÇÃO TOTAL DE FORÇA. MÚSCULOS EM CINZA CLARO NÃO ENTRARAM NA SOMA DESDE INDIVÍDUO. EIXO X REPRESENTA PERCENTUAL DO MOVIMENTO, SENDO APROXIMADAMENTE EM 50% QUE TERMINA E IDA E COMEÇA O RETORNO. EIXO Y A FORÇA PREDITA EM NEWTON. 72
- FIGURA 32: MÉDIA DA PREDIÇÃO DA ATIVAÇÃO DE CADA MÚSCULO QUE APRESENTOU ATIVAÇÃO ENTRE TODOS OS MÚSCULOS QUE APRESENTARAM PERCENTUAL DE ATIVAÇÃO PARTICIPANDO DA SOMA CUMULATIVA DE NO MÍNIMO 95% DA PREDIÇÃO TOTAL DE FORÇA. MÚSCULOS EM CINZA CLARO NÃO ENTRARAM NA SOMA DESDE INDIVÍDUO. EIXO X REPRESENTA PERCENTUAL DO MOVIMENTO, SENDO APROXIMADAMENTE EM 50% QUE TERMINA E IDA E COMEÇA O RETORNO. EIXO Y A FORÇA PREDITA EM NEWTON. 73
- FIGURA 33: MÉDIA DA PREDIÇÃO DA ATIVAÇÃO DE CADA MÚSCULO QUE APRESENTOU ATIVAÇÃO ENTRE TODOS OS MÚSCULOS QUE APRESENTARAM PERCENTUAL DE ATIVAÇÃO PARTICIPANDO DA SOMA CUMULATIVA DE NO MÍNIMO 95% DA PREDIÇÃO TOTAL DE FORÇA. MÚSCULOS EM CINZA CLARO NÃO ENTRARAM NA SOMA DESDE INDIVÍDUO. EIXO X REPRESENTA PERCENTUAL DO MOVIMENTO, SENDO APROXIMADAMENTE EM 50% QUE TERMINA E IDA E COMEÇA O RETORNO. EIXO Y A FORÇA PREDITA EM NEWTON. 74
- FIGURA 34: ESQUEMA PARA ILUSTRAR O EFEITO DA DIREÇÃO DA FORÇA EXTERNA NO MOMENTO PROXIMAL DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL NO EXERCÍCIO DE QUADRIL E JOELHOS NO APARELHO *REFORMER*, ONDE (A) CAUSA UM MOMENTO EXTENSOR, EXIGINDO MOMENTO PROXIMAL RESULTANTE FLEXOR NO JOELHO; E (B) CAUSA MOMENTO FLEXOR, EXIGINDO MOMENTO PROXIMAL RESULTANTE EXTENSOR NO JOELHO. 76

Lista de Equações

EQUAÇÃO 1	21
EQUAÇÃO 2	22
EQUAÇÃO 3	22
EQUAÇÃO 4	22
EQUAÇÃO 5	25
EQUAÇÃO 6	25
EQUAÇÃO 7	26
EQUAÇÃO 8	27
EQUAÇÃO 9	28
EQUAÇÃO 10	29
EQUAÇÃO 11	39

Lista de variáveis

\vec{F}_R	força resultante de todas as forças que agem sobre o corpo
\vec{p}	quantidade de movimento
t	tempo
\vec{v}	velocidade
\vec{F}_R	força resultante
\vec{a}	aceleração do objeto
$\sum \vec{F}$	somatório das forças atuantes no segmento
\vec{a}	aceleração do centro de massa do segmento
$\sum \vec{M}$	somatório dos momentos de força atuantes na articulação
I	momento de inércia do segmento
$\vec{\alpha}$	aceleração angular do segmento
\vec{M}_p	momento proximal resultante da articulação
\vec{r}_i	distância perpendicular do músculo i
\vec{f}_i	força do músculo i
u_n	tensão mínima
q	número de músculos cruzando a articulação
f_i	força do músculo i
A_i	área de secção transversa média do músculo i
n	expoente na relação força-resistência muscular (fator de ponderação)
\vec{r}_i	distância perpendicular do músculo i

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14

2 OBJETIVOS 18

2.1 Objetivo geral 18

2.2 Objetivos específicos 18

3 REVISÃO DE LITERATURA 19

3.1 Força e Movimento 19

3.2 Medição de forças e momentos musculares 23

3.2.1 Dinâmica inversa 24

3.2.2 Distribuição 26

3.3 Pilates 30

3.3.1 Análise de forças no Pilates 31

3.3.2 O exercício de extensão de quadril e joelho 32

4 PROBLEMA DE PESQUISA 35

5 MATERIAIS E MÉTODOS 36

5.1 Tipo de estudo 36

5.2 Aspecto ético 36

5.3 Definição Operacional das Variáveis 36

5.4 Amostra 39

5.5 Instrumentos de Pesquisa 40

5.6 Procedimentos metodológicos 40

5.6.1 Protocolo de coleta 40

5.6.2 Variáveis cinemáticas 41

5.6.3 Variáveis cinéticas 41

5.6.5 Sincronização dos sistemas 43

5.7 Tratamento dos Dados 44

5.8 Tratamento estatístico 49

6. Resultados 50

7. Discussão 75

8. Conclusão 82

9. Referências 83

7. Apêndices 98

9.1 Termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) 98

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano está submetido à ação de forças e momentos internos e externos ao executar qualquer movimento, independente de ser um gesto esportivo ou um ato da vida diária. Forças externas são as forças de contato entre o corpo ou parte do corpo e um agente externo, como as forças de contato entre o pé e o solo durante a marcha, ou a força de contato entre a mão e o dardo durante o lançamento. As forças internas são aquelas que ocorrem dentro do corpo, podendo ter origem em causas fisiológicas, como a respiração, ou pela ativação muscular para manutenção de postura ou para realizar movimento (NIGG; HERZOG, 1999; LOSS; CANDOTTI, 2008; DUARTE; FREITAS, 2010). As forças e momentos externos têm sido alvo de interesse em diversos estudos da biomecânica, como meio para conhecer a magnitude de forças e momentos internos (GRANATA; MARRAS; FATHALLAH, 1996; VAN DEN BOGERT; READ; NIGG, 1996; AMADIO, 2000; LOSS *et al.*, 2002; RIBEIRO *et al.*, 2009).

Um interesse em estudar forças e momentos internos está ligado ao relacionamento entre as forças internas e o desenvolvimento de lesões no sistema músculo-esquelético (BAHR; KROSSHAUG, 2005; KROSSHAUG *et al.*, 2005). A partir das direções e magnitudes das forças que ocorrem nas articulações, é possível avaliar os riscos de lesão durante a realização de diferentes gestos e posições. Conhecendo essas forças é possível adaptar o movimento buscando uma maneira de prevenir lesões sem comprometer os resultados de uma atividade física para diferentes indivíduos (RIBEIRO, 2006). A fim de conhecer essas forças e momentos internos, a literatura apresenta estudos que mensuraram ou calcularam seu comportamento.

São encontrados estudos na área de biomecânica verificando forças internas nas atividades da vida diária como marcha (ANDERSON; PANDY, 2001; STIEF *et al.*, 2008) e levantamento (KINGMA *et al.*, 2001; LA TORRE *et al.*, 2005) ou na área esportiva, como a ginástica artística (BLAJER; CZAPLICKI, 2001) ou o tênis (ELLIOTT *et al.*, 2003). Outros trabalhos estudaram as forças internas em métodos de exercício, que são muitas vezes escolhidos por indivíduos que buscam manutenção da saúde e melhora da qualidade de vida ou que podem ser utilizados para a reabilitação de lesões ortopédicas (RAHMANI *et al.*, 2009). Lesões no sistema músculo-esquelético levam ao desuso da musculatura, seja por imobilização do segmento, por adaptação da postura ou por mecanismo de proteção do sistema,

entre outros. Por isso, fortalecimento muscular se faz necessário. (PITMAN; PETERSON, 1989). Ao mesmo tempo em que em áreas como medicina esportiva, ergonomia e reabilitação é um conceito fundamental que forças excessivas podem levar a lesões, deve existir um cuidado na reabilitação para a carga reduzida ser alta o suficiente para ser efetiva e baixa o suficiente para não agravar o problema (LOSS; CANDOTTI, 2008). Conhecer essas forças e os fatores que as determinam pode auxiliar na evolução de métodos terapêuticos (VAN DEN BOGERT, 1994).

Pilates é um método considerado terapêutico e de exercício que está em maior evidência nos últimos anos, apesar de existir desde a segunda década do século XX. Antes disso o método era bastante utilizado no meio da dança (SELF *et al.*, 1996). Segundo Anderson e Spector (2005), coreógrafos e instrutores de dança perceberam no Pilates um método de reabilitação que acelerava o retorno a atividade (LA TOUCHE; ESCALANTE; LINARES, 2008). A utilização do Pilates pela dança aparece nas primeiras publicações científicas que fazem referência ao Método Pilates. Um dos primeiros artigos encontrados é uma revisão sobre lesões no Ballet clássico na qual o Pilates é citado como parte de uma abordagem multidisciplinar sugerida para companhias de Ballet, sendo indicado como ideal para dançarinos com lesão na coluna, já que os exercícios são realizados em decúbitos e promovem fortalecimento da musculatura do tronco (KHAN *et al.*, 1995). Self *et al.* analisaram o movimento demi-plie do ballet clássico executado no aparelho *Reformer*, e Brown e Clippinger reportaram a reabilitação de um dançarino utilizando o método Pilates (SELF *et al.*, 1996; ERDMANN, 1997).

Essa recente evidência que o Método Pilates recebe pode ser percebida com o aumento considerável no número de pacientes e praticantes e, conseqüentemente, de consultórios, estúdios e academias e de cursos de qualificação (BLUM, 2002; RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006). Uma estimativa da American Sports Data Inc. indica que o número de praticantes aumentou de 1,7 milhões para 10,5 milhões em 2004 (American Sports Data¹ *apud* (LEVINE; KAPLANEK; JAFFE, 2009). Frente ao aumento da procura do Método Pilates, Souza e Vieira (2006) averiguaram qual a motivação para a busca de aulas de Pilates em um estúdio de Belo Horizonte, com a inclusão de 327 indivíduos. Os três objetivos mais citados foram postura (38,1%), flexibilidade (32,1%) e reabilitação (24,4%),

¹ American Sports Data Inc. Disponível em <http://www.americansportsdata.com> Acessado em 4 de março de 2008.

sendo que o último foi descrito como melhora de dor ou recuperação de transtorno musculoesquelético (SOUZA; VIEIRA, 2006).

O uso do Pilates na reabilitação é tratado com muito cuidado nos estudos. Apesar de diversos autores terem utilizado Pilates de forma adaptada para a reabilitação, eles também afirmam que existe a necessidade de pesquisa sobre o método (GAGNON; LARIVIÈRE; LOISEL, 2001; SOUZA; VIEIRA, 2006; LA TOUCHE; ESCALANTE; LINARES, 2008). Existem alguns fatores importantes a considerar no estudo de um método de exercício quando a reabilitação é o foco de interesse. Um desses fatores é a biomecânica. Segundo Nigg (1999) biomecânica é a ciência que examina as forças agindo sobre e dentro de uma estrutura biológica e os efeitos produzidos por essas forças. Já Hatze (1976) explica biomecânica como o estudo do movimento das coisas vivas usando a ciência da mecânica, no qual mecânica é a parte da física preocupada com a descrição do movimento e como forças criam o movimento, inclusive nas coisas vivas.

A interação entre as forças externas e as forças internas determina os esforços a que o corpo estará submetido durante um movimento. Forças excessivas podem causar lesões do sistema músculo-esquelético. Por essa razão um dos aspectos que deve ser estudado acerca do método Pilates é a biomecânica. O estudo das forças internas e externas que atuam no Pilates tem sido o foco de alguns estudos. Melo et al. (2011) estudaram momentos e forças resultantes no exercício de flexo-extensão do quadril no *Cadillac* com diferentes características de força externa. Já Silva *et al.* (2009) estudaram a ativação elétrica e força de resistência em um exercício com diferentes configurações no aparelho *Cadillac*. Sacco *et al.* (2005) analisaram o torque externo em diferentes exercícios do Método Pilates a partir de fotografias objetivando comparar as características cinesiológicas e biomecânicas de exercícios semelhantes executados em diferentes aparelhos e concluíram que existe bastante variação dos torques de acordo com o posicionamento dos segmentos em cada situação. Poucos artigos verificaram ativação muscular (KOLYNIK; CAVALCANTI; AOKI, 2004; ENDLEMAN; CRITCHLEY, 2008; SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010; QUEIROZ *et al.*, 2010). Entretanto, não foram encontrados estudos que tenham analisado momentos e forças internas do Método Pilates.

Ao estudar forças, uma das abordagens possíveis é a utilização de metodologias de otimização. Esse tipo de estudo distribui o momento proximal entre os músculos que cruzam a articulação de interesse, obtendo uma estimativa da

força realizada por cada músculo. Esse método permite estudar a coordenação muscular durante o gesto ou prever sinergismos musculares que ocorreriam para gerar o movimento. Apesar de muito empregado na marcha (DAVY; AUDU, 1987; ANDERSON; PANDY, 2001; HEINTZ; GUTIERREZ-FAREWIK, 2007) e ciclismo (REDFIELD; HULL, 1986; RAASCH *et al.*, 1997; PRILUTSKY; GREGOR, 2000), estudos de otimização são raros em outros movimentos de membros inferiores.

Enquanto o conhecimento das forças que atuam sobre o corpo auxilia no estudo de um método de exercícios, conhecer o efeito que a força externa exerce nas forças internas é de fundamental importância para saber qual o efeito de um movimento no corpo humano e para um melhor entendimento da mecânica de um exercício. Ao mesmo tempo, o conhecimento das forças individuais de cada músculo permite conhecer as sinergias que ocorrem no movimento e saber de fato quais músculos ou grupos musculares são responsáveis pela realização do movimento, permitindo adequar o treinamento para objetivos específicos ou para a recuperação ou prevenção de indivíduos com lesões ou histórico de lesões específicas.

2 OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho serão divididos em geral e específicos, e apresentados a seguir.

2.1 Objetivo geral

Estimar as forças dos músculos que atuam no movimento de extensão de quadril e joelho no aparelho *Reformer* do Método Pilates.

2.2 Objetivos específicos

- Quantificar os momentos proximais resultantes que ocorrem nas articulações do quadril e joelho durante o exercício.
- Distribuir o momento proximal resultante das articulações do quadril e joelho entre 36 músculos ou porções musculares que cruzam essas articulações.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Força e Movimento

A ciência, de modo geral, apresenta um crescimento gradual e contínuo a partir de experiências ordinárias do cotidiano. Seria então natural assumir que conceitos científicos, também, têm sua origem nas concepções da experiência diária (ARJMAND; SHIRAZI-ADL, 2006). Segundo Charles Sanders Peirce (1878), o desenvolvimento da idéia de força permitiu explicar as mudanças no movimento dos corpos. Ele também atribuiu a essa idéia o modo de pensar sobre o fenômeno físico e a origem da ciência moderna, além, de atribuir um papel principal no direcionamento do curso do pensamento moderno. Por esses motivos ele considerava ser digna de algum esforço a compreensão desse conceito (LARIVIÈRE; GAGNON, 1999).

Aristóteles (384 – 322 a.e.c.)² foi o primeiro a organizar suas idéias em um sistema conceitual coerente (HALLOUN; HESTENES, 1985). O filósofo grego definia movimento como a mudança de posição, reconhecendo a necessidade de um quadro de referência com relação ao qual o movimento acontece. Aristóteles definiu o repouso como o estado natural dos corpos, sendo necessária uma força motriz, seja interna ou externa, para causar movimento. Ele diferencia três tipos de movimento. Desses, dois são significativos para a física. O movimento natural é seguido por corpos sob influência de forças encontradas no próprio corpo e possui três categorias: a queda de corpos pesados e o movimento de subida de corpos leves, como fumaça e fogo, buscando o seu 'espaço natural' e o movimento forçado que ocorre quando o objeto se move para outra direção que não o seu espaço natural. Esse movimento sempre é causado por uma força e a medida que a força aumenta a velocidade do movimento aumenta e quando a força é removida o movimento deve cessar (GHORMLEY, 1933; HALLOUN; HESTENES, 1985; STINNER, 1994).

Relacionado a esses movimentos, Aristóteles reconhece dois tipos de força, o conceito platônico de força inerente a matéria, que ele chama natureza (*physis*), e a força como uma emanção da substância. Essa segunda é a força de puxar e empurrar, causando o movimento em um segundo objeto, e não em si mesmo. Para Aristóteles essa força não pode ser totalmente separada da substância que a

² (KING, 2006)

originou. Como a força é inseparável do seu sujeito, segue que aquele que causa o movimento, como o sujeito da força, deve estar em constante contato com o que é movido, o objeto no qual a força é exercida (Physics, Aristotle). No caso de um objeto lançado no ar, o contato do que o lançou (como o arco que lança a flecha) é substituído pela relação do ar com o objeto (MARRAS; GRANATA, 1997)

A doutrina de Aristóteles que atribuía à assistência do ar o movimento de projeteis, foi contraposta por Johannes Philoponus de Alexandria (490 – 575 a.e.c)³, no século VI. Philoponus propôs que, quando um objeto é lançado, o agente ativo transmite de alguma forma ao objeto certa energia (ou impetus) que mantém o movimento até essa força ser dissipada pela resistência do meio. O ar, no lugar de manter o movimento, apenas resiste a sua progressão. Enquanto para Aristóteles a causa do movimento era sempre externa ao objeto, para Philoponus ela era de certa forma internalizada (STINNER, 1994; MARRAS; GRANATA, 1997).

A diferença entre a idéia de Aristóteles e aquela de Philoponus tem tamanha importância que Wilke et al. (1999) afirmaram que se alguém deseja traçar uma linha para separar o domínio de ciência antiga e moderna, esta deve ser desenhada no instante em que Jean Buridan (~1300 - ~1358)⁴ concebeu sua teoria de movimento. Apesar de a idéia do ímpeto de Philoponus ter sido suportada por diversos escritores muçulmanos, foi Jean Buridan quem avançou nas idéias de Philoponus e formulou a Teoria do Ímpeto, que serviu como ponto inicial para a formulação da Teoria da Inércia, posteriormente. Essa teoria explica que uma mesma quantidade aplicada pelo agente causador do movimento será o ímpeto que agirá sobre o objeto. Esse ímpeto é o impulso que manterá o objeto em movimento após o contato cessar e que irá se dissipar com o meio, até o objeto retornar ao seu local natural (HALLOUN; HESTENES, 1985; ARJMAND; SHIRAZI-ADL, 2006).

Kepler reconhecia a Terra como um imã e falava da relação da terra com outra pedra. Nessa relação, a gravidade que faz a pedra ser atraída pela Terra não é uma ação, mas uma passividade. Além disso, não somente a pedra se aproxima da Terra, mas também a Terra se aproxima da pedra.

Para Kepler, nesse momento, a força ainda é uma capacidade animada, sendo imaterial em sua essência. Essa forma imaterial, entretanto, já é suscetível a tratamento matemático. Kepler expressa sua convicção que forças estão sujeitas a regras matemáticas quando ele afirma que movimento ocorre no espaço e no tempo,

³ (O'GRADY, 2005)

⁴ (BURIDAN; HUGHES, 1982)

que são conceitos matemáticos. Assim ele assume que também a força estaria sujeita a necessidades matemáticas (ARJMAND; SHIRAZI-ADL, 2006).

Sir Isaac Newton (1642 – 1727)⁵ foi quem atribuiu também à força propriedades matemáticas e definiu força como uma quantidade que caracteriza a interação entre dois objetos e a causa que pode mudar o estado cinético dos objetos no qual é exercida (IOANNIDES; VOSNIADOU, 2002). Em seu livro, Princípios matemáticos de filosofia natural, Newton definiu suas três leis do movimento (NEWTON, 1803):

Lei I

“Todo corpo continua em seu estado de repouso ou de movimento uniforme em uma linha reta, a menos que ele seja forçado a mudar aquele estado por forças imprimidas sobre ele.”

Lei II

“A mudança de movimento é proporcional à força motora imprimida, e é produzida na direção da linha reta na qual aquela força é imprimida.”

Lei III

“A toda ação há sempre oposta uma reação igual ou, as ações mútuas de dois corpos um sobre o outro são sempre iguais e dirigidas a partes opostas.”

A segunda lei do movimento é conhecida como a lei fundamental da dinâmica. Posteriormente a Newton, o matemático Leonard Euler (1707 – 1783)⁶ a converteu na equação 1 (CASTELLANI, 2001):

$$\vec{F}_R = \frac{\partial \vec{p}}{\partial t}$$

Equação 1

Onde;

\vec{F}_R é a força resultante de todas as forças que agem sobre o corpo

\vec{p} é a quantidade de movimento

t é o tempo

⁵ (STILLWELL, 2001)

⁶ (HUTTON; SHAW; PEARSON, 1809)

Como a quantidade de movimento também pode ser reescrita:

$$\vec{p} = m \times \vec{v} \quad \text{Equação 2}$$

Onde;

m é a massa do corpo

\vec{v} é a velocidade

Em situações em que a massa pode ser considerada constante, obtém-se a seguinte equação:

$$\vec{F}_R = m \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t} \quad \text{Equação 3}$$

Chegando a equação que é comumente ensinada como um resumo da segunda lei de movimento de Newton (CASTELLANI, 2001):

$$\vec{F}_R = m \vec{a} \quad \text{Equação 4}$$

Onde;

\vec{F}_R é força resultante

m é a massa do objeto

\vec{a} é a aceleração do objeto

Na Equação 4, a força se refere a causa da aceleração do corpo. Dessa forma a força é um agente externo que age na matéria com massa inercial m e a faz acelerar em uma taxa a .

3.2 Medição de forças e momentos musculares

Aristóteles escreveu o primeiro documento conhecido que tentou explicar a marcha dos animais. Ele escreveu um texto descrevendo as partes dos animais que eram úteis para o movimento e a partir disso buscou entender porque o corpo de cada animal era da forma que era (ARISTOTLE, 2007). Alguns dos primeiros estudos anatômicos encontraram relações matemáticas nas proporções do corpo humano. Um exemplo são os estudos de Leonardo Da Vinci. Da Vinci escreveu em um de seus cadernos “é indispensável para um pintor, para se tornar totalmente familiarizado com a anatomia dos nervos, ossos, músculos e tendões, de forma que ele entenda para seus vários movimentos e pressões, quais tendões ou quais músculos causam um movimento em particular”. Giovanni Borelli (1608 – 1679) foi além. Ele aplicou conhecimentos de mecânica ao corpo humano. Apesar de nem todas as relações descritas por Borelli terem se mostrado corretas, a idéia de que músculos funcionam como alavancas e que a força muscular segue princípios matemáticos se tornou um principio básico para modelamento de movimento humano. Desde então, modelos para estudar o movimento não pararam de surgir, e, a cada ano, mais e mais estudos são feitos públicos. A força como um dos principais fatores geradores do movimento pode ser mensurada diretamente. Frequentemente isso não pode ser feito e no lugar as forças são estimadas (ZAJAC; GORDON, 1989).

Existem trabalhos que mensuraram a força muscular diretamente (KORVICK *et al.*, 1996; MALAVIYA *et al.*, 1998; WILKE *et al.*, 2001; FLEMING; BEYNNON, 2004), mas esses se restringem a músculos ou tendões mais superficiais, como o tendão de Aquiles, e possuem pequeno número de voluntários. Isso se deve à restrição tecnológica, já que ainda não desenvolveu um transdutor de força para inserção que funcione com músculos profundos, e também por questões éticas, devido a esse ser um procedimento invasivo.

Então forças musculares podem ser estimadas. Isso é feito a partir de medidas eletromiográficas ou com técnicas de distribuição dinâmicas, ou ainda podem ser utilizados modelos para estimar quanta força deve ser feita por cada músculo para produzir o torque necessário para um movimento.

Eletromiografia é uma técnica para mensurar atividade muscular e há considerável interesse em utilizar o sinal eletromiográfico para estimar força muscular (Van den Bogert, 1994). Modelos aparecem na literatura tentando calcular

a força muscular a partir de EMG. Esses modelos necessitam de procedimentos de calibração, que é realizada aplicando cargas conhecidas para mensurar o sinal eletromiográfico correspondente (Van den Bogert, 1994). Parte desses estudos baseia-se na suposição de que a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural e das taxas de encurtamento e alongamento das fibras musculares (ZAJAC; GORDON, 1989; CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1993; GUIMARAES *et al.*, 1994a; b). Como os mecanismos que determinam a ativação elétrica durante a contração e a força muscular são os mesmos (frequência de estímulo, recrutamento e sincronização de unidades motoras) esperar-se-ia uma relação linear entre sinal eletromiográfico e força muscular (CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1993). Entretanto, quando esses modelos foram utilizados na literatura, essa relação linear nem sempre apareceu. Um dos motivos para essa relação não ter sido encontrada, é o grande número de fatores que influenciam o sinal eletromiográfico. O sinal depende da posição dos eletrodos no músculo, a impedância da pele e as condições do dia; da ativação de músculos agonistas e sinergistas que podem aparecer no sinal do músculo e da possibilidade de o padrão de ativação ser alterado entre os diferentes agonistas para o mesmo gesto; as características específicas de cada músculo; a fadiga muscular, entre diversos outros fatores (CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1993; BUCHANAN *et al.*, 2004).

Uma alternativa aos modelos que tentam relacionar força com o sinal eletromiográfico são os chamados modelos EMG-driven. Esses modelos usam eletromiografia em conjunto com modelos anatômicos e musculares para estimar as forças produzidas por cada músculos (LLOYD; BESIER, 2003). Uma vantagem desse tipo de modelo é que as informações obtidas a partir de eletromiografia são individuais (SHAO, 2010). Por outro lado, as informações oriundas de eletromiografia possuem a mesma limitação que qualquer estudo com EMG e as informações anatômicas, por sua vez, são geralmente oriundas da literatura e não obtidas separadamente de cada indivíduo (SHAO, 2010). Frente a todas as limitações dos modelos, o método mais utilizado para estimar forças e momentos internos é a dinâmica inversa (VAN DEN BOGERT, 1994).

3.2.1 Dinâmica inversa

Uma vez que força é a medida da ação de um corpo sobre outro (ZATSIORSKY, 2002). Sob um ponto de vista de causa e efeito, forças são as causas

de um movimento. Assim, conhecendo as forças é possível estimar o movimento, e conhecendo o movimento é possível estimar as forças. Para o corpo humano são necessários dados de cinemetria e antropometria, além de informações das forças externas, e um modelo de segmentos articulados é utilizado. No modelo de segmentos-articulados os segmentos do corpo são considerados segmentos rígidos conectados por articulações que se relacionam através das leis de ação e reação de Newton, na técnica conhecida por dinâmica inversa (WINTER, 2005). Assim, para obter um resultado em dinâmica inversa são consideradas a soma das forças e a soma dos momentos com as seguintes equações, conhecidas por equações de Newton-Euler (Allard, Stokes et al. 1995):

$$\sum \vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad \text{Equação 5}$$

$$\sum \vec{M} = I \cdot \vec{\alpha} \quad \text{Equação 6}$$

Onde,

$\sum \vec{F}$ é o somatório das forças atuantes no segmento

m é a massa do segmento

\vec{a} é a aceleração do centro de massa do segmento

$\sum \vec{M}$ é o somatório dos momentos de força atuantes na articulação

I é o momento de inércia do segmento

$\vec{\alpha}$ é a aceleração angular do segmento

O modelo de segmentos articulados permite calcular as forças e momentos proximais de cada articulação. Entretanto, existem diversos músculos e estruturas articulares e ao resolver problemas de dinâmica inversa apenas a força resultante pode ser conhecida. Isso ocorre porque diversas combinações de forças podem ter causado o mesmo movimento. Para tentar resolver essa indeterminação, uma solução utilizada pela literatura são os modelos de distribuição. (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005; LOSS *et al.*, 2006; MENEGALDO; FLEURY; WEBER, 2006)

3.2.2 Distribuição

O sistema músculo-esquelético é redundante. Diferentes músculos realizam funções sinérgicas. Isso significa que existem, normalmente, mais músculos do que o necessário para atingir uma situação de equilíbrio estático ou um padrão de movimento (AMADIO; DUARTE, 1996). Uma tarefa motora pode ser realizada de diferentes formas e diversas combinações de força muscular gerarão o mesmo momento. Assim, a relação entre as forças musculares e o momento resultante obtido por dinâmica inversa pode ser escrita com a seguinte equação (VAN DEN BOGERT, 1994):

$$\vec{M}_p = \sum_i (\vec{r}_i \times \vec{F}_i) \quad \text{Equação 7}$$

Onde,

\vec{M}_p é o momento proximal resultante da articulação

\vec{r}_i é um vetor entre o centro de rotação da articulação e o ponto de aplicação da força do músculo i .

\vec{f}_i é a força do músculo i

Para resolver essa equação, seria necessário conhecer a força de cada músculo e a sua respectiva distância perpendicular, ou recorrer a métodos de distribuição. A distribuição procura igualar o número de incógnitas e equações. Isso pode ser feito de diferentes formas, como por redução ou via otimização.

O método da redução diminui o número de forças desconhecidas até obter o mesmo número de variáveis que o número de equações. Isso pode ser feito agrupando músculos e estruturas, ou desconsiderando músculos e estruturas menos importantes (ERDEMIR *et al.*, 2007). Dessa forma, as forças musculares ou de ligamentos podem ser calculadas a partir dos momentos musculares, mas tanto as forças como os momentos somente podem ter conhecidos seus efeitos líquidos. Se existir alguma co-contração, o resultado será o efeito líquido ocorrendo entre músculos agonistas e antagonistas (NIGG; HERZOG, 1999).

Algumas tentativas são feitas a fim de obter uma solução para mais variáveis, e dividir a força entre os músculos sinérgicos e antagonistas atuantes. O método da distribuição é utilizado com esse objetivo. A fim de distribuir a força de uma articulação entre mais músculos deve-se aumentar o número de equações até

equiparar ao número de variáveis. Ou, podem ser utilizados processamentos matemáticos para estimar as forças musculares em um sistema indeterminado. Assim, a distribuição procura escolher a melhor solução entre aquelas possíveis para um problema (AVRIEL, 2003).

Na literatura existem diversos métodos que foram utilizados para tentar resolver essa indeterminação. Uma das primeiras tentativas baseou-se no 'Princípio de força muscular mínimo total', proposto por M. A. MacConaill (MacConaill⁷ *apud* (YEO, 1976), que postula que não mais que a força muscular total que é necessária e suficiente para manter uma postura ou realizar um movimento será usada. Nesse caso, a equação da função de custo que será utilizada para otimizar as forças será conforme a equação:

$$cost = \sum_{i=1}^n F_i. \quad \text{Equação 8}$$

Onde,

cost é a função de custo.

Esse princípio foi um primeiro passo na solução do problema da indeterminação da força muscular, mas foi bastante questionada nos anos que a seguiram. Foi demonstrado, por exemplo, sua inaplicabilidade para a biomecânica da articulação têmporo-mandibular (BARBENEL, 1972) e, quando testada durante a flexão de cotovelo, foi sugerido que esse princípio não era verdadeiro (YEO, 1976). A principal questão em relação a esse princípio é que em uma função linear sem restrições além da equação de momento e da não-negatividade (nenhum músculo pode ter predita força negativa, assim a força de um músculo *i* deverá ser igual ou maior que zero), será predita uma carga sem sinergismos. Sinergia é a interação que existe entre os músculos para que a tarefa intencionada ocorra da forma correta. Nesse caso, os músculos sinergistas são contraídos junto com os agonistas e serão responsáveis por estabilizar a articulação ou por neutralizar a ação de músculos antagonistas. Por ser sabido que ações sem atividade muscular sinergista não acontecem na realidade, esse principio não parece de fato ocorrer (DUL; TOWNSEND; *et al.*, 1984).

⁷ MacConaill, M. A. (1967) The ergonomic aspects of articular mechanics. Em: Studies on the Anatomy and Function of Bones and Joints (Editado por Evans, F. G.), pp. 69-80. Springer, Berlin.

Outras tentativas existem na literatura, com diferentes critérios para otimizar. Chaffin et al. (2001) utilizaram a flexão de cotovelo para demonstrar algumas possibilidades de otimização. Eles assumiram que a flexão tem como principais agonistas os músculos braquial e bíceps máximo quando realizada em velocidade baixa e controlada. Em um primeiro exemplo a força que o músculo exerce é proporcional a sua área de secção transversa. Outra abordagem bastante encontrada é assumir que o sistema irá minimizar ou maximizar uma função em particular. Assim pode ser minimizada ou maximizada a tensão muscular ou a força total, entre outros. Também foi introduzido um fator de ponderação, que não possui uma interpretação fisiológica clara, mas que é utilizado para melhorar a relação entre as forças previstas por otimização e a atividade eletromiográfica coletada de alguns músculos (DUL; TOWNSEND; *et al.*, 1984). Apesar de não haver uma relação clara entre força e eletromiografia, freqüentemente algumas relações são consideradas para utilizar a eletromiografia como forma de validar o resultado da otimização.

Crowninshield e Brand (1981) escolheram o valor de ponderação para a função de restrição utilizada entre os valores encontrados na literatura (entre 2 e 7) e utilizaram como critério para a escolha aquele que melhor aproximasse os resultados de dados obtidos de eletromiografia. Dessa forma foi escolhido um valor de ponderação igual a três. Eles minimizaram a tensão total dos músculos do modelo considerando a tensão muscular como sendo a força do músculo dividida por sua área de secção transversa fisiológica, de acordo com a função objetivo apresentada na equação 9:

$$u = \sqrt[n]{\sum_{i=1}^q \left(f_i / A_i \right)^n}$$

Equação 9

Onde:

u é a tensão mínima

q é o número de músculos cruzando a articulação

f_i é força do músculo i

A_i é a área de secção transversa média do músculo i

n é o expoente na relação força-resistência muscular (fator de ponderação)

O critério de restrição considerou, além da não negatividade, o momento proximal resultante, de acordo com a equação.

$$\bar{M} = \sum_{i=1}^q (\bar{r}_i \times \bar{f}_i) \quad \text{Equação 10}$$

Onde:

\bar{M} é o momento de força proximal da articulação

\bar{r}_i é a distância perpendicular do músculo i

Assim, as forças que serão preditas para cada músculo incluído no modelo devem minimizar a tensão total, mas também ser adequadas para que, somando o produto da força de cada músculo com sua respectiva distância perpendicular, o momento proximal seja aquele que foi indicado nos dados de entrada. Esse momento é geralmente obtido a partir do cálculo da dinâmica inversa. No caso de Crowninshield e Brand (1981), esses critérios foram aplicados para um modelo de marcha que considerou 47 músculos e três articulações e apresentou uma relação com eletromiografia considerada mais satisfatória que outros modelos de distribuição.

Diversos trabalhos na literatura utilizaram métodos de distribuição em membros inferiores durante atividade como a marcha (DAVY; AUDU, 1987; ANDERSON; PANDY, 2001; HEINTZ; GUTIERREZ-FAREWIK, 2007) e o ciclismo (REDFIELD; HULL, 1986; RAASCH *et al.*, 1997; PRILUTSKY; GREGOR, 2000). Sugere-se que para propósitos específicos (em ortopedia, reabilitação, ergonomia, etc.) é necessário conhecer as forças em músculos individuais (DUL; JOHNSON; *et al.*, 1984).

Conhecer como um movimento é realizado entre os diferentes músculos envolvidos pode auxiliar, por exemplo, na reabilitação de lesões musculares. Uma vez que a literatura indica que pequenas mudanças no exercício geram alterações importantes na ativação muscular (SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010), esse conhecimento pode auxiliar na adaptação de exercícios para indivíduos com lesões específicas, ou para montar um programa de treinamento evitando sobrecarregar determinados músculos. Apesar disso, estudos de otimização são mais focados em atividades da vida diária, não sendo encontrados trabalhos que estudaram gestos

específicos de métodos de exercício ou de reabilitação, ou mesmo aqueles métodos utilizados em ambas as situações, como o Método Pilates.

3.3 Pilates

Durante o século XIX, diversos métodos de ginástica que uniam filosofia, exercício (movimento) e artes dramáticas foram desenvolvidos na Alemanha. Pilates foi apenas um desses europeus que relacionou os conceitos de prática física e disciplina mental (LATEY, 2001; SOROSKY; STILP; AKUTHOTA, 2008). Nesse caso, o sistema de exercícios que Joseph Pilates desenvolveu mistura estilos de movimentos práticos e idéias da ginástica, artes marciais, yoga e dança com noções filosóficas (LATEY, 2001). Os objetivos do Método são fortalecer a musculatura e melhorar a flexibilidade (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

Nos últimos 25 anos o Método Pilates tem se tornando mais popular, sendo atualmente utilizado para aptidão física e para manutenção da saúde (SOROSKY; STILP; AKUTHOTA, 2008). Aulas de Pilates já são comuns em academias e clínicas voltadas à saúde, além de haver uma difusão de estúdios próprios da modalidade (SOROSKY; STILP; AKUTHOTA, 2008). Essa crescente popularidade também é evidenciada no número de participantes. A American Sports Data Inc. estimou um número de praticantes de Pilates em 10,5 milhões em 2004 (American Sports Data⁸ *apud* Levine et al., 2009)

Entretanto, o crescente número de praticantes não é acompanhado de um desenvolvimento da pesquisa sobre o método. Em 2006, o número de trabalhos sobre o Método Pilates ainda era muito reduzido (SOUZA; VIEIRA, 2006). Em uma busca pelo termo Pilates na base de dados Scopus no dia 01 de agosto de 2011, são encontrados 55 trabalhos entre 1995 e 2006. Na mesma busca a partir de 2007 até o presente 100 trabalhos foram encontrados. Mesmo com esse aumento ainda existem muitos aspectos do método Pilates que podem ser investigados. Entre os estudos já realizados são encontrados aqueles sobre reabilitação de lesões específicas (DONZELLI *et al.*, 2006; RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006; LEVINE *et al.*, 2007; KEAYS *et al.*, 2008; LA TOUCHE; ESCALANTE; LINARES, 2008; LEVINE; KAPLANEK; JAFFE, 2009), em especial dor lombar; poucos estudos sobre os

⁸ American Sports Data Inc. Available at <http://www.americansportsdata.com> Accessed on march 4, 2008.

efeitos do treinamento do Método Pilates (SEGAL; HEIN; BASFORD, 2004; JAGO *et al.*, 2006), e algumas análises biomecânicas, como análises de eletromiografia ou análises cinemáticas e cinesiológicas, como a do movimento Demi-Plie executado na plataforma do aparelho *Reformer* (SELF *et al.*, 1996), a comparação de alguns exercícios do Pilates (SACCO *et al.*, 2005), que analisou, entre outros aspectos, o momento de resistência e uma análise do torque externo e da ativação elétrica de alguns músculos em um exercício no aparelho *Cadillac* (SILVA *et al.*, 2009).

Com a freqüente relação entre o Método Pilates e o seu uso para reabilitação, um conhecimento mais aprofundado das forças a que estão submetidas as articulações em exercícios do método parece ser importante. Ainda, o conhecimento específico das forças individuais de cada músculo em uma análise dinâmica, permite adequar o treinamento a pacientes com lesão específica e alunos com histórico de lesão.

3.3.1 Análise de forças no Pilates

Na literatura encontrada sobre o Método Pilates, a reabilitação parece despertar o maior interesse. Poucos trabalhos são encontrados que tenham estudado aspectos da biomecânica do Método.

Melo *et al* (2011) avaliaram o comportamento do momento resultante durante o exercício de extensão do quadril no aparelho *Cadillac* comparando molas com diferentes constantes de deformação e posicionamentos além de estimar a força muscular resultante dos grupos flexores e extensores do quadril durante o exercício. Eles encontraram que o mesmo gesto apresentou diferentes magnitudes e comportamentos de momento e força resultante, sendo que foi observado que a ocorrência do torque máximo resultante não ocorria necessariamente nas mesmas amplitudes em que a força máxima ocorreu.

Silva *et al.* (2009) estudaram a ativação elétrica dos músculos reto femoral, cabeça longa do bíceps femoral e semitendíneo e o momento de resistência no exercício de extensão de quadril no aparelho *Cadillac* com a resistência elástica posicionada em duas diferentes alturas em relação a posição do indivíduo. O resultado desse estudo demonstrou ativação maior do reto femoral com a resistência posicionada na altura mais baixa e predomínio da ativação de bíceps e semitendíneo quando a resistência foi posicionada na altura mais alta. O momento de resistência foi calculado e apresentou um comportamento descendente na

posição alta da resistência e um comportamento descendente até 60° de flexão do quadril e crescente a partir deste ponto.

Outro artigo relevante é o de Sacco *et al.* (2005), que comparou as características cinéticas de exercícios semelhantes quando executados em aparelhos diferentes. Foram comparados quatro grupos de exercícios: (1) alongamentos da coluna e isquiotibiais; (2) força abdominal contra diferentes momentos resistentes; (3) força dorsal em diferentes aparelhos; (4) abdominal isométrico com instabilidade de membros superiores (hundred) em diferentes aparelhos. As diferentes comparações mostraram que existe diferença no torque externo quando há alteração da posição de braços e pernas.

3.3.2 O exercício de extensão de quadril e joelho

Freqüentemente, movimentos são classificados em relação a sua cadeia cinética. Baseado em conceitos da mecânica, Steindler (1955) define cadeia cinética como uma combinação de diversas articulações seqüenciais constituindo pares de segmentos. Essas cadeias podem ser de dois tipos: aberta ou fechada.

Em um movimento de cadeia cinética aberta, o segmento distal do sistema ou a extremidade pode mover-se sem restrições ao redor de um eixo principal. Um exemplo clássico desse tipo de cadeia é o exercício extensor de joelho. Esse sistema é composto por dois segmentos (coxa e perna) e uma articulação (joelho). Nesse exercício um segmento do sistema (coxa) ficara fixo, enquanto o outro segmento (a perna) move-se em torno da articulação (STEINDLER, 1955; ELLENBECKER; DAVIES, 2001).

Em um movimento de cadeia cinética fechada, por outro lado, o segmento distal encontra resistência de uma carga externa, que impede ou restringe o movimento (STEINDLER, 1955). Um sistema é considerado fechado quando nenhum dos segmentos proximal ou distal possui movimento livre, de modo que movimento em um segmento produz movimento em todas as outras articulações que participam da cadeia cinética em questão de uma forma previsível. Um exemplo comum de cadeia cinética fechada é o exercício de agachamento. Participam do exercício os segmentos coxa, perna e pé e as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Nele os pés ficam fixos ao solo e a resistência no segmento distal é representada pelo peso do indivíduo e/ou uma carga externa utilizada.

No Pilates, o exercício de extensão de quadril e joelhos pode ser considerado um exercício de cadeia cinética fechada. Semelhante ao agachamento, os segmentos e articulações envolvidas no exercício de extensão de quadril e joelho são os mesmos envolvidos no agachamento e também no exercício de *leg press*. Esses exercícios se assemelham quanto ao gesto executado, mas diferem-se quanto à posição do indivíduo e quanto à carga externa. No Pilates o exercício é realizado no *Reformer* com o indivíduo posicionado em decúbito dorsal sobre um carrinho com os pés apoiados em uma barra. O movimento inicia com quadril e joelhos flexionados próximo ao ângulo de 90° (figura 1a) e é realizado empurrando a barra e estendendo quadril e joelhos (figura 1b). O agachamento é realizado na posição em pé tendo como sobrecarga o peso do corpo do indivíduo (podendo utilizar carga externa ou não). Já o *Leg press* é realizado em um aparelho típico de musculação, com sobrecarga em forma de anilhas ou uma coluna de pesos.

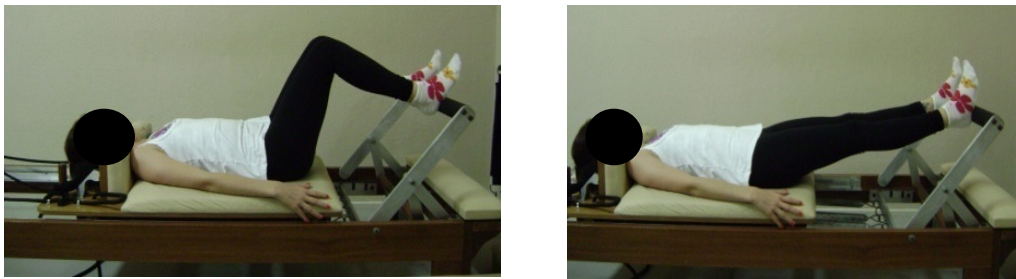


Figura 1: Exercício de extensão de quadril e joelhos realizados no aparelho *Reformer* no início (a) e final (b) do movimento.

O exercício de extensão de quadril e joelho realizado no aparelho *Reformer* foi parte do tema de uma dissertação de mestrado recente (SANTOS, 2010). Entre outras análises, esse estudo analisou a ativação elétrica dos músculos oblíquo externo, multífido, vasto lateral, reto femoral, glúteo máximo, bíceps femoral e gastrocnêmio medial visando comparar o exercício realizado no *Reformer* com um gesto similar realizado no aparelho *Chair* quanto à ativação elétrica e quanto à co-ativação. Aparentemente, no *Reformer*, o músculo que apresentou maior ativação foi o Glúteo Máximo.

Wretenberg et al. (1993) avaliaram a influência da profundidade do agachamento na ativação elétrica do músculo quadríceps e no momento de quadril e joelho. Para isso analisaram oito indivíduos que executaram o agachamento em diferentes profundidades. Foram encontrados momentos extensores nas duas

articulações durante todo o movimento. Em ambas articulações os momentos aumentaram à medida em que o indivíduo agachava e diminuía enquanto retornava a posição em pé.

Escamilla et al. (1998) avaliaram 10 indivíduos visando comparar forças e momentos na articulação do joelho em exercícios de cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada. Foram avaliados exercício de extensão de joelho, agachamento e *leg press*. Em seus resultados de momento proximal nos exercícios *leg press* e agachamento o momento foi crescente do início ao final da fase de flexão, e decrescente do início ao final da fase de extensão dos joelhos. O momento foi sempre extensor, exceto nos ângulos próximos a cerca de 20 graus de extensão de joelho.

Robertson et al. (2008) buscaram determinar a função de alguns dos músculos principais do membro inferior durante o agachamento, baseado em atividade eletromiográfica, dinâmica inversa e outras análises. Para isso, foram analisados seis indivíduos que realizaram 12 agachamentos completos. Os resultados de momento proximal encontrados mostram momento extensor durante todo o exercício no quadril, mas no joelho o momento foi flexor no início e final do exercício e extensor na maior parte. Os maiores momentos (cerca de -300 Nm) no quadril e os menores (entre ± 100 Nm) no joelho. Os músculos sóleo, tibial anterior, gastrocnêmio, vasto lateral, semitendíneo, bíceps femoral, reto femoral e glúteo máximo foram avaliados. Eles encontraram que os músculos que caracterizaram a fase de flexão do gesto foram tibial anterior, vasto lateral e reto femoral. Já na fase de extensão houve aumento na ativação de todos os músculos, exceto o tibial anterior, que teve menor ativação que na fase de flexão.

Escamilla et al. (2001) avaliaram 10 indivíduos que realizaram 12 variações de *leg press* e agachamento para quantificar, entre outros, forças compressivas no joelho. Independente do exercício, na fase de flexão do joelho os ângulos onde ocorreram os picos de força variou em média entre 71 e 85 graus de flexão de joelho, e na fase de extensão, entre 64 e 81 graus de flexão de joelho. Além disso, a eletromiografia dos músculos reto femoral, vasto lateral, vasto medial, isquiotibiais e gastrocnêmios foram avaliadas. As maiores ativações médias encontradas durante o agachamento foram os vastos medial e lateral e o reto femoral. Isquiotibiais tiveram maior ativação na fase de extensão do que na fase flexão. Nos exercícios de *leg press* vastos medial e lateral e reto femoral também foram os músculos mais ativos, sendo que a ativação foi maior durante a fase de extensão.

Estudos que avaliaram otimização em gestos semelhantes ao exercício de extensão de quadril e joelho são raros na literatura. Apenas Amarantini *et al* (2010) propuseram uma metodologia para otimização que avaliou o exercício de agachamento como exemplo. Nesse estudo a amostra foi composta por um indivíduo e a otimização foi realizada na articulação do joelho com nove músculos incluídos no modelo: bíceps femoral (cabeça longa), bíceps femoral (cabeça curta), semimembráceo, semitendíneo, gastrocnêmios, vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto femoral. O objetivo da metodologia era possibilitar a predição de forças de músculos antagonistas. Assim, os maiores valores de predição de ativação encontrados foram nos músculos vasto intermédio e vasto lateral, seguidos pelos músculos vasto medial e reto femoral. Entre os antagonistas, bíceps femoral cabeça longa, bíceps femoral cabeça curta e gastrocnêmios tiveram predição de ativação.

Uma vez que entre os estudos encontrados sobre o Método Pilates as forças internas não foram ainda contempladas, e frente ao uso do Pilates para reabilitação e prevenção de lesões, esta parece ser uma tarefa justificada.

4 PROBLEMA DE PESQUISA

Quais as forças dos músculos que atuam no exercício de extensão de quadril e joelho no aparelho *Reformer* do Método Pilates?

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Nos itens a seguir, a metodologia empregada nesse estudo será apresentada de forma detalhada.

5.1 Tipo de estudo

Este trabalho caracterizou-se por ser um estudo no modelo *ex posterior facto*, do tipo descritivo de corte transversal, sendo o método de abordagem dedutivo-hipotético, que implementou um modelo biomecânico bidimensional dos membros inferiores e modelo de distribuição segundo o método da otimização.

O Termo de Consentimento Informado foi elaborado e enviado para aprovação prévia, conforme os padrões do Comitê de Ética em Pesquisa UFRGS. Os indivíduos foram informados dos procedimentos da pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre Esclarecido antes da realização da tarefa (Apêndice I), sendo informados que poderiam deixar de participar da pesquisa em qualquer momento, se assim desejassem.

5.2 Aspecto ético

Esta pesquisa atendeu a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos e que assegura aos indivíduos quatro preceitos éticos básicos: a autonomia, para participar da pesquisa o indivíduo deverá consentir (apêndice 01) e terá liberdade para desistir a qualquer momento do estudo; a não maleficência, qualquer dano previsível será evitado; a beneficência, ponderação de riscos e benefícios para o então comprometimento com o máximo de benefícios e o mínimo de danos e riscos; justiça, a pesquisa apresenta relevância social e os indivíduos envolvidos terão igualdade na consideração de seus interesses. O projeto foi encaminhado ao comitê de ética da universidade e aprovado sob o número 18839.

5.3 Definição Operacional das Variáveis

A fim de auxiliar na identificação e nomenclatura das variáveis envolvidas no trabalho, um esquema das principais forças envolvidas na execução do exercício é apresentado na Figura 2.

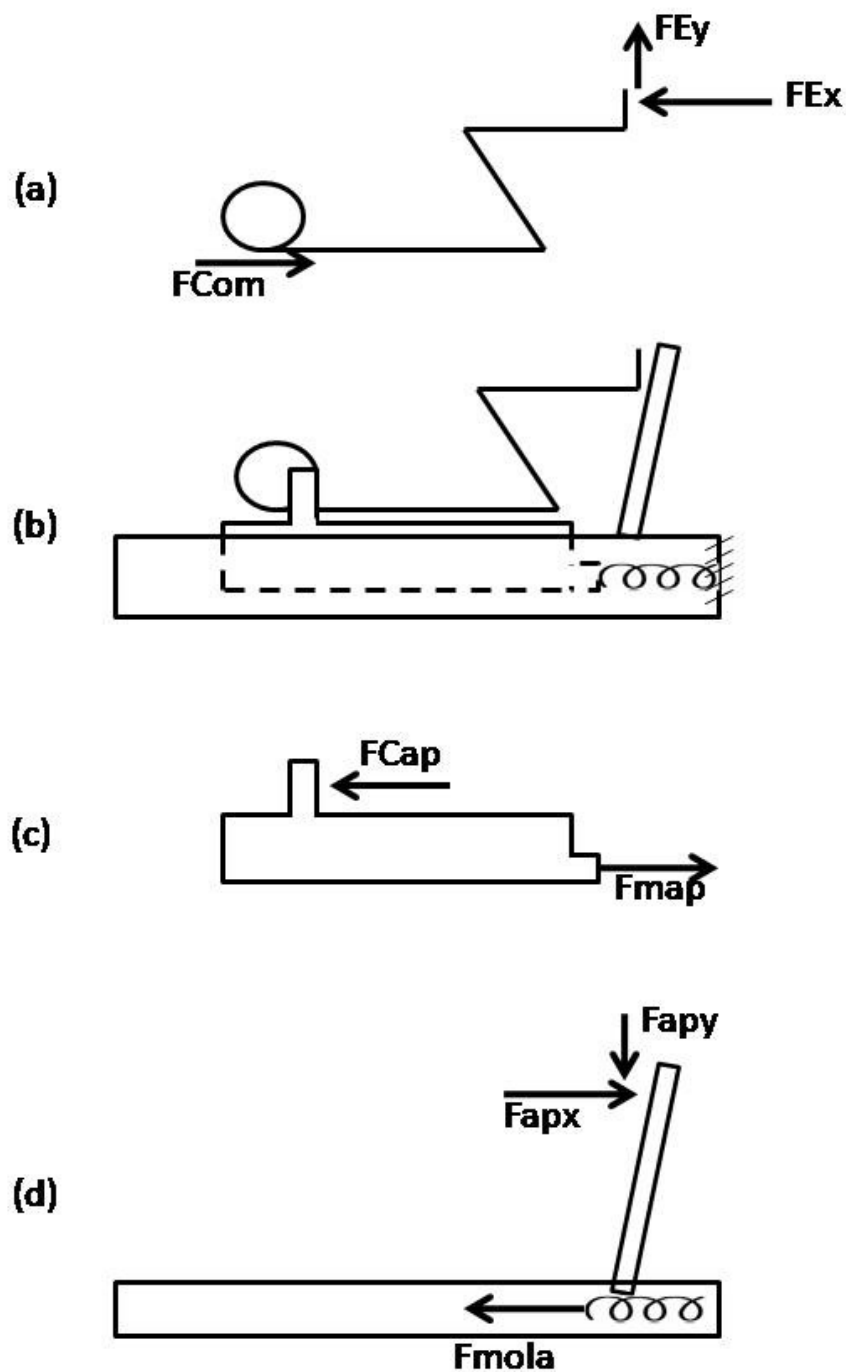


Figura 2: esquema das principais forças externas que agem no indivíduo e no aparelho, sendo (a) as forças atuantes no indivíduo, (b) desenho esquemático da situação, (c) as forças atuantes na parte móvel do *Reformer* (carrinho) e (d) as forças atuantes na parte fixa do *Reformer*. Onde FE é a força de contato do aparelho sobre os pés do indivíduo decomposta nas direções horizontal (x) e vertical (y); F_{com} é a força de contato do aparelho sobre o ombro do indivíduo; F_{Cap} é a força de contato do ombro sobre o aparelho; F_{map} é a força da mola sobre a parte móvel do aparelho; F_{ap} é a força de contato do pé do indivíduo sobre o aparelho decomposta nas direções horizontal (x) e vertical (y); F_{mola} é a força necessária para distender a mola, considerada a carga do aparelho.

Variáveis:

- Aceleração do segmento: a variação da velocidade no decorrer do tempo. Foi calculada por dupla derivação da posição do segmento.
- Amplitude articular: a diferença entre os ângulos máximos e mínimos de cada articulação no decorrer do movimento. Foi mensurada para cada indivíduo a partir de dados cinemáticos.
- Força da mola (F_{map}): força necessária para distender a mola. Foi calculada a partir da deformação da mola e da constante de elasticidade.
- Constante de elasticidade: é a medida de rigidez da mola. Foi calculada para cada mola a partir de procedimento de calibração.
- Variação de comprimento da mola: a diferença entre o comprimento inicial e final da mola. Foi mensurado com dados cinemáticos.
- Distância perpendicular muscular: menor distância perpendicular entre a linha de ação da força do músculo e o eixo da articulação. Foram considerados dados médios da literatura.
- F_{mola} (Carga): A força que a mola exerce na parte móvel do aparelho. Foi considerada igual a F_{map} (par ação e reação).
- Força do carrinho (F_{Cap}): a força de contato do ombro do indivíduo sobre a parte móvel do aparelho juntamente com a força de atrito entre o aparelho e o indivíduo. Não foi mensurada para o modelo. Foi considerada igual a F_{Com} (par ação e reação).
- Força da barra de apoio dos pés (F_{ap}): a força de contato dos pés do indivíduo sobre o aparelho. Foi mensurada com auxílio de células de carga nas suas componentes horizontais F_{apx} e verticais F_{apy} .
- Força do ombro (F_{com}): a força de contato do aparelho sobre o ombro do indivíduo juntamente com a força de atrito entre o aparelho e o indivíduo. Não foi mensurada para o modelo. Foi considerada igual a F_{Cap} (par ação e reação).
- Força externa (F_E): a força de contato do aparelho sobre o pé do indivíduo. Foi considerada igual a F_{Cap} (par ação e reação).
- Força proximal líquida: a força resultante calculada para cada articulação, considerando forças de diferentes músculos agonistas e antagonistas, assim como de estruturas articulares. Foi calculada por meio da técnica de dinâmica inversa.

- Massa do segmento: estimativa da inércia translacional de cada segmento. Foi estimado com dados da literatura em relação a massa total do indivíduo, de acordo com o modelo de Clauser (1969).
- Momento proximal líquido: o efeito líquido de todas as estruturas anatômicas que produzem força sobre a articulação. Foi calculado por meio da técnica da dinâmica inversa.
- Peso do indivíduo (P): o peso de cada indivíduo da amostra. Foi avaliado através do uso de uma balança digital.
- Ritmo de execução: o tempo que o indivíduo leva para realizar uma execução do movimento. Foi calculado como a média do tempo de execução de cada uma das oito repetições centrais da série.

5.4 Amostra

A amostra foi composta por 15 indivíduos de ambos os sexos, entre 20 e 50 anos, familiarizados ao Método Pilates e sem histórico de lesão. Para definição do tamanho da amostra foram utilizados dados da literatura de pico de força externa no aparelho *Reformer* e de picos de força proximal na articulação do joelho (SELF *et al.*, 1996; ESCAMILLA, R. *et al.*, 2001). Para calcular o número amostral foi utilizada a equação 11:

$$n = \frac{Z^2 \cdot dp^2}{(m \cdot e)^2} \quad \text{Equação 11}$$

Onde,

n é o tamanho da amostra

Z é o valor tabelado em relação a nível de significância (1,96 para $\alpha = 0,05$)

dp é o desvio padrão da variável em questão, obtido na literatura e equivalente a 433 N.

m é a média da variável em questão, obtida da literatura e equivalente a 2705 N.

e é o erro de medida tolerado (estimado em 10%) aplicado sobre a média da variável em questão.

5.5 Instrumentos de Pesquisa

- Aparelho *Reformer* marca FP;
- Molas com diferentes coeficientes de rigidez;
- Barra de pés instrumentada, adaptável ao *Reformer*, desenvolvida para o estudo;
- 02 computadores portáteis;
- Dois condicionadores de sinais (Miotec, modelo Miotool 400);
- Unidade de sincronismo;
- Uma Câmera de vídeo (JVC GR-DVL 9800);
- Um refletor;
- Calibrador *Peak Performance*[®], modelo 5.3;
- Marcadores reflexivos esféricos com 15 a 20 mm de diâmetro;
- Fita métrica (resolução de 0,01 m);
- Balança digital com capacidade até 120 kg (Plena, modelo Linea II – sensibilidade e resolução de 0,01 kg);
- *Software* Matlab[®] 7.0;
- *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido na Escola de Engenharia – UFRGS);
- *Software* Dvideow 6.2 – ‘Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física –UNICAMP);
- *Software* Miograph 2.0;
- *Software* SPSS 18.0.

5.6 Procedimentos metodológicos

Os procedimentos metodológicos realizados nesse estudo serão descritos a seguir.

5.6.1 Protocolo de coleta

Este estudo foi conduzido no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul

(UFRGS). Ao chegar para a coleta de dados cada indivíduo foi informado sobre os procedimentos da coleta e lhe foi requerido que lesse o termo de consentimento livre esclarecido. Concordando com a participação, deveria assinar o termo. Após, foi verificada estatura e massa corporal do indivíduo e, após aquecimento no aparelho, foi determinada a carga a ser utilizada no *Reformer*.

Cada indivíduo realizou uma série de 10 repetições do gesto de extensão de quadril e joelhos, enquanto foram coletados dados de cinemetria e dinamometria. Durante o exercício, o indivíduo ficou posicionado em decúbito dorsal sobre o carrinho com os pés apoiados na barra de apoio dos pés (Figura 1). No decorrer do exercício o indivíduo empurrou a barra, alterando os ângulos articulares. O ritmo de execução foi livre, de acordo com o que cada indivíduo realizava no seu treinamento usual.

5.6.2 Variáveis cinemáticas

Para a coleta de dados cinemáticos foi utilizado um sistema de vídeo composto por uma câmera de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800, com frequência de amostragem 25 Hz e tempo de abertura do diafragma da lente (*shutter*) ajustado em 1/250) para gravação das imagens, iluminação direcionada por equipamento refletor e foi utilizado o *software* Dvideow.

Cinco marcadores reflexivos esféricos, com 15 mm de diâmetro, foram posicionados sobre referências anatômicas do lado direito do corpo (base do quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral da tíbia, trocanter maior do fêmur e acrômio), além de um marcador posicionado no carrinho (Figura 03). Para permitir a posterior reconstrução dos dados foi utilizado um calibrador *Peak Performance* (*Peak Performance Technologies Inc.*, Englewood, USA), posicionado distante dois metros da câmera. A câmera foi posicionada em um plano paralelo ao plano sagital do indivíduo.

5.6.3 Variáveis cinéticas

As variáveis cinéticas referentes à força externa foram obtidas com o uso de uma barra instrumentada. A força externa e as posições dos segmentos foram consideradas parâmetros iniciais para obter as forças internas, calculadas com o método da dinâmica inversa.

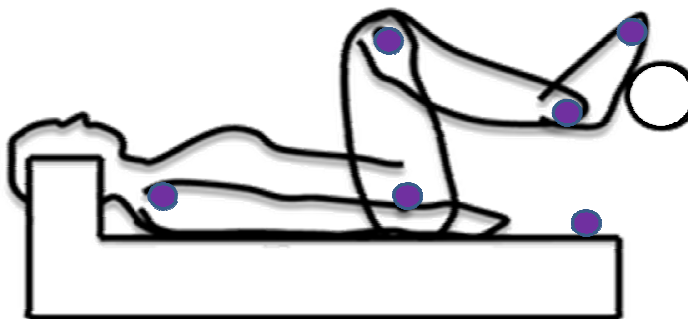


Figura 3: Marcadores reflexivos posicionados no indivíduo e no aparelho.

5.6.3.1 Definição da carga

No aparelho *Reformer* o carrinho onde o indivíduo se posiciona pode ter até cinco molas acopladas, que podem ou não estar pré-distendidas no início do exercício. Para determinar as molas que foram utilizadas para cada participante e se ela seria pré-distendida, foi considerada a sensação do indivíduo (que respondeu se a carga era alta o suficiente para oferecer resistência sem ser desconfortável) e a execução correta do exercício observada pelo avaliador.

5.6.3.2 Mensuração da carga

A força aplicada pelo pé do indivíduo na barra de apoio dos pés foi mensurada com o auxílio de uma barra de pés instrumentada adaptada ao *Reformer* (Figura 04). Foram utilizadas quatro células de carga de tração/compressão adaptadas à barra de apoio, sendo duas no sentido horizontal e duas no sentido vertical. A soma dos vetores de cada célula permitiu calcular a magnitude e a direção da força externa do exercício de extensão de quadril e joelhos no aparelho *Reformer*, que foi estimada como sendo igual entre os dois pés. Para conectar a célula ao computador foi utilizado o sistema Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos).

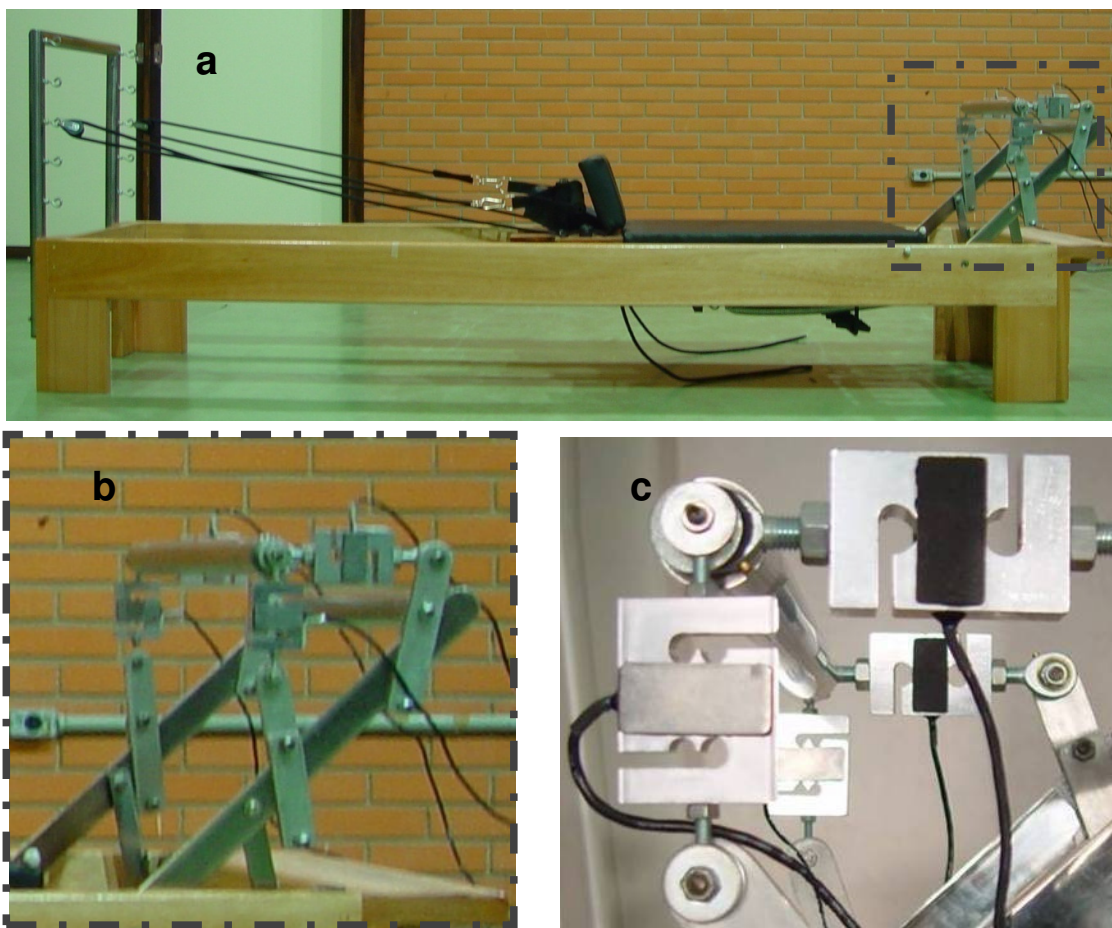


Figura 4: (a) Reformer com a barra de pés instrumentada; (b) detalhe do posicionamento da barra de pés instrumentada; e (c) configuração das células de carga, duas na horizontal e duas na vertical.

5.6.5 Sincronização dos sistemas

Para sincronizar os dados provenientes de cada um dos sistemas de coleta de cinemática e dinamometria foi utilizado um sincronismo manual. O dispositivo é composto por um circuito elétrico ligado a um canal de um dos Miotool. Quando o dispositivo de sincronismo for ativado ocorre uma mudança no nível de tensão elétrica. Essa tensão é registrada pelo Miotool ao mesmo tempo em que um led acende no aparelho. Esse led deve aparecer na imagem obtida pela câmera de vídeo. O quadro no qual o led é aceso foi sincronizado ao momento em que ocorre a mudança do sinal no canal do Miotool utilizado. Para realizar o sincronismo foi criada uma rotina utilizando o software Matlab.

5.7 Tratamento dos Dados

Os dados de cinemetria e dinamometria coletados foram processados utilizando os *softwares* Matlab® 7.0 e Dvideow (Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits; versão 5.3 – desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP e no Instituto de Computação da UNICAMP) (BARROS *et al.*, 1999).

No *software* Dvideow as imagens foram digitalizadas e reconstruídas de forma bidimensional a partir dos dados do calibrador. Com as informações da reconstrução dos dados foram obtidas as informações de comprimento dos segmentos e de ângulos e posições articulares.

No *software* Matlab® 7.0 foi feito o processamento dos dados de dinamometria, que foram sincronizados com os dados de cinemetria. Os dados de dinamometria foram filtrados com filtro Butterworth passa baixa de terceira ordem, com a frequência de corte definida utilizando o critério de análise de resíduos (WINTER, 2005). Foi calculada a magnitude e a direção da força de contato do aparelho sobre os pés do indivíduo (F_{pe}), utilizando a barra instrumentada. Essa barra era composta por 4 células de carga, duas células de 50 N no sentido vertical e duas células de 100 N no sentido horizontal. Com essas informações foi obtida uma força resultante e a direção dessa força (Figura 5).

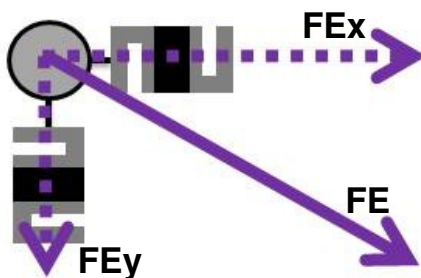


Figura 5: Componentes da força externa obtidos com a barra de pés instrumentada.

A análise de dinâmica inversa foi realizada em ambiente *Matlab*. Utilizando os dados coletados e informações oriundas da literatura e diagramas de corpo livre dos segmentos (Figuras 6 a 9) foram calculadas as forças e momentos proximais em cada uma das articulações do tornozelo, joelho e quadril e foi feita a distribuição das forças proximais entre os principais músculos que cruzam cada articulação.

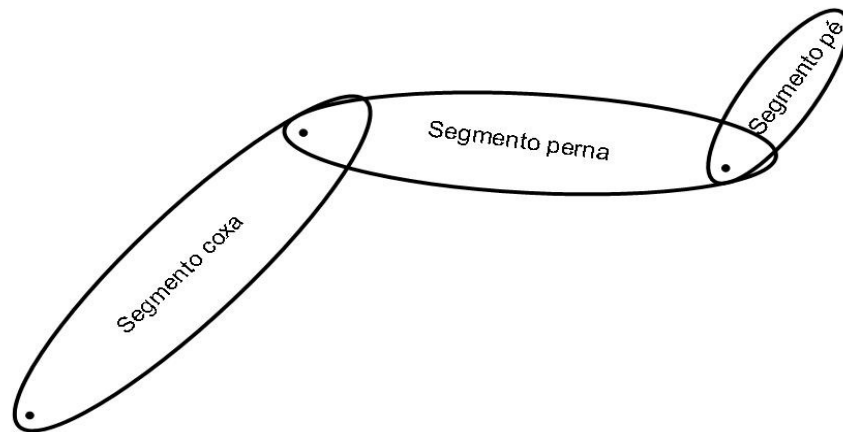


Figura 6: Representação esquemática dos segmentos no meio do exercício.

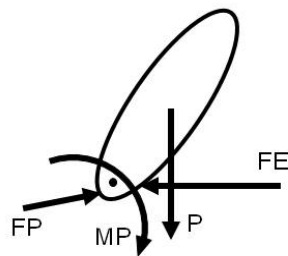


Figura 7: Diagrama de Corpo Livre do segmento pé, onde FE é a força externa, P é o peso do segmento, PF é a força proximal e MP é o momento proximal.

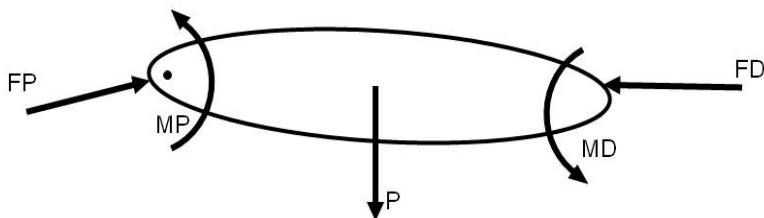


Figura 8: Diagrama de Corpo Livre do segmento perna, onde FD é a força distal no segmento, MD é o momento Distal, P é o peso do segmento, PF é a força proximal e MP é o momento proximal.

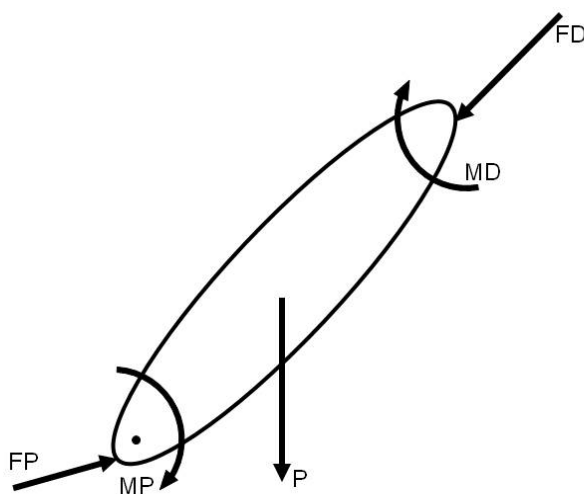


Figura 9: Diagrama de Corpo Livre do segmento coxa, onde FD é a força distal no segmento, MD é o momento Distal, P é o peso do segmento, PF é a força proximal e MP é o momento proximal.

Para a predição das forças musculares foi utilizada uma rotina no software Matlab. A equação de distribuição utilizada foi aquela sugerida por Crownshield e Brandt (1981). Na figura 10 é apresentados um fluxograma com os principais procedimentos utilizados no modelo para realizar dinâmica inversa o processo de otimização das forças musculares.

Quadro 1 Músculos incluídos no modelo e suas características de acordo com Pierrynowski (1982). Valores negativos de d^{\perp} no quadril correspondem a músculos que realizam torque extensor e valores negativos de d^{\perp} no joelho correspondem a músculos que realizam torque flexor.

músculo	d^{\perp} quadril (m)	d^{\perp} joelho (m)	Pcsa (cm²)
Psoas maior	0.019		8.1
Íliaco	0.019		10.5
Gêmeo (superior)	-0.005		0.7
Gêmeo (inferior)	-0.005		1.1
Obturador externo	0.007		8.3
Piriforme	0.001		2.9
Quadrado femoral	-0.023		5.0
Pectíneo	0.029		4.1
Adutor longo	0.041		10.5
Adutor magno (anterior)	-0.016		2.4
Adutor magno (medial)	-0.037		6.5
Adutor magno (posterior)	-0.058		25.4
Adutor curto	0.015		4.3
Glúteo mínimo (anterior)	-0.004		4.1
Glúteo mínimo (medial)	-0.004		3.2
Glúteo mínimo (posterior)	-0.004		3.1
Glúteo médio (anterior)	0.003		9.4
Glúteo médio (medial)	0.002		6.6
Glúteo médio (posterior)	0.001		7.3
Glúteo máximo (profundo)	-0.030		5.9
Glúteo máximo (superficial)	-0.021	0.005	20.3
Tensor da fáscia lata	-0.023	0.005	4.4
Semimembranáceo	-0.054	-0.053	53.8
Semitendíneo	-0.061	-0.060	5.4
Grácil	0.020	-0.050	2.5
Sartório	-0.058	-0.048	2.7
Reto femoral	0.035	0.040	30.9
Bíceps femoral (longa)	-0.066	-0.023	27.4
Bíceps femoral (curta)		-0.023	11.0
Vasto lateral		0.040	84.7
Vasto intermédio		0.040	50.6
Vasto medial		0.040	26.2
Poplíteo		0.001	2.3
Gastrocnêmio (lateral)		-0.018	14.1
Gastrocnêmio (medial)		-0.021	25.6
Plantar		-0.016	1.2

5.8 Tratamento estatístico

Para obter resultados de momento máximo e desvio padrão foi realizada estatística descritiva no programa Excel. Para os resultados gráficos de momento proximal e predição de forças foi obtida a média das oito repetições centrais e desvio padrão de cada participante utilizando rotina no programa Matlab 7.5.

6. Resultados

Com a metodologia empregada nesse estudo foi possível calcular os momentos proximais resultantes das articulações de quadril e joelho e, a partir desses resultados, estimar a força realizada por cada um dos músculos dessas articulações. Esses resultados se mostraram sujeito dependente e serão apresentados separadamente para cada indivíduo.

Nas Figuras 11 a 18 os resultados de momento proximal resultante de cada articulação são apresentados na forma de média e desvio padrão das oito repetições centrais do movimento. Nesses gráficos pode ser visualizada a grande variabilidade nas curvas médias de cada indivíduo da amostra.

Na tabela 1 são apresentados os valores médios de pico de momento e ângulo no qual o pico foi identificado entre todos os indivíduos. Os ângulos iniciais e finais de flexão de cada articulação variaram entre os indivíduos. Essa variação ocorreu porque a amplitude de movimento dos indivíduos não foi controlada, estando eles livres para realizar o exercício como estavam acostumados. No joelho a amplitude do movimento foi de 106 (± 4) graus de flexão até 19 (± 7) graus de flexão e no quadril foi de 76 (± 5) graus de flexão até 26 (± 6) graus de flexão.

Tabela 1: Média e desvio padrão do pico de momento proximal resultante em cada fase do movimento e do ângulo em que o pico ocorreu.

	Fase de extensão		Fase de flexão	
	Momento (Nm)	Ângulo ($^{\circ}$)	Momento (Nm)	Ângulo ($^{\circ}$)
Quadril	13 \pm 18	40 \pm 20	14 \pm 21	41 \pm 18
Joelho	17 \pm 13	80 \pm 19	25 \pm 14	74 \pm 21

A variabilidade dos momentos proximais em cada articulação refletiu nos resultados da otimização. Entre os 36 músculos incluídos no modelo foram encontrados diferentes comportamentos de força durante o gesto. Alguns músculos apresentaram alta predição de força durante todo o gesto, alguns apenas em parte da amplitude, outros músculos tiveram baixa, porém constante predição de força, além daqueles que praticamente não tinham predição de força

em momento algum. A fim de melhorar a visualização dos resultados, escolheu-se por não apresentar os resultados dos músculos com baixa predição. Para selecionar os músculos que seriam apresentados foi adotado o critério de somente apresentar os resultados dos músculos cuja força predita somada contribuiria para, no mínimo, 95% do total da predição de força. Foi obtida a integral da força de cada músculo no decorrer do gesto e calculado o percentual do total da força que cada músculo seria responsável. Os percentuais obtidos foram dispostos em ordem decrescente e feita a soma cumulativa. Assim, dos 36 músculos, serão apresentados os resultados de 19. [Flávio: Metodologia]

Entre os músculos cuja predição de ativação é apresentada, são músculos que cruzam a articulação do quadril: Psoas Maior, Ilíaco, Obturador Externo, Pectíneo, Adutor Longo, Adutor Magno (porção medial), Adutor Magno (porção posterior), Adutor Breve, Glúteo Médio (Porção anterior) e Glúteo Médio (porção medial); são músculos biarticulares, que cruzam as articulações do quadril e do joelho simultaneamente: Glúteo Máximo (porção superior), Semimembráceo, Reto Femoral e Bíceps Femoral (Cabeça Longa); e são músculos que cruzam somente a articulação do joelho: Bíceps Femoral (Cabeça Curta), Vasto Lateral, Vasto Intermédio, Vasto Medial e Gastrocnêmio (porção medial).

O critério adotado para apresentação dos músculos não foi atingido em nenhum dos 15 indivíduos pelos músculos que cruzam a articulação do quadril: Gêmeo (superior), Gêmeo (inferior), Piriforme, Quadrado femoral, Adutor magno (anterior), Glúteo mínimo (anterior), Glúteo mínimo (medial), Glúteo mínimo (posterior), Glúteo médio (posterior) e Glúteo máximo (profundo); pelos músculos biarticulares: Tensor da fáscia lata, Semitendíneo, Grácil, Sartório; e pelos músculos que cruzam a articulação do joelho: Poplíteo, Gastrocnêmio (lateral) e Plantar.

Os resultados da otimização serão apresentados como a média da ativação de cada músculo entre os valores de predição obtidos nas oito repetições centrais do exercício. Para cada indivíduo serão apresentados os gráficos daqueles músculos que apresentaram ativação acima do limiar estabelecido (Figuras 19 a 33).

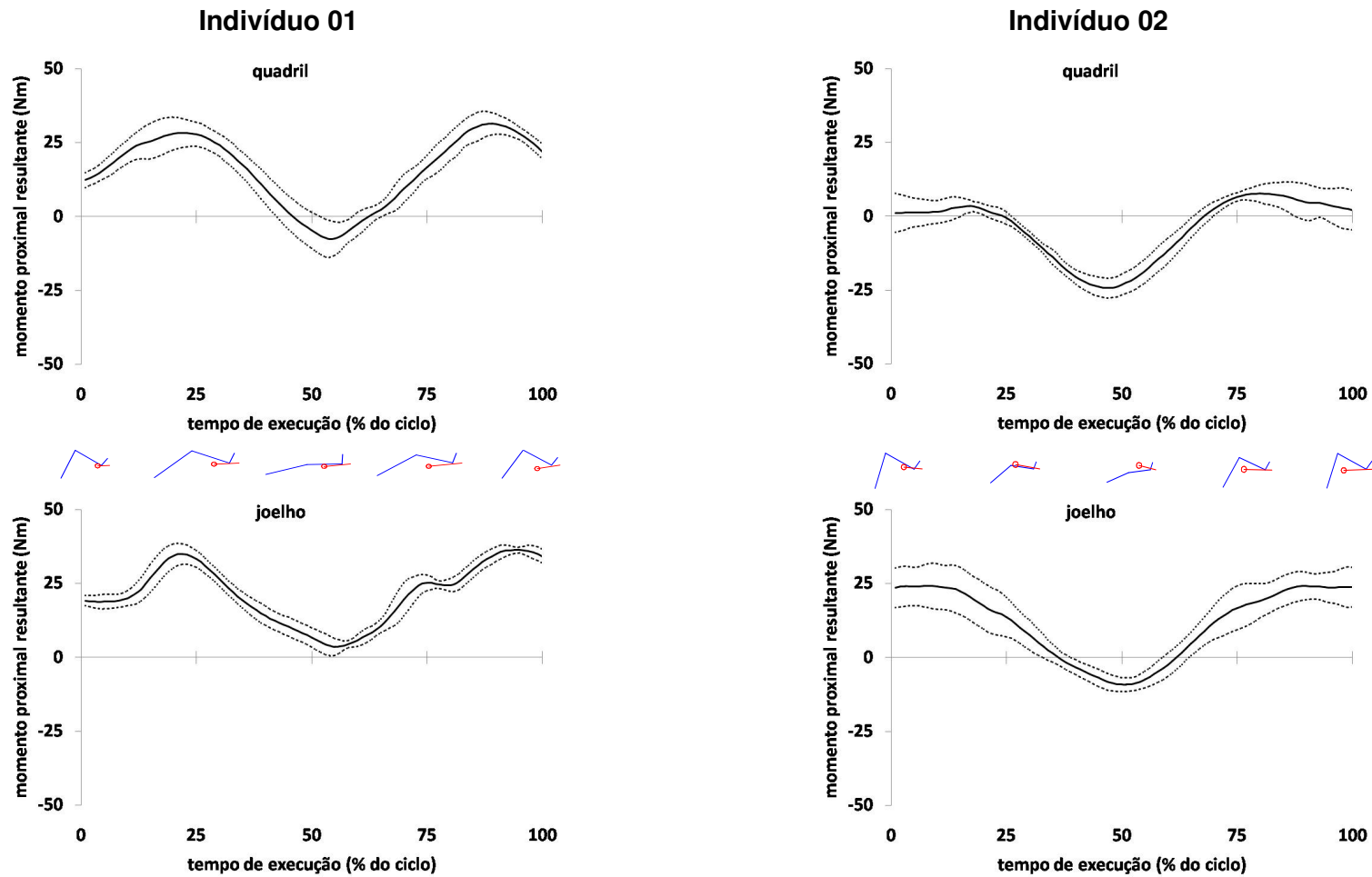
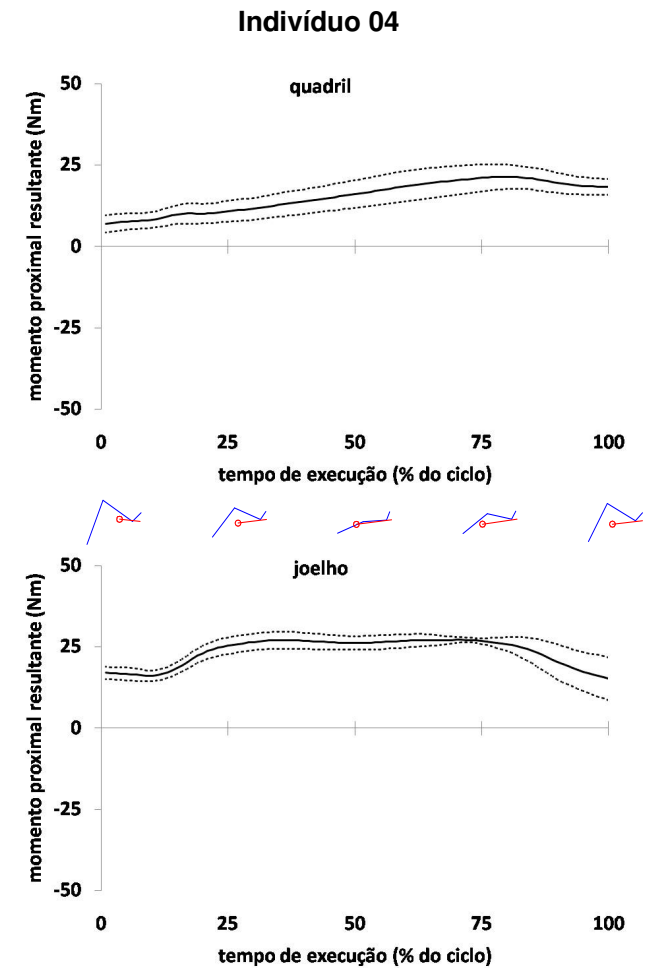
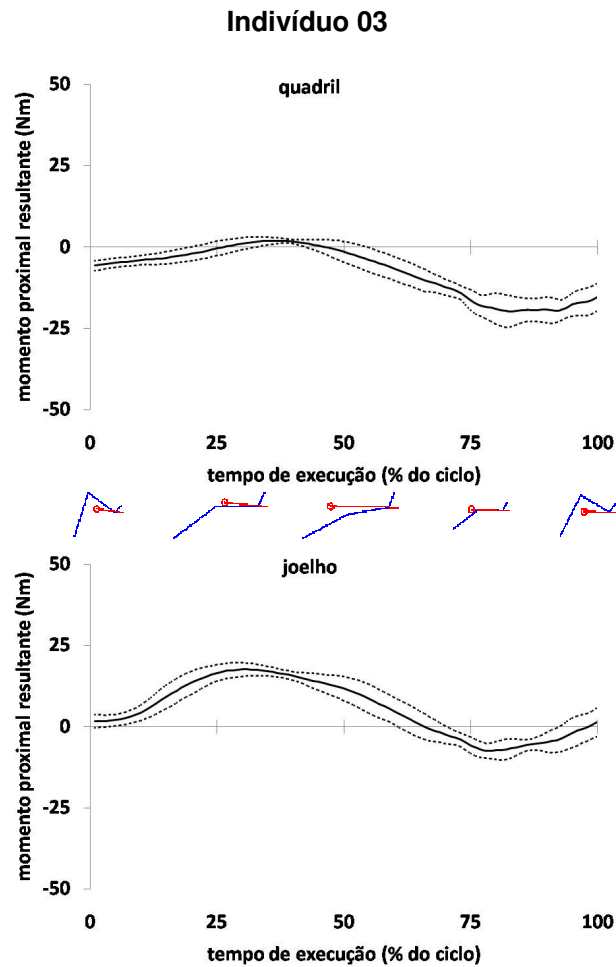


Figura 11: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).



Figuras 12: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

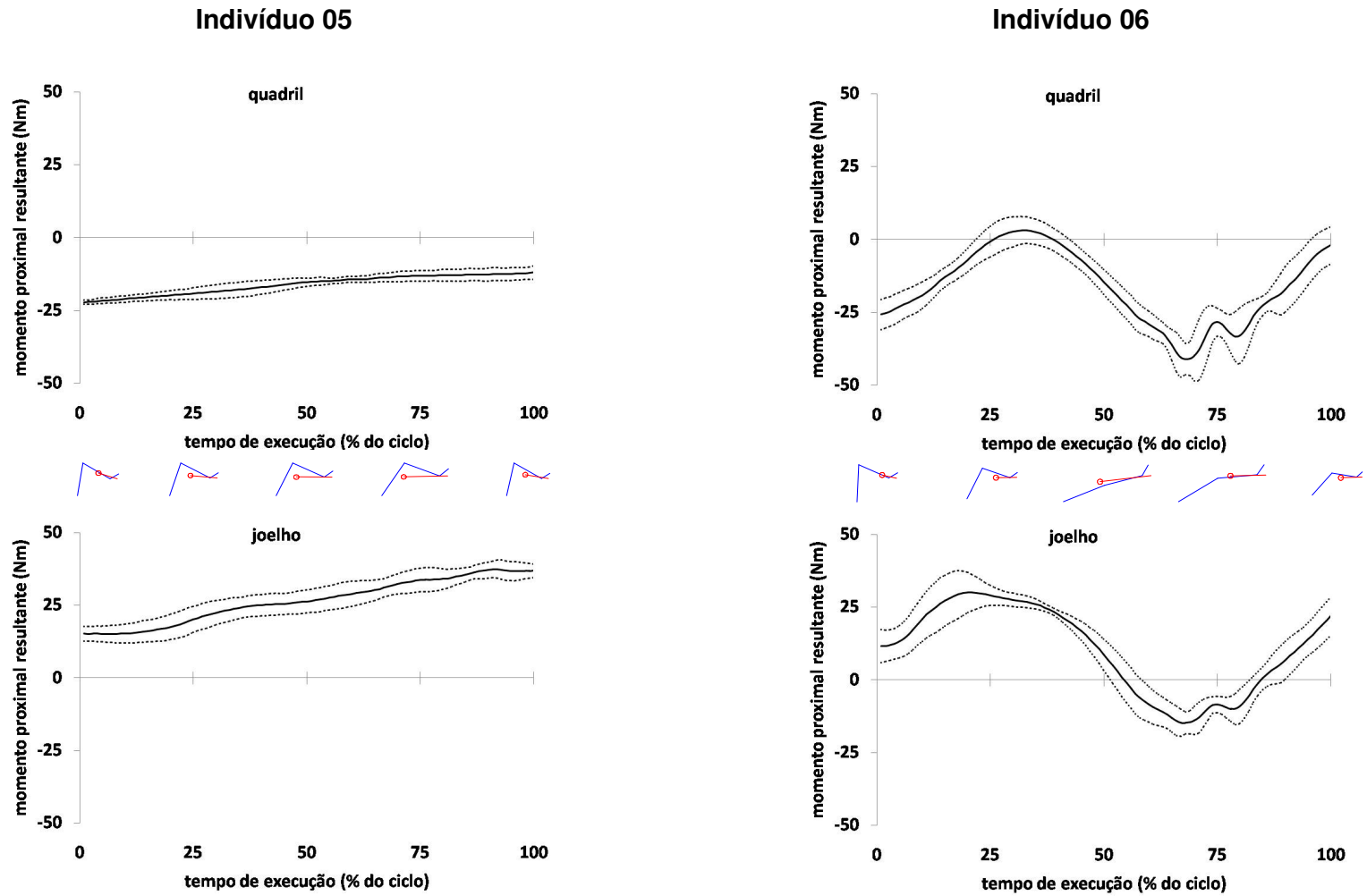


Figura 13: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

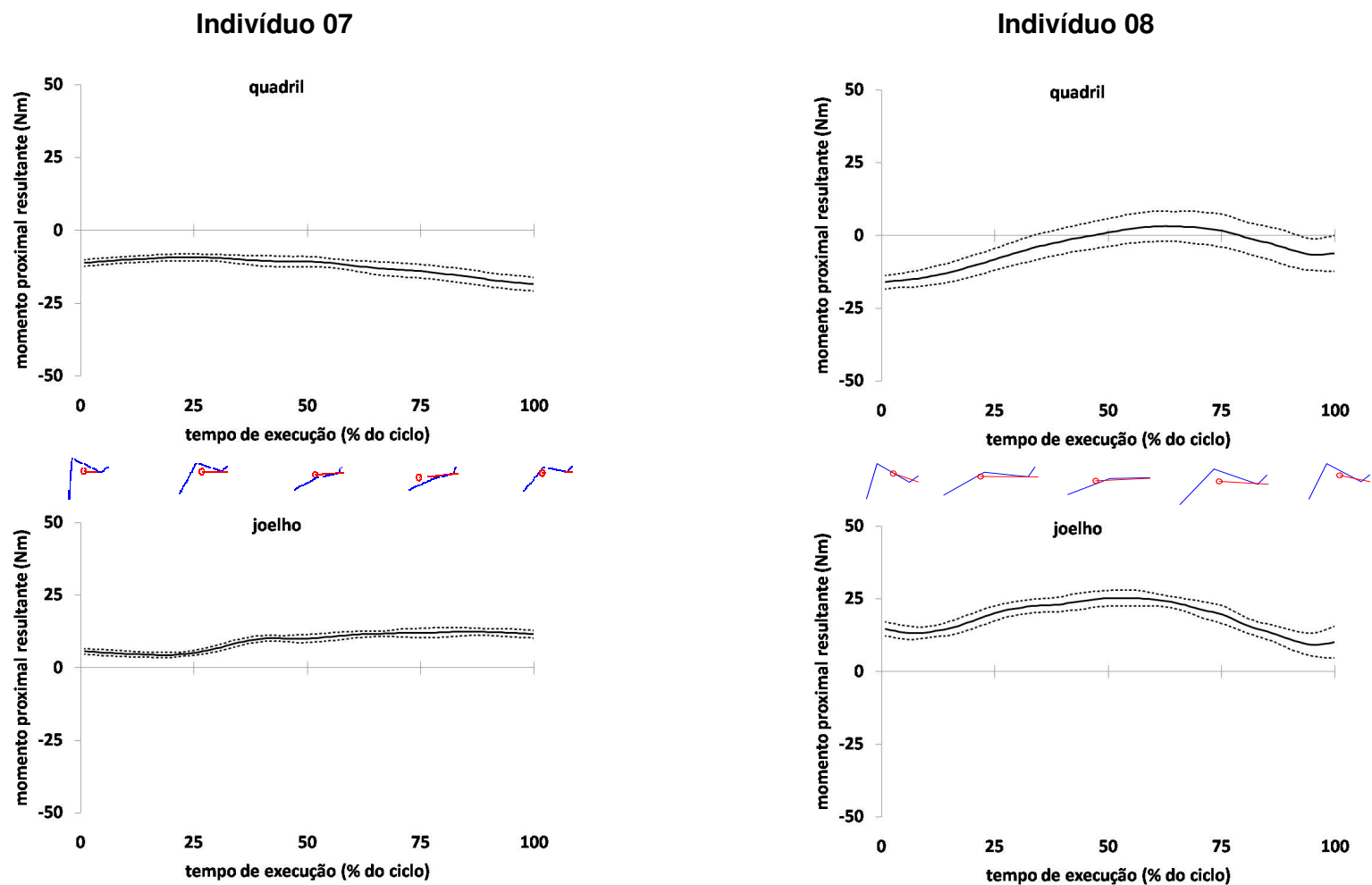


Figura 14: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

Indivíduo 09

Indivíduo 10

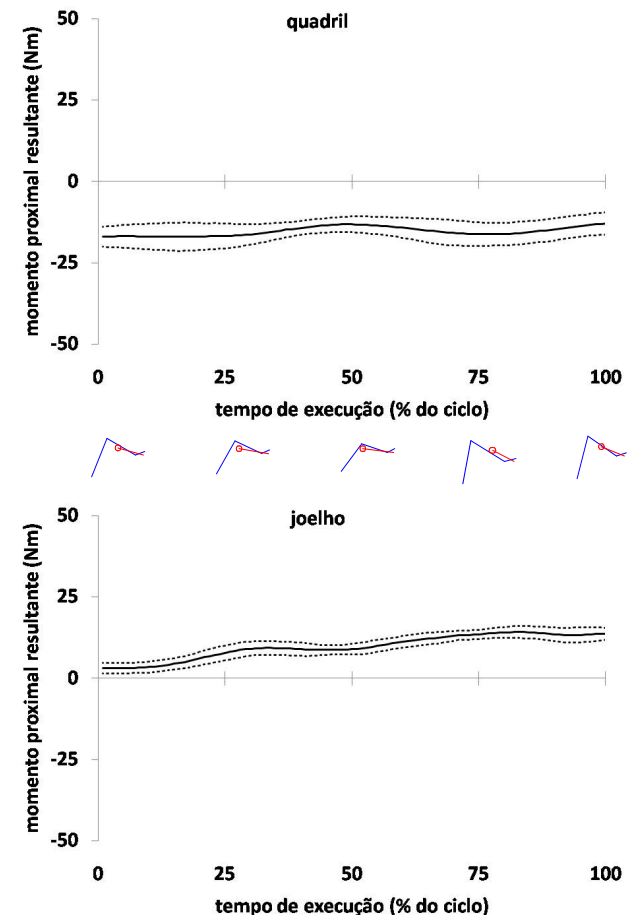
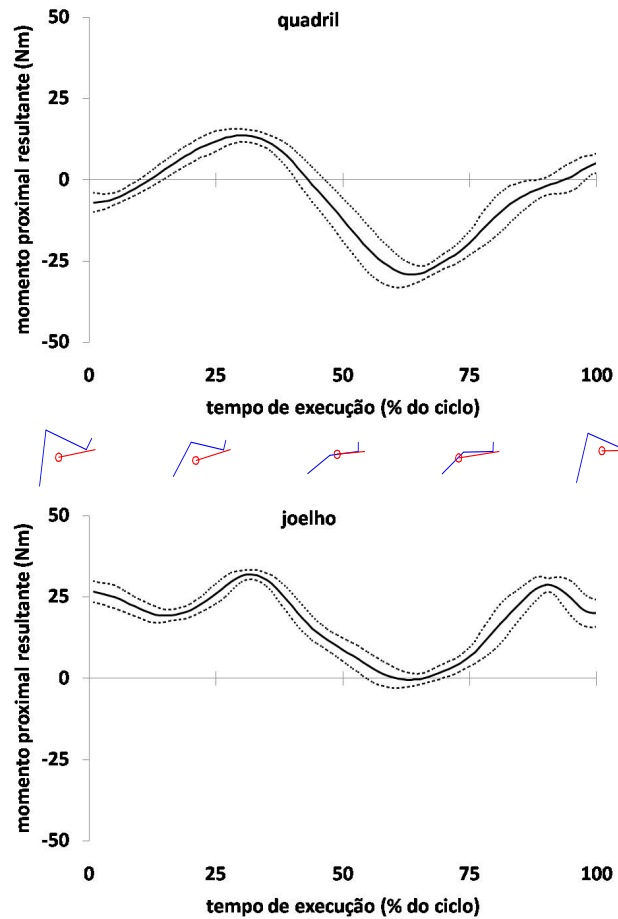
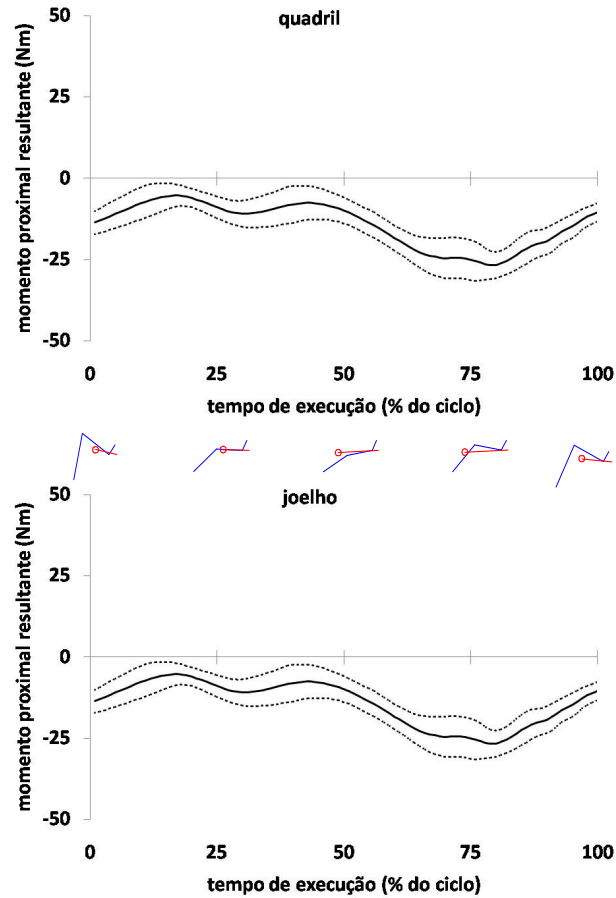


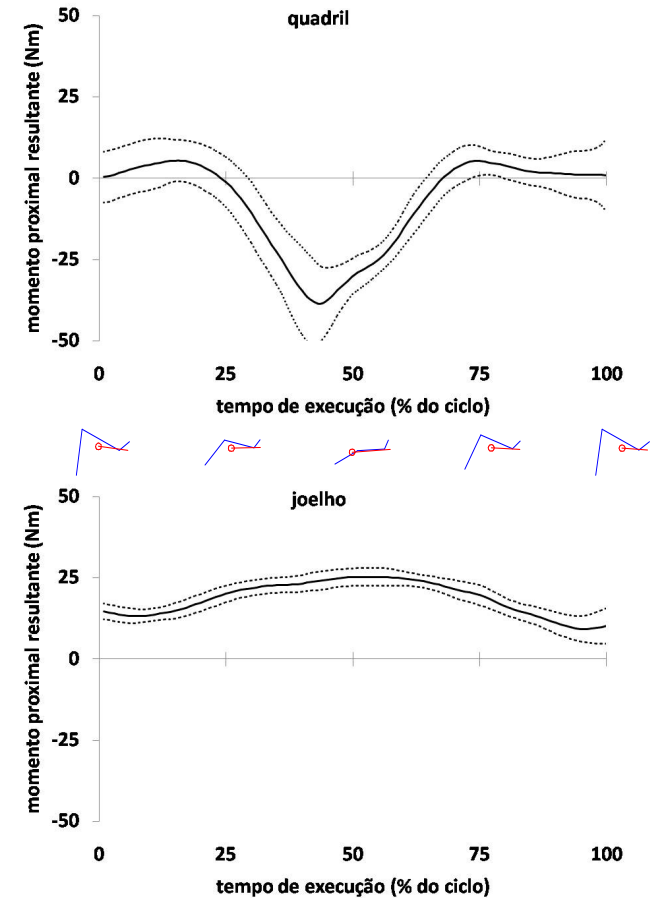
Figura 15: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

Indivíduo 11

Indivíduo 12



Indivíduo 13



Indivíduo 14

Figura 16: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

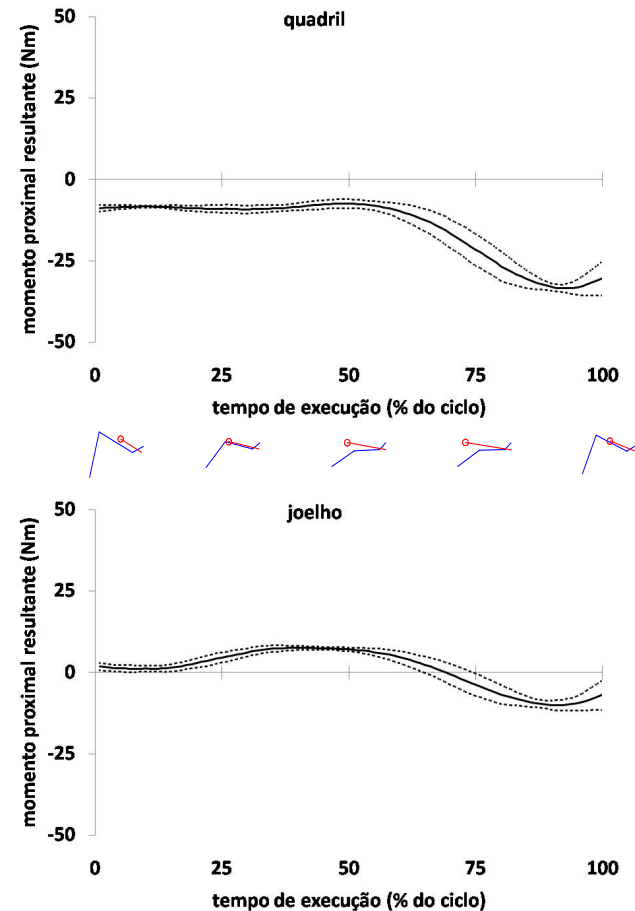
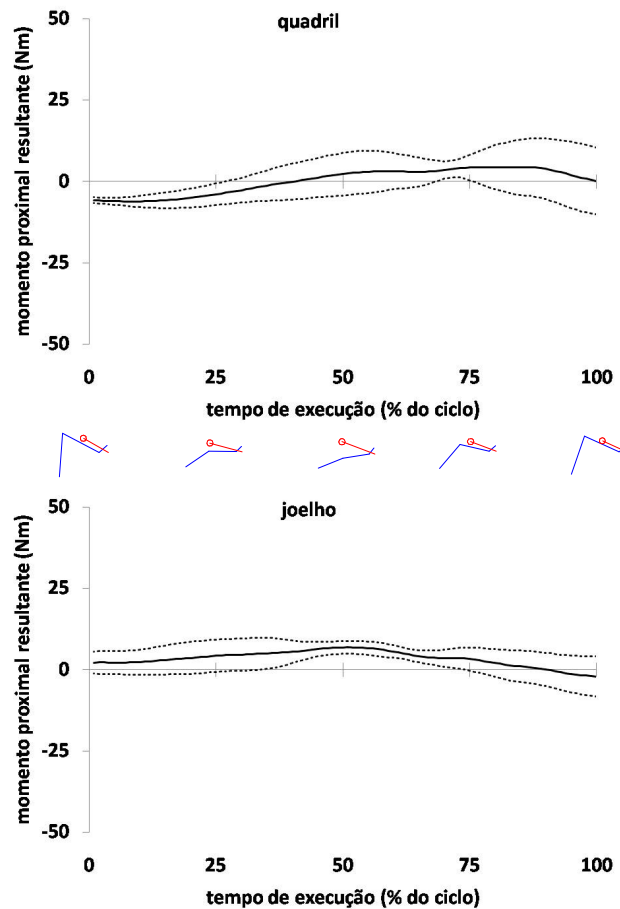


Figura 17: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

Indivíduo 15

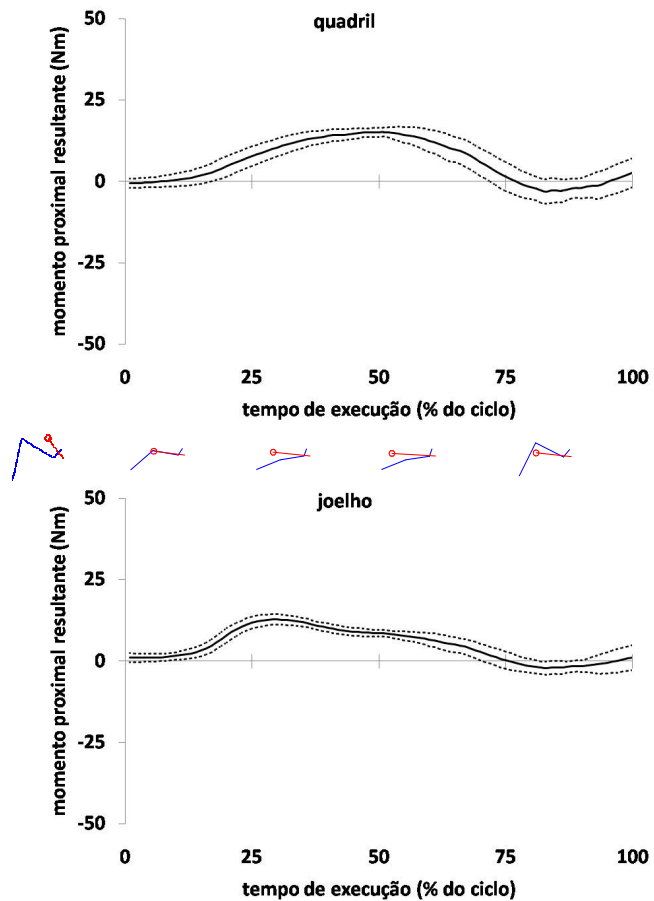


Figura 18: Média e desvio-padrão do momento proximal entre as 8 repetições centrais do exercício. Momentos positivos no quadril representam momentos flexores. Momentos positivos no joelho representam momentos extensores. No centro dos gráficos estão representados os segmentos coxa, perna e pé e a direção de ação da força externa a cada 25% do exercício, aproximadamente (não está em escala).

Indivíduo 01

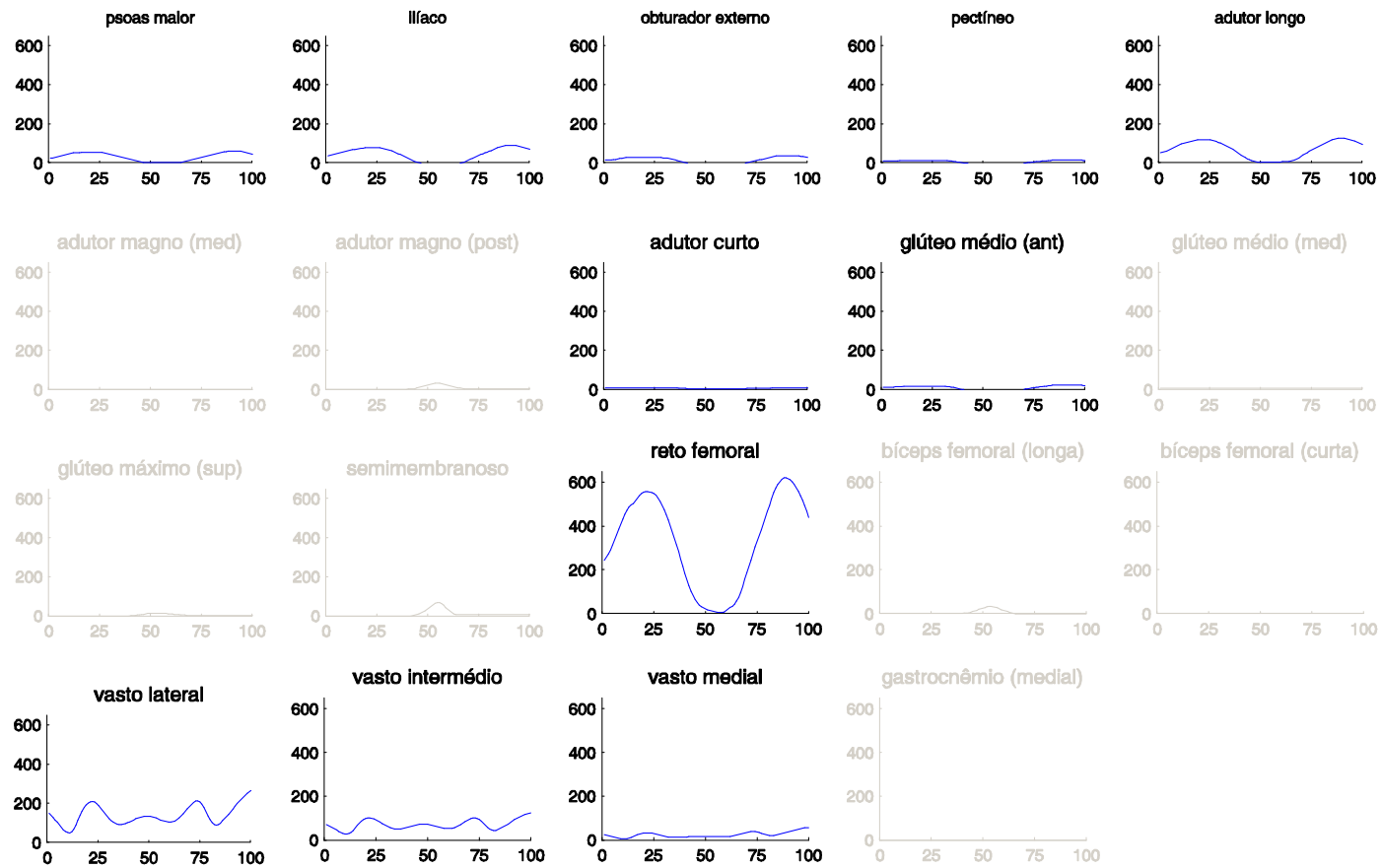


Figura 19: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 02

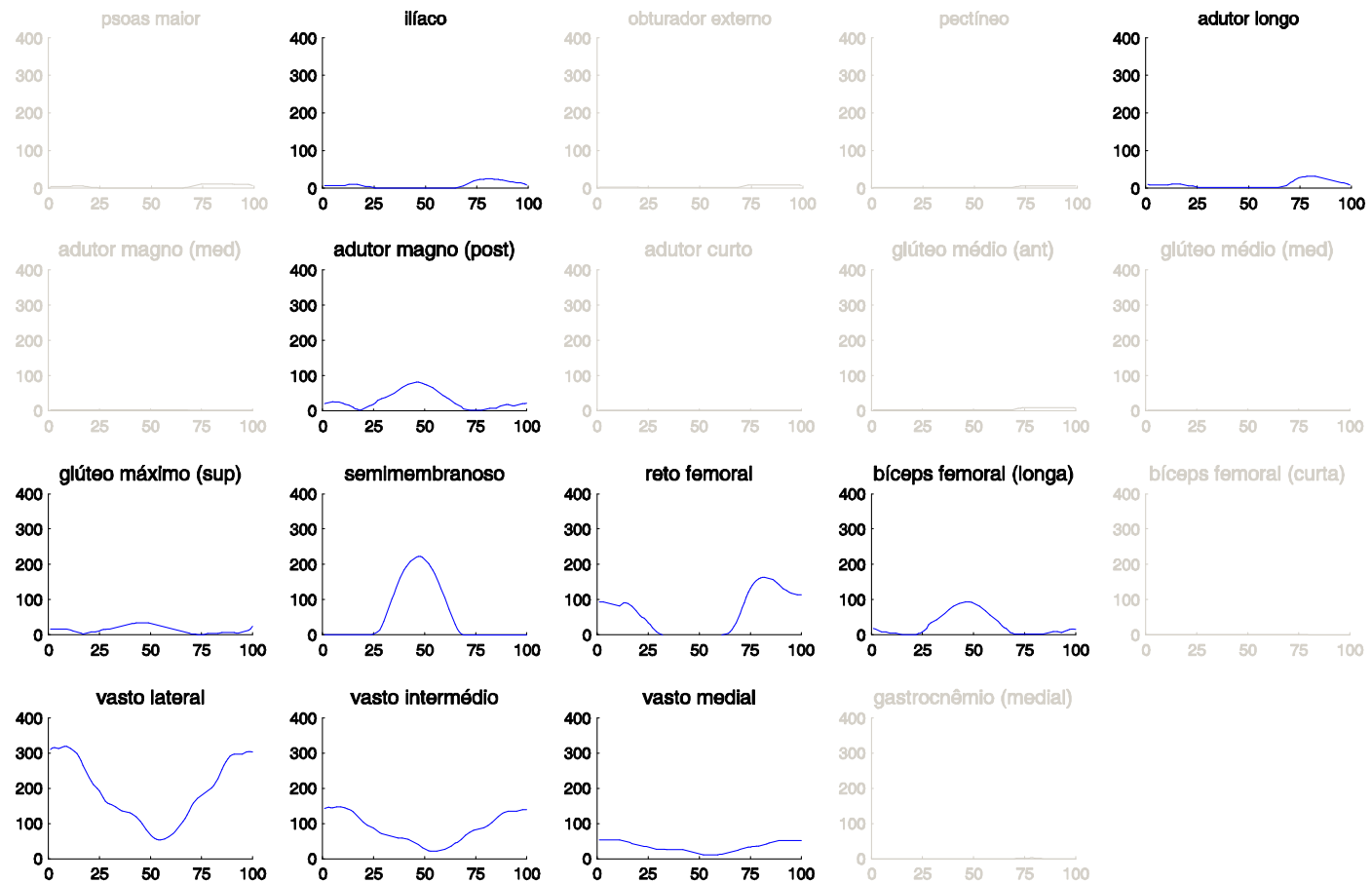


Figura 20: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 03

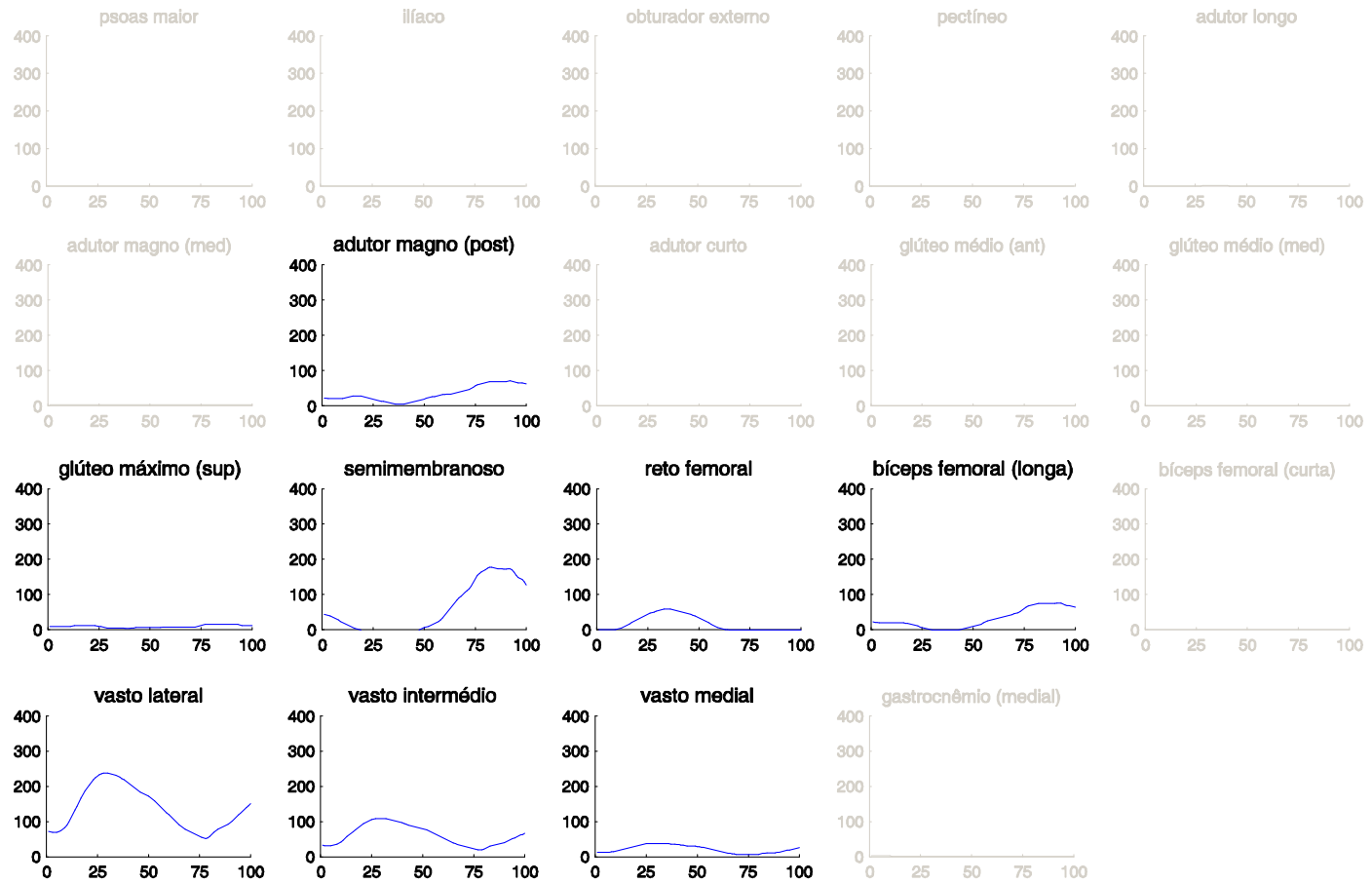


Figura 21: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desse indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 04

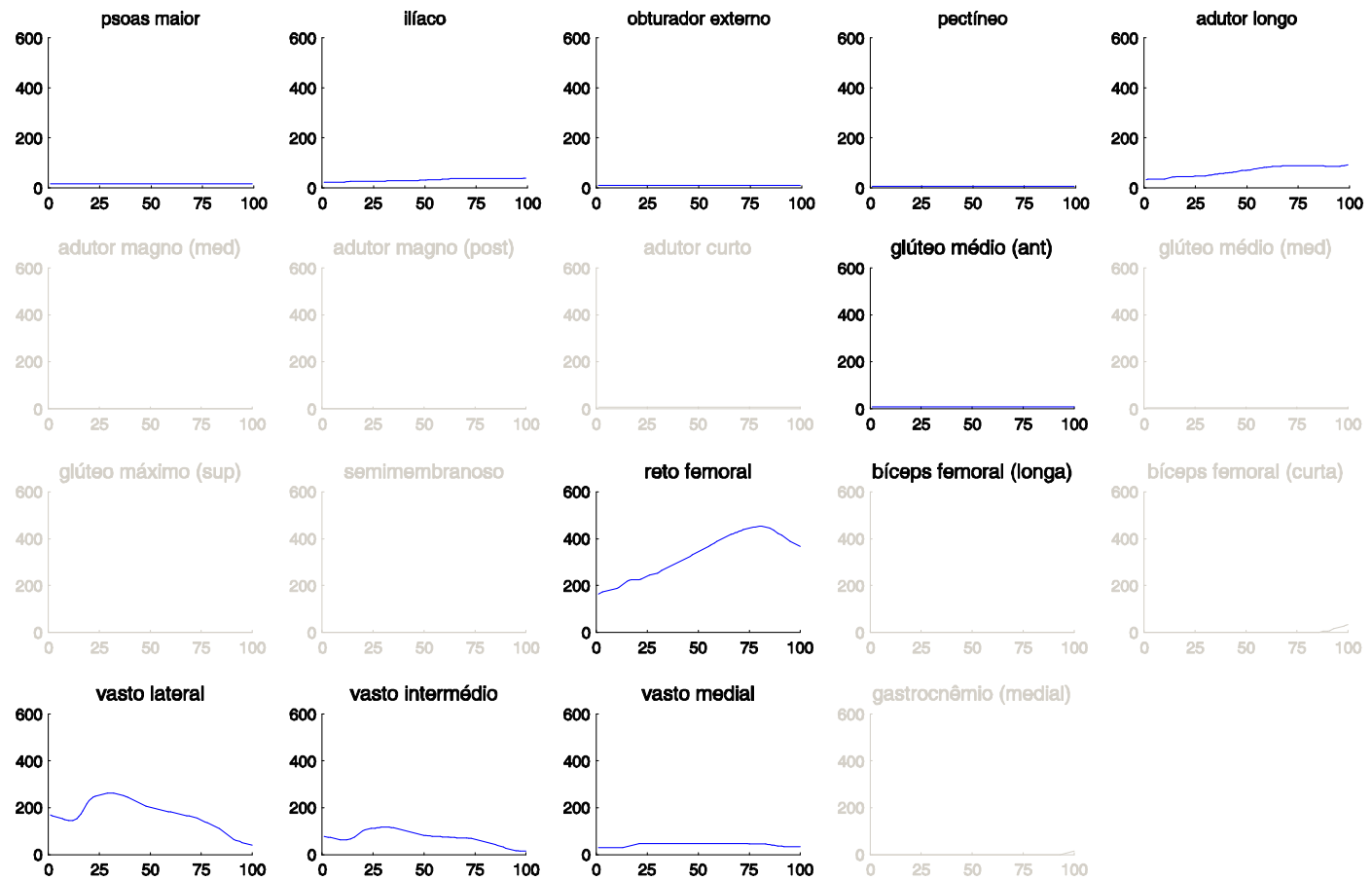


Figura 22: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 05

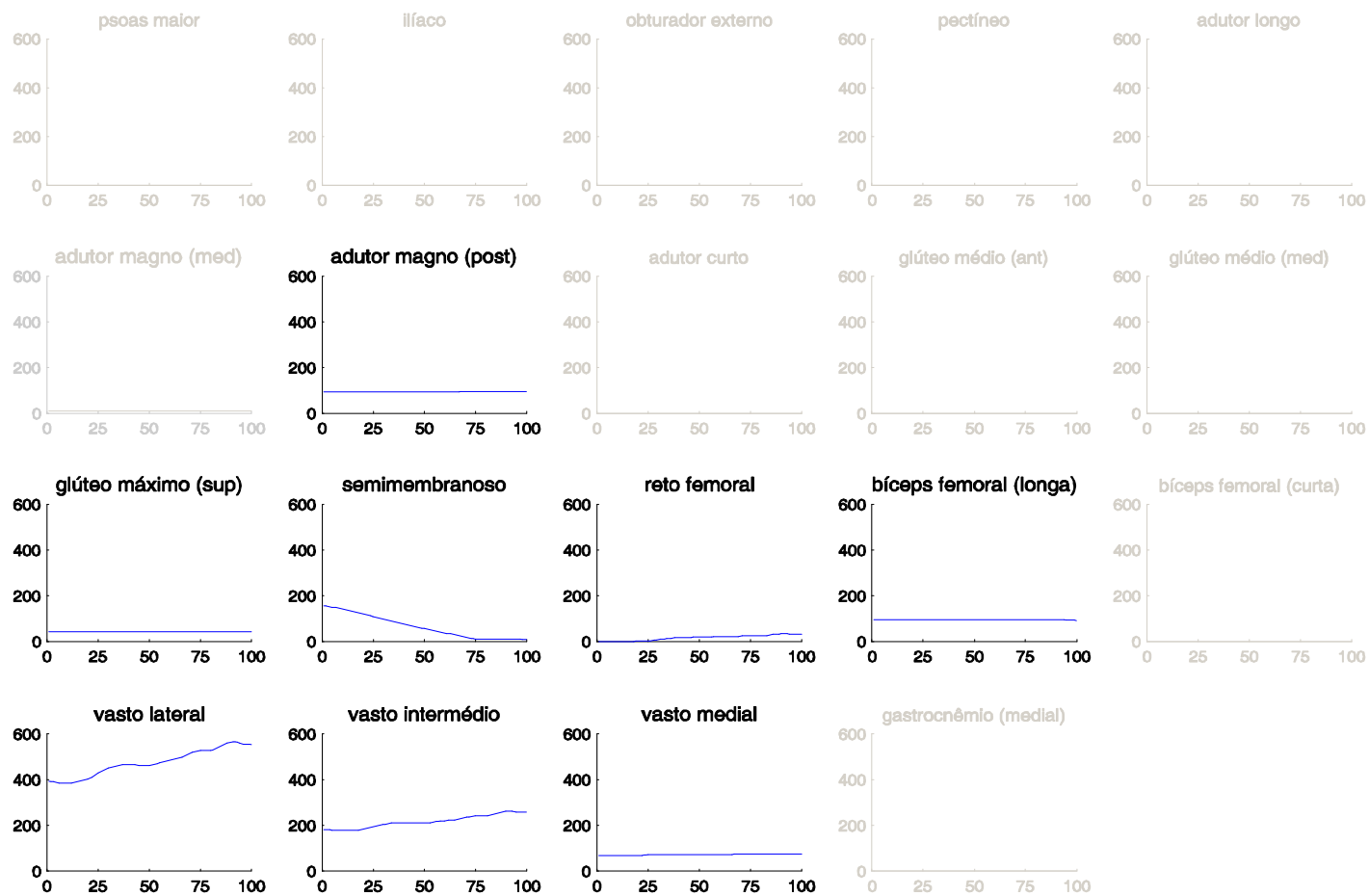


Figura 23: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 06

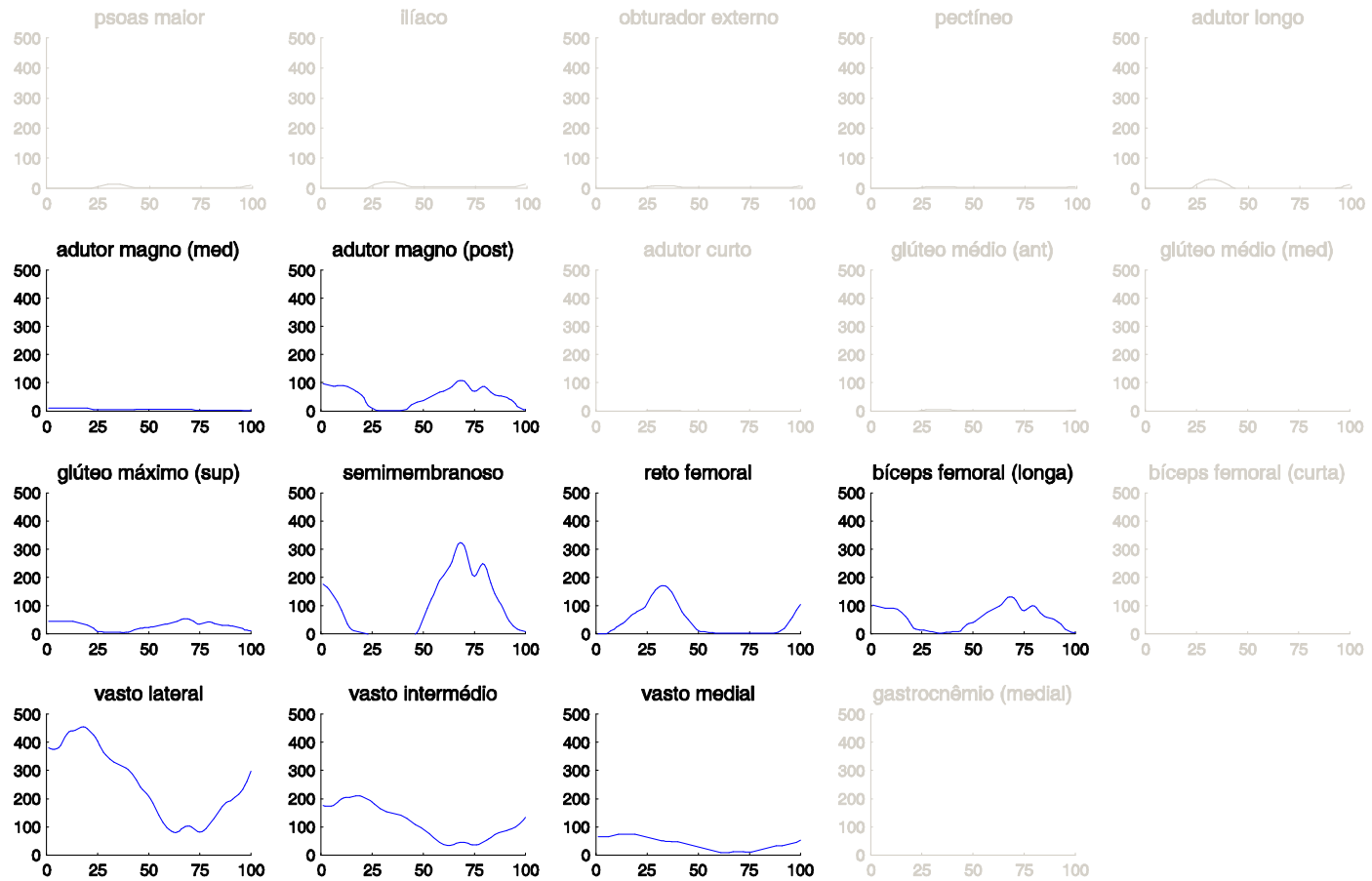


Figura 24: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desse indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e inicia o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 07

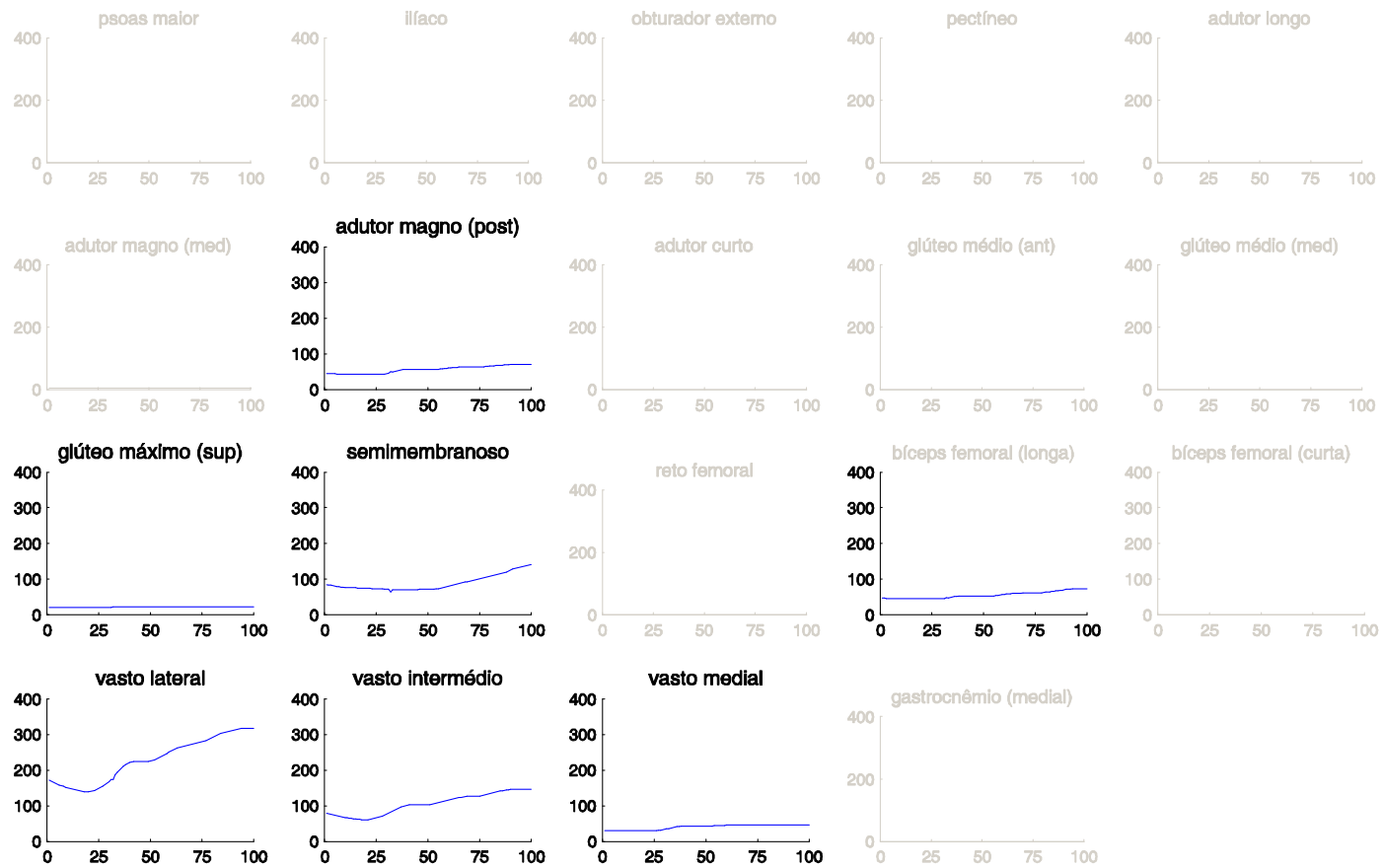


Figura 25: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 08

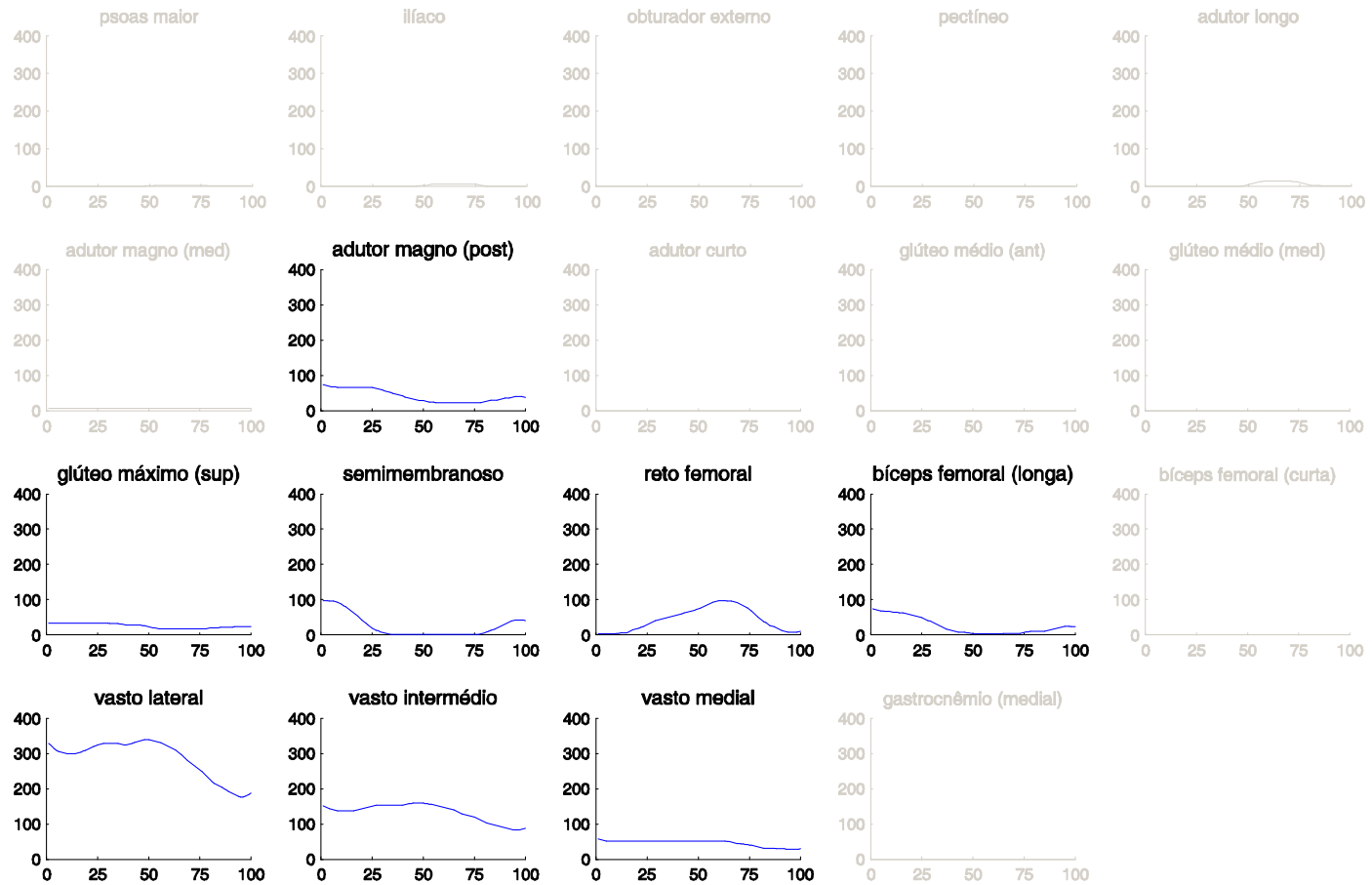


Figura 26: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 09

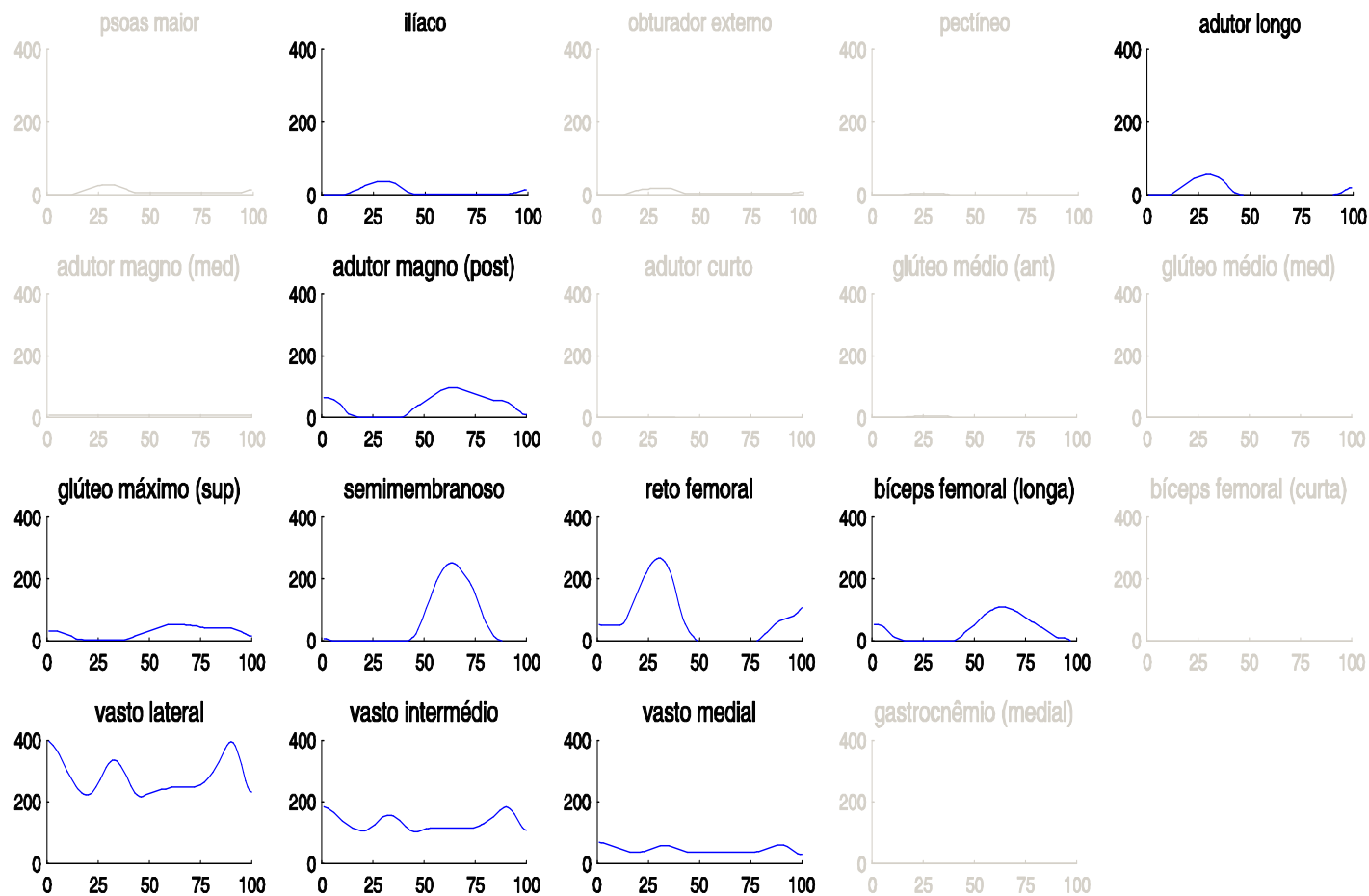


Figura 27: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 10

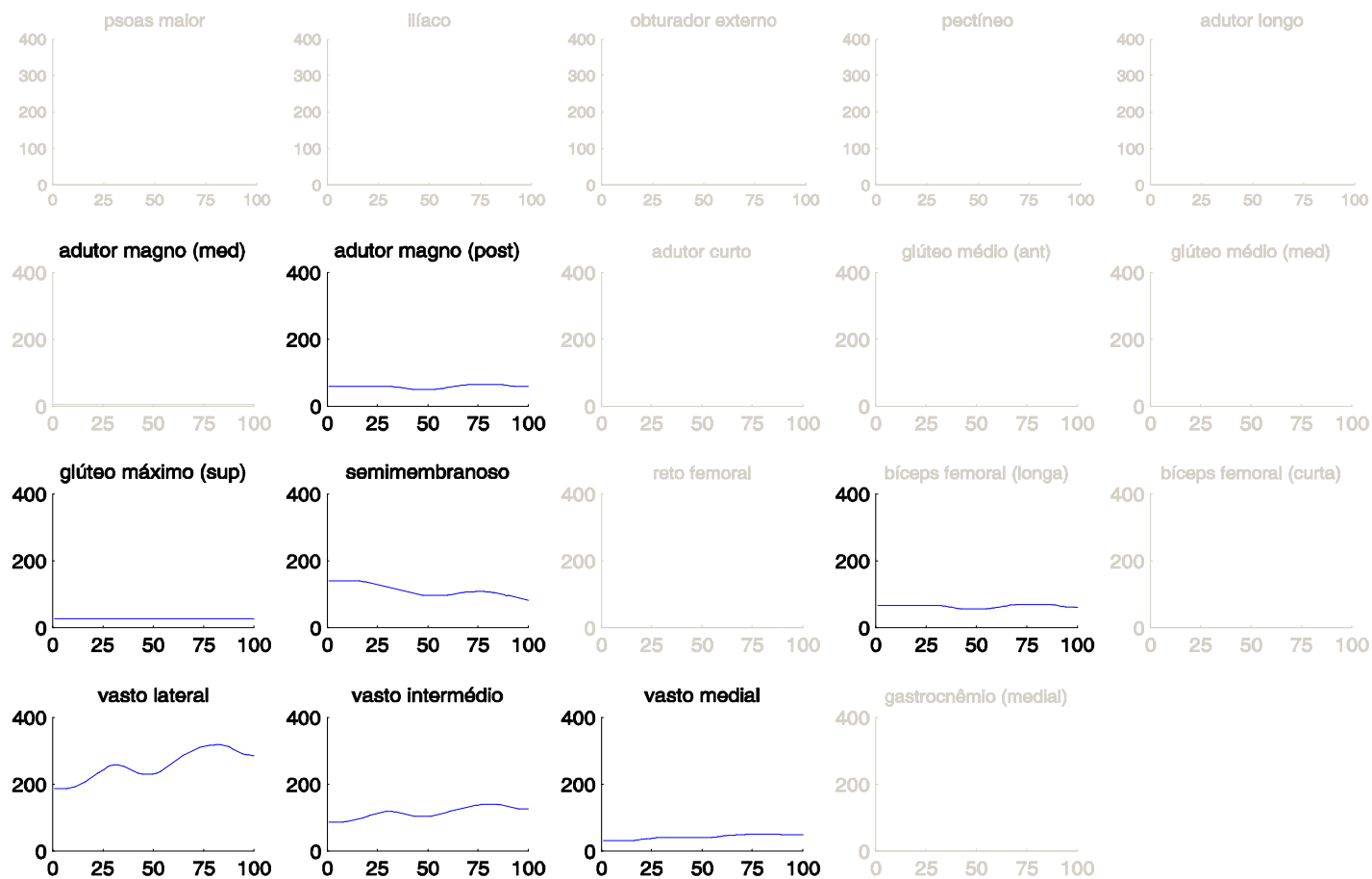


Figura 28: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 11

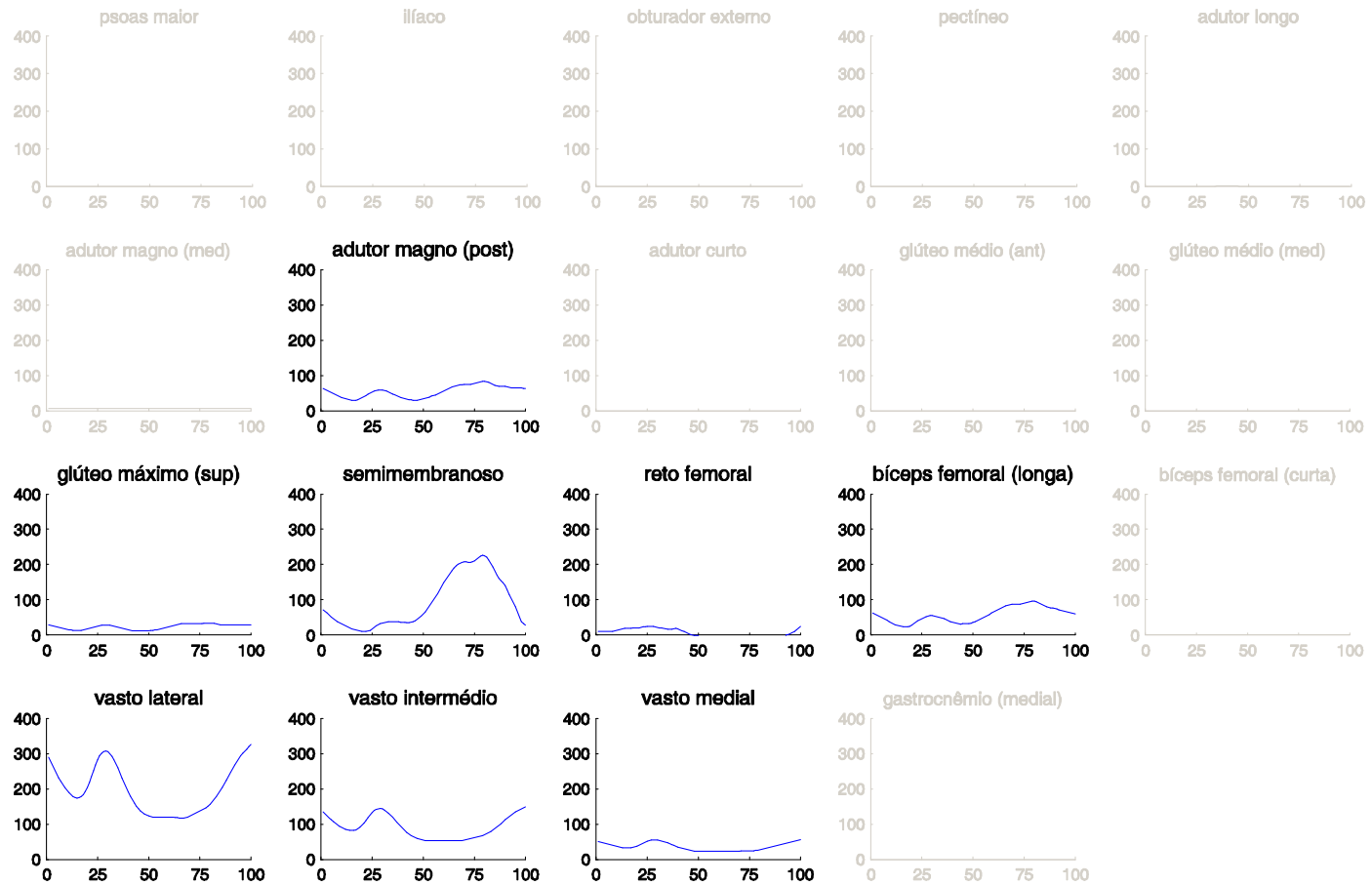


Figura 29: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 12

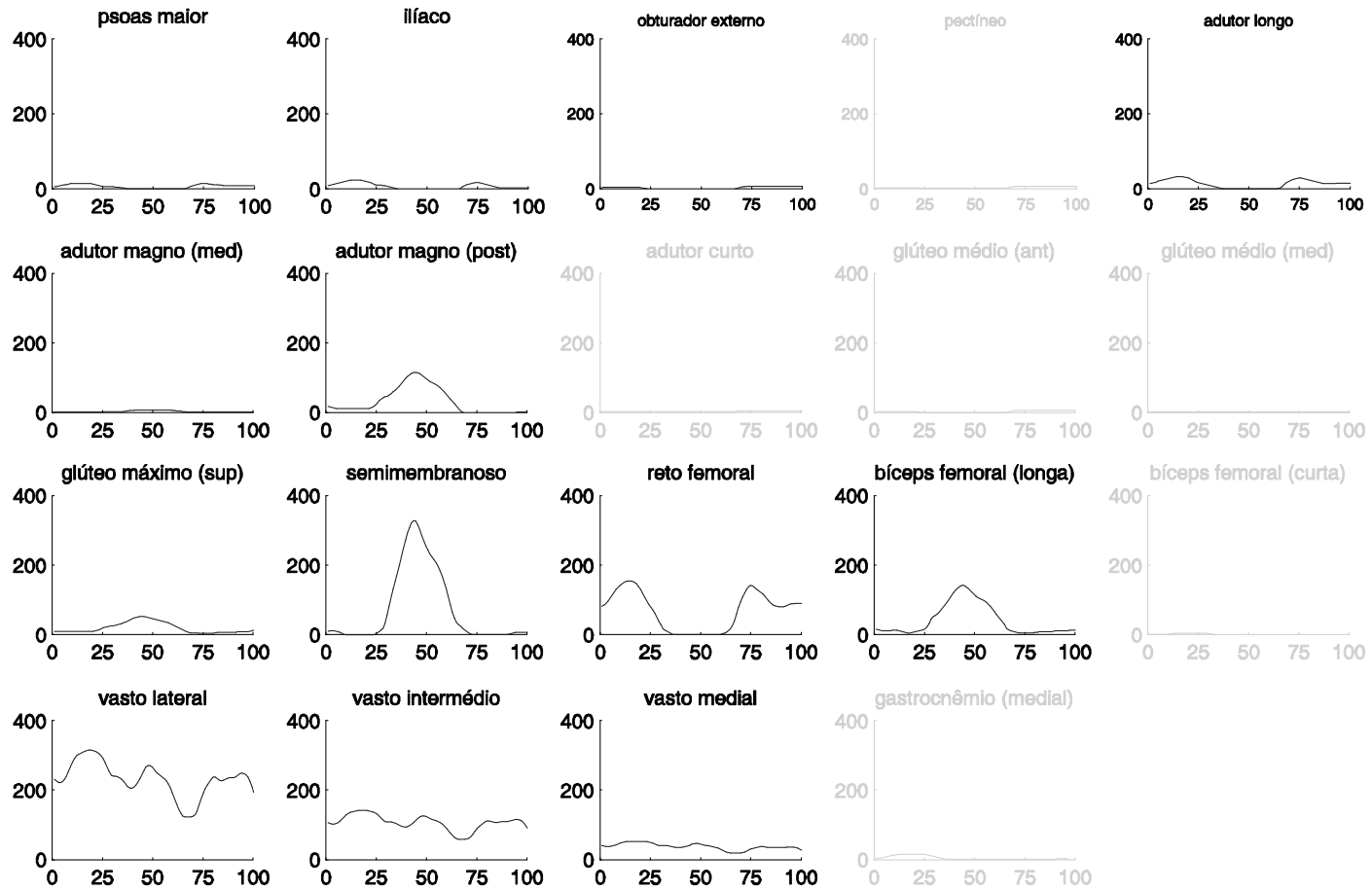


Figura 30: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 13

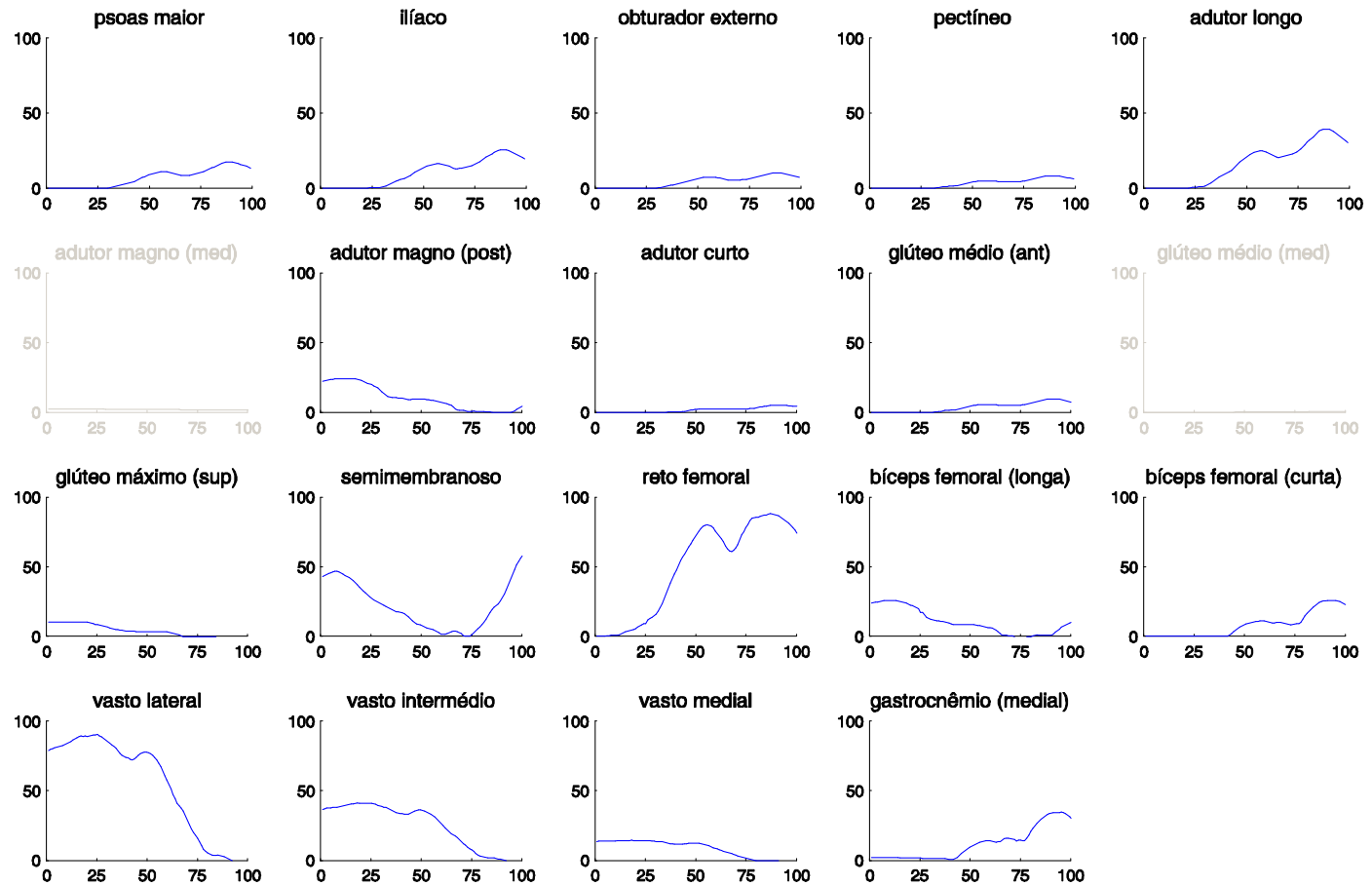


Figura 31: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 14

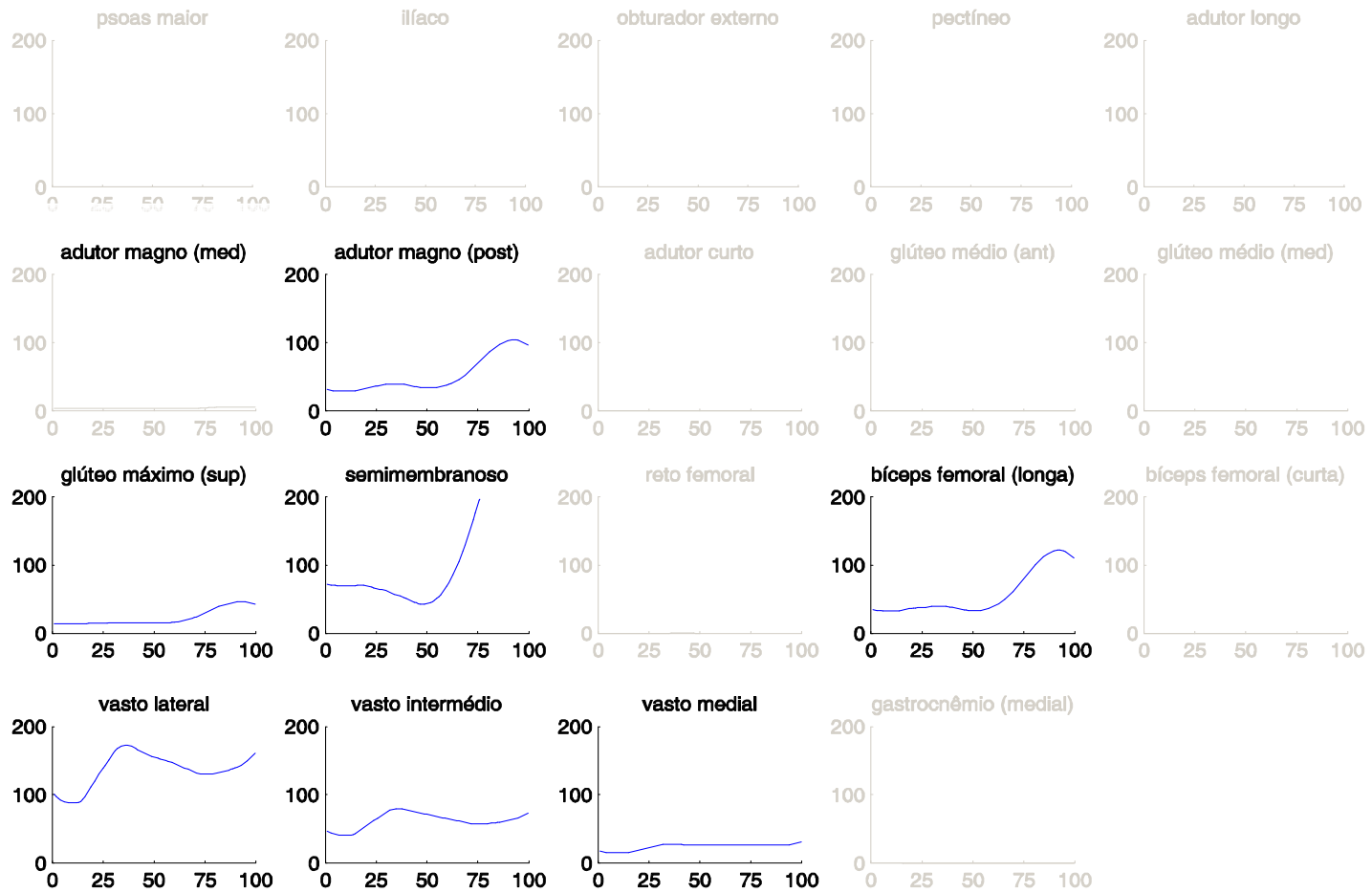


Figura 32: Média da previsão da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da previsão total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

Indivíduo 15

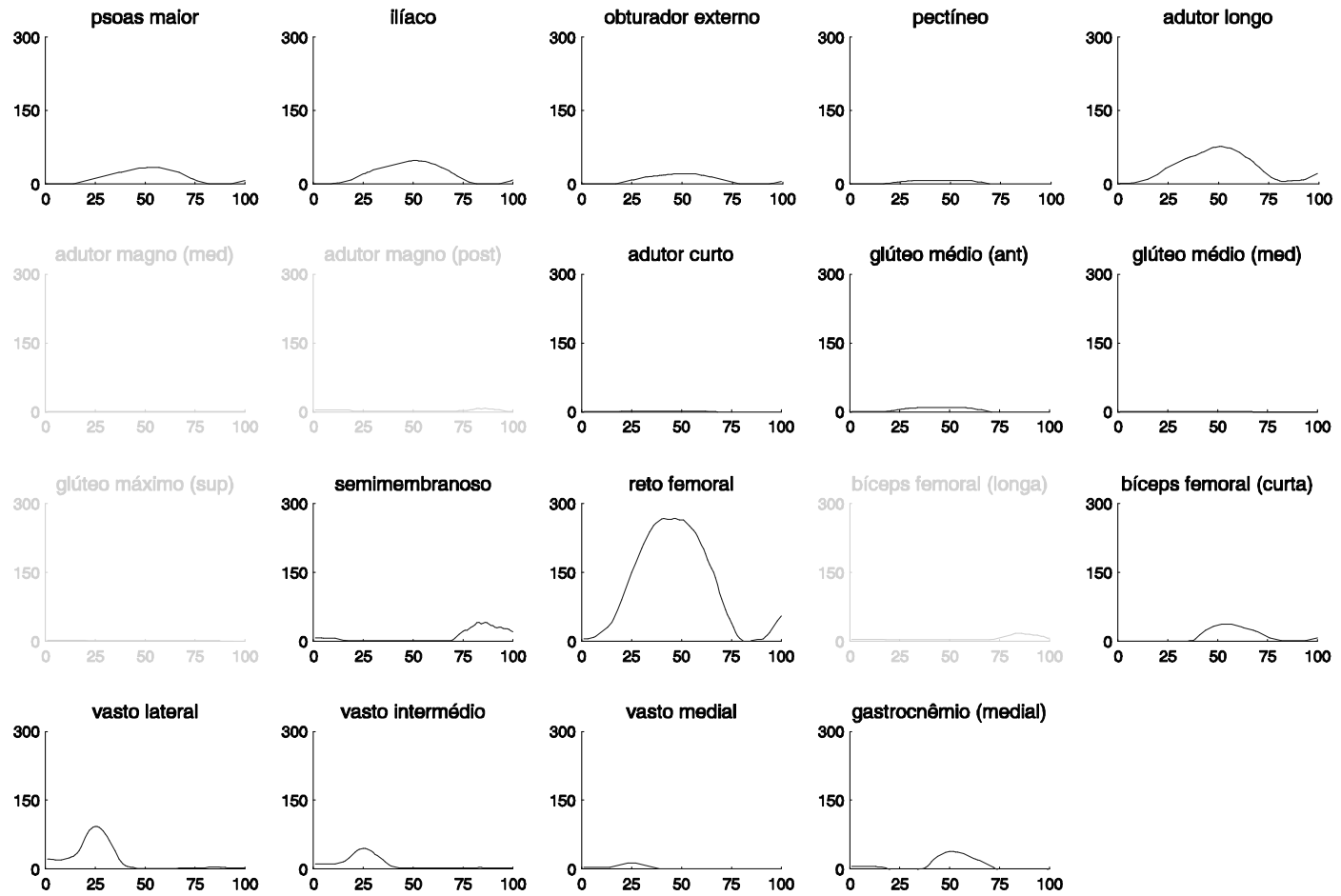


Figura 33: Média da predição da ativação de cada músculo que apresentou ativação entre todos os músculos que apresentaram percentual de ativação participando da soma cumulativa de no mínimo 95% da predição total de força. Músculos em cinza claro não entraram na soma desde indivíduo. Eixo x representa percentual do movimento, sendo aproximadamente em 50% que termina e ida e começa o retorno. Eixo y a força predita em Newton.

7. Discussão

Este trabalho teve por objetivo estimar as forças dos músculos que atuam no movimento de extensão de quadril e joelho no aparelho *Reformer* do Método Pilates, partindo da quantificação dos momentos proximais resultantes e distribuindo esses momentos entre os músculos que cruzam as articulações. Os resultados mostraram uma alta variabilidade na representação gráfica dos momentos proximais resultantes de cada indivíduo, que tornou inviável representar esses gráficos como a média entre todos os indivíduos. Essa variabilidade apareceu também nos picos de momento e locais de ocorrência dos picos em cada articulação. Além disso, uma vez que o momento proximal resultante serve como dado de entrada para o cálculo da otimização, estes resultados também não apresentaram um padrão definido.

Os momentos da articulação de joelho no decorrer da amplitude do movimento foram predominantemente extensores em 14 dos 15 indivíduos. Já os momentos da articulação do quadril em 12 dos 15 indivíduos foram predominantes extensores, e em três dos 15 indivíduos os momentos de quadril foram flexores. Uma possível explicação para essa variabilidade está na direção da força externa. Como no cálculo do momento proximal uma das variáveis da equação é a distância perpendicular entre a linha de ação da força distal e o eixo da articulação, segue que mudanças na linha de ação da força irão alterar também a sua distância perpendicular. Essa mudança de direção vai influenciar o momento proximal resultante da articulação. Para mostrar um exemplo de como a força externa influencia o momento proximal, a Figura 34 a e b mostra dois esquemas com diferentes direções da força externa, que gerarão diferentes momentos da articulação do joelho no exercício de extensão de quadril e joelhos.

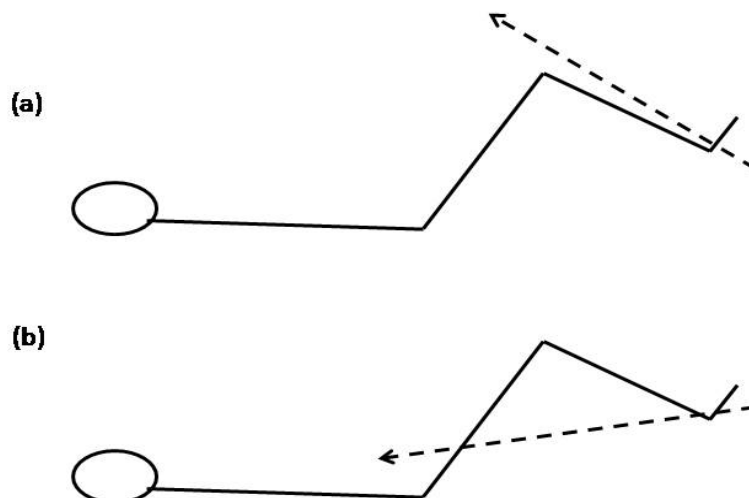


Figura 34: Esquema para ilustrar o efeito da direção da força externa no momento proximal da articulação do quadril no exercício de quadril e joelhos no aparelho *Reformer*, onde (a) causa um momento extensor, exigindo momento proximal resultante flexor no joelho; e (b) causa momento flexor, exigindo momento proximal resultante extensor no joelho.

Em movimentos com mais de uma articulação deve ser controlada a posição de cada segmento e a distribuição de momentos proximais articulares necessários para controlar a direção de uma força externa (JACOBS; SCHENAU, 1992). Nesse caso, o momento proximal não necessariamente irá corresponder ao momento esperado a partir da posição de cada articulação, e a direção da força externa dependerá dos momentos proximais (VAN INGEN SCHENAU *et al.*, 1992). A partir da terceira Lei de Newton, segue que o contrário também será verdadeiro. A direção escolhida por cada indivíduo para realizar a força externa vai determinar o sentido dos momentos proximais de cada articulação, como ocorreu no exercício de extensão de quadril e joelho no *Reformer*.

Fora do ambiente do Pilates pode-se usar, a título de comparação, os exercícios agachamento e *leg press* por também apresentarem uma cinemática semelhante. Entretanto, nos exercícios agachamento e *leg press* essa variabilidade na direção da força externa não ocorre. Quando o indivíduo encontra-se na posição em pé a força de contato entre o solo e o pé do indivíduo será vertical, ou muito próximo da vertical. No exercício *leg press*, o grupo BIOMECH adaptou uma plataforma de força a um equipamento de *leg press* para avaliar as forças envolvidas durante o exercício (dados não publicados). Testes realizados neste laboratório indicam que a força humana aplicada à parte móvel

da máquina tende a ser paralela ao deslocamento da carga, minimizando o trabalho externo. Quando a força externa tem direção uniforme, é esperado que os momentos proximais encontrados em exercícios de agachamento e *leg press* apresentem pouca variação.

Como nesse trabalho foram utilizadas distâncias perpendiculares musculares fixas para cada músculo, independente dos ângulos de flexão de quadril e joelho, entende-se que, apesar de não terem sido calculados os valores de forças proximais resultantes, na situação desse estudo os picos de força e de momento proximais ocorreriam no mesmo lugar, já que o valor de momento seria dividido por uma distância perpendicular fixa. Nesse caso, enquanto nos estudos encontrados que avaliaram força ou momento durante agachamento ou *leg press* apresentaram picos próximos dos maiores graus de flexão de quadril e joelho, no presente estudo os picos de cada articulação no exercício realizado no *Reformer* foram mais próximos da metade da amplitude do gesto.

Uma possível explicação para essa diferença está na distância entre a linha de ação da força externa e o eixo das articulações, que é maior no joelho quanto maior for a flexão da articulação, implicando em um momento proximal também crescente. No exercício de extensão de quadril e joelho no *Reformer*, a linha de ação da força externa apresentou diferentes comportamentos para os diferentes indivíduos da amostra, entretanto, considerando uma situação em que a linha de ação foi sempre horizontal, a maior distância entre a linha de ação da força externa e o eixo articular ocorre no início do movimento e diminui até ficar bem perto do eixo na extensão máxima.

Observando o comportamento dos momentos proximal das diferentes articulações foram encontrados oito diferentes padrões para o quadril e sete diferentes padrões para a articulação do joelho. Essa análise foi feita visualmente e de forma subjetiva, considerando quando o momento era flexor ou extensor e observando mudanças de magnitude, inclusive quando o momento alternava entre flexor e extensor ou vice-versa durante a execução do gesto. Quando observado conjuntamente os momentos de quadril e joelho, somente três indivíduos apresentaram o mesmo padrão de comportamento dos gráficos de momento. Os indivíduos 5, 7 e 10 apresentaram momento do quadril sempre extensor e próximo de ser constante, e momento do joelho sempre extensor, crescendo levemente e de forma linear, do início ao final do movimento. Nesses

indivíduos, a direção da força externa foi próxima da horizontal na maior parte do gesto. Nos resultados da otimização, os músculos preditos nesses três indivíduos foram os mesmos: adutor magno (porção posterior), glúteo máximo (porção superior), semimembranáceo, vasto lateral, vasto intermédio e vasto medial, sendo que vasto lateral e vasto intermédio são apontados como responsáveis por mais de 50% de toda a ativação. Um dos indivíduos também teve predição no músculo reto femoral, que correspondeu a 3% da força total predita, mas dentro do critério de apresentação. Esse indivíduo também apresentou uma ordem de ativação dos outros músculos diferente em relação aos demais. Essas diferenças provavelmente ocorreram porque o total de ativação desse indivíduo foi maior. O resultado desses três indivíduos reforça a suposição de que a variabilidade dos resultados foi conseqüência da variabilidade da direção da força externa.

No exercício de extensão de quadril e joelhos foram estimadas as forças musculares que possivelmente estão ocorrendo durante o exercício. Nessa estimativa, foi observado que os músculos vasto lateral, vasto intermédio e vasto medial apresentaram predição de ativação em todos os indivíduos da amostra. Também foi observado que os músculos que apresentaram os maiores níveis de predição de ativação foram vasto lateral, vasto intermédio e semimembranáceo, seguidos por reto femoral e bíceps femoral. Apesar de os resultados da otimização terem seguido a variabilidade dos resultados de dinâmica inversa, os músculos vasto lateral, vasto intermédio e semimembranoso estavam entre os principais atuantes preditos em todos os indivíduos, apenas não seguindo sempre a mesma ordem de classificação.

Os principais trabalhos com otimização encontrados estudaram gestos como a marcha e o ciclismo. Com menos freqüência foram encontrados estudos de otimização em salto verticais (PANDY; ANDERSON; HULL, 1992; ANDERSON; PANDY, 2001), ou em sistemas menores, como um dedo (BROOK *et al.*, 1995). Em exercícios de agachamento ou *leg press* apenas Amaraniti *et al.* (2010) utilizou o primeiro exercício como exemplo para propor uma metodologia de otimização. Amarantini *et al.* avaliaram apenas um indivíduo e nove músculos, entre agonistas e antagonistas do movimento e aplicou o modelo apenas para a articulação do joelho. Em seus resultados, os maiores valores de predição de ativação encontrados foram nos músculos agonistas, nos quais a ordem de ativação estimada foi vasto intermédio e vasto lateral, seguidos por vasto medial e

reto femoral. Entre os antagonistas bíceps femoral cabeça longa, bíceps femoral cabeça curta e gastrocnêmios tiveram predição de ativação. Esse resultado assemelha-se parcialmente ao que foi encontrado nesse estudo, no qual o vasto lateral e o vasto intermédio foram os músculos que apresentaram maior predição de ativação. Como no estudo de Amarantini et al. (2010) a otimização foi realizada somente para uma articulação, é possível que um comportamento diferente ocorra quando quadril e joelho são otimizados ao mesmo tempo, especialmente em relação aos músculos biarticulares. Como esses músculos cruzam duas articulações, a ativação deles deve respeitar a constrição dos dois momentos proximais e possivelmente sua predição de ativação não será igual se uma das articulações não participar do modelo.

Uma alternativa para conhecer o comportamento dos principais músculos que atuam em um exercício é a técnica da eletromiografia de superfície. A eletromiografia registra a ativação elétrica dos músculos de interesse, mas é limitada a apenas músculos superficiais. Dependendo do objetivo do estudo, músculos importantes ficam de fora da análise. Existe um trabalho que avaliou a ativação elétrica de alguns músculos durante o exercício de extensão de quadril e joelhos no *Reformer* que encontrou uma aparente maior ativação do glúteo máximo em relação a outros músculos analisados (SANTOS, 2010). Além disso, alguns estudos foram encontrados que avaliaram a ativação elétrica nos exercícios de agachamento e *leg press*.

Os músculos sóleo, tibial anterior, gastrocnêmio, vasto lateral, semitendíneo, bíceps femoral, reto femoral e glúteo máximo foram avaliados no agachamento em um estudo, que mostrou que os músculos tibial anterior, vasto lateral e reto femoral são os principais responsáveis pelo movimento (ROBERTSON; WILSON; ST PIERRE, 2008). Outro estudo avaliou eletromiografia dos músculos reto femoral, vasto lateral, vasto medial, isquiotibiais e gastrocnêmios em exercícios de agachamento e *leg press*, e encontraram maiores ativações médias dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto femoral durante ambos exercícios. (ESCAMILLA, R.F. et al., 2001). Quando considerados os músculos que foram analisados nesses trabalhos, os resultados do presente estudo se mostram similares. Em ambos estudos os vastos também foram os músculos com maior ativação e músculos como reto femoral e bíceps femoral apresentaram altos níveis de ativação.

Quando é realizado um movimento de extensão simultânea de quadril e joelho em cadeia cinética fechada, ocorre o chamado paradoxo de Lombard (ROBERTSON; WILSON; ST PIERRE, 2008). Nessa situação dois músculos biarticulares com funções antagonistas contraem simultaneamente para produzir movimento em ambas articulações. No caso dos membros inferiores, reto femoral e bíceps femoral contraem concorrentemente durante o movimento. A extensão vista tanto no joelho como no quadril é resultado da distância perpendicular diferenciada dos dois músculos em cada articulação. Como por causa da patela o reto femoral tem maior distância perpendicular cruzando o joelho, ele cria um momento extensor no joelho. Bíceps femoral (cabeça longa) tem a maior distância perpendicular no quadril de modo que cria um momento extensor nessa articulação. Dessa forma, as duas articulações terão momento extensor resultante (ROBERTSON; WILSON; ST PIERRE, 2008) Os músculos ísquios-tibiais (bíceps femoral, semitendíneo, semimembranáceo) são tradicionalmente antagonistas ao quadríceps, realizando flexão do joelho. Entretanto, em exercícios de cadeia cinética fechada a sua ação será contrária, e os ísquios-tibiais vão auxiliar na extensão do joelho (SCHOENFELD, 2010). Em exercícios de cadeia cinética fechada o movimento de uma articulação causa movimento nas outras articulações. No gesto de extensão de quadril e joelhos a extensão do quadril leva a uma extensão do joelho.

As maiores articulações do corpo são cruzadas por diversos músculos que atuam simultaneamente durante a maior parte das atividades e para propósitos específicos (em ortopedia, reabilitação, ergonomia, etc.) é necessário conhecer as forças em músculos individuais (DUL; JOHNSON; *et al.*, 1984). Por exemplo, no tratamento de indivíduos com paralisia cerebral seria possível visualizar qual músculo é responsável pela marcha anormal e corrigir esse músculo, ou em atletas com uma lesão recorrente, seria possível conhecer as cargas impostas nos ossos e articulações durante movimento e como elas se alteram com reabilitação (ERDEMIR *et al.*, 2007). Entre as formas que a literatura encontrou para tentar resolver esse problema estão a eletromiografia, que aborda o problema parcialmente, e a otimização.

A abordagem da otimização é baseada na suposição que a carga dividida entre esses músculos é mais ou menos única durante atividades motoras aprendidas, e que controle neural da ação muscular é governada por certo critério

fisiológico que garante ação muscular “eficiente”. A função objetivo a ser otimizada corresponde a esse critério fisiológico. Como o critério fisiológico é atualmente desconhecido, funções objetivo na literatura são escolhidas mais ou menos por sua simplicidade e tratabilidade computacional, como por exemplo minimização da soma das forças musculares ou a soma do quadrado das forças musculares (DUL; TOWNSEND; *et al.*, 1984). A validação desses resultados é limitada a comparações com a eletromiografia e análises cinesiológicas, deixando uma parte de incerteza nas predições de ativação encontradas.

A análise de otimização na marcha foi aprimorada no decorrer de algumas décadas. Quando a otimização é aplicada a exercícios específicos que podem ser utilizados em trabalhos de fortalecimento muscular ou reabilitação pouquíssimo foi feito. Esse trabalho pode ser um primeiro passo para aprimorar a utilização da técnica nesse meio. Uma vez que em outros campos a otimização esta bem mais avançada, adaptar o que já foi feito para outras áreas se torna mais simples. Estudos futuros com o gesto de extensão de quadril e joelho no *Reformer* do Método Pilates devem ser realizados incluindo ou não a otimização. Um primeiro passo é estudar o comportamento da força externa e os momentos proximais resultantes. Uma possibilidade é treinar os indivíduos para manter a força externa sempre na mesma direção, eliminando outras variáveis como carga e velocidade para estudar o comportamento dos momentos proximais. Outra possibilidade são tentativas de otimizar com inputs de eletromiografia e também repetir o modelo, mas considerando a variabilidade da distância perpendicular de cada músculo no decorrer da amplitude de movimento.

8. Conclusão

Os momentos proximais articulares não são necessariamente definidos pela cinemática das respectivas articulações. O movimento de extensão de quadril e joelhos pode ser composto não somente por momentos extensores de quadril e joelho, mas também por momentos flexores em uma articulação e extensores na outra. Nas situações em que a direção da força externa manteve-se próxima da horizontal, os momentos de ambas articulações foram extensores.

Nos resultados de predição de força entre os diferentes músculos ou porções musculares envolvidos no modelo, encontrou-se que entre todos os indivíduos, 19 músculos foram responsáveis por no mínimo 95% da predição de força, em diferentes combinações para cada indivíduo. Os músculos que apareceram como os principais atuantes no movimento foram vasto lateral, vasto intermédio, reto femoral, semimembranáceo, bíceps femoral (cabeça longa), adutor magno (porção posterior) e vasto medial. Já os músculos que não apareceram em qualquer um dos indivíduos foram gêmeo (superior), gêmeo (inferior), piriforme, quadrado femoral, adutor magno (anterior), glúteo mínimo (anterior), glúteo mínimo (medial), glúteo mínimo (posterior), glúteo médio (posterior), glúteo máximo (profundo), tensor da fáscia lata, semitendíneo, grácil, sartório, poplíteo, gastrocnêmio (lateral) e plantar.

Quando analisados os momentos proximais resultantes e a otimização desses momentos no exercício de extensão de quadril e joelhos no *Reformer* a variabilidade dos resultados mostrou que existem várias combinações motoras possíveis para realizar o movimento.

9. Referências

AMADIO, A.C. **Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: Importância e aplicações no movimento humano.**

Em: A. C. Amadio e V. J. Barbanti (Ed.). A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: Importância e aplicações no movimento humano, p.45-70

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano.** ed.:Laboratório de Biomecânica da EEFUEUSP, São Paulo. 1996

AMARANTINI, D.; RAO, G.; BERTON, E. A two-step emg-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. **Journal of biomechanics**, v.43, n.9, p.1827-1830, 2010.

ANDERSON, B.D.; SPECTOR, A. Introduction to pilates-based rehabilitation. **Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America**, v.9, n.3, p.395-410, 2005.

ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. **Journal of biomechanics**, v.34, n.2, p.153-161, 2001.

ARISTOTLE. On the motion of animals (translated by asl farquharson): ebook@Adelaide 2007.

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. **Journal of biomechanics**, v.39, n.3, p.510-521, 2006.

ASPELL, P.J. **Medieval western philosophy: The european emergence.**

ed.:Council for Research in Values &, v.9. 1999

ATKINSON, J.B. **Studies among the painters.** ed.:Society for Promoting

Christian Knowledge. 1874

AVRIEL, M. **Nonlinear programming: Analysis and methods.** ed.:Dover

Publications, Mineola, NY. 2003

BAHR, R.; KROSSHAUG, T. Understanding injury mechanisms: A key component of preventing injuries in sport. **British journal of sports medicine**, v.39, n.6, p.324-329, 2005.

BARBENEL, J. The biomechanics of the temporomandibular joint: A theoretical study. **Journal of biomechanics**, v.5, n.3, p.251-256, 1972.

BLAJER, W.; CZAPLICKI, A. Modeling and inverse simulation of somersaults on the trampoline. **Journal of biomechanics**, v.34, n.12, p.1619-1629, 2001.

BLUM, C.L. Chiropractic and pilates therapy for the treatment of adult scoliosis. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.25, n.4, 2002.

BROOK, N.; MIZRAHI, J.; SHOHAM, M.; DAYAN, J. A biomechanical model of index finger dynamics. **Medical engineering & physics**, v.17, n.1, p.54-63, 1995.

BUCHANAN, T.S.; LLOYD, D.G.; MANAL, K.; BESIER, T.F.

Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. **Journal of applied biomechanics**, v.20, n.4, p.367, 2004.

BURIDAN, J.; HUGHES, G.E. **John buridan on self-reference: Chapter eight of buridan's sophismata.** ed.:Cambridge Univ Pr. 1982

CASPAR, M.; HELLMAN, C.D. **Kepler.** ed.:Dover Pubns. 1993

- CASTELLANI, O.C. Discussão dos conceitos de massa inercial e massa gravitacional. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v.23, n.3, p.356-359, 2001.
- CHAFFIN, D.B.; ANDERSON, G.B.J.; MARTIN, B.J. **Biomecânica ocupacional**. ed.:Ergo. 2001
- CLAUSER, C.E. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. DTIC Document. 1969
- CORREIA, P.; SANTOS, P.; VELOSO, A. Electromiografia: Fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. **Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana**, 1993.
- CROWNINSHIELD, R.D.; BRAND, R.A. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. **Journal of biomechanics**, v.14, n.11, p.793-801, 1981.
- DAVY, D.; AUDU, M. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. **Journal of biomechanics**, v.20, n.2, p.187-201, 1987.
- DONZELLI, S.; DI DOMENICA, E.; COVA, A.M.; GALLETTI, R.; GIUNTA, N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: A randomized controlled trial. **Eura Medicophys**, v.42, n.3, p.205-10, 2006.
- DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, n.3, p.183-192, 2010.
- DUL, J.; JOHNSON, G.; SHIAVI, R.; TOWNSEND, M. Muscular synergism--ii. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. **Journal of biomechanics**, v.17, n.9, p.675-684, 1984.

DUL, J.; TOWNSEND, M.; SHIAMI, R.; JOHNSON, G. Muscular synergism--i. On criteria for load sharing between synergistic muscles. **Journal of biomechanics**, v.17, n.9, p.663-673, 1984.

ELLENBECKER, T.S.; DAVIES, G.J. **Closed kinetic chain exercise: A comprehensive guide to multiple joint exercise**. ed.:Human Kinetics Publishers. 2001

ELLIOTT, B.; FLEISIG, G.; NICHOLLS, R.; ESCAMILIA, R. Technique effects on upper limb loading in the tennis serve. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.6, n.1, p.76-87, 2003.

ENDLEMAN, I.; CRITCHLEY, D.J. Transversus abdominis and obliquus internus activity during pilates exercises: Measurement with ultrasound scanning. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.89, n.11, p.2205-2212, 2008.

ERDEMIR, A.; MCLEAN, S.; HERZOG, W.; VAN DEN BOGERT, A.J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v.22, n.2, p.131-154, 2007.

ERDMANN, W.S. Geometric and inertial data of the trunk in adult males. **Journal of biomechanics**, v.30, n.7, p.679-688, 1997.

ESCAMILLA, R.; FLEISIG, G.; ZHENG, N.; LANDER, J.; BARRENTINE, S.; ANDREWS, J.; BERGEMANN, B.; MOORMAN III, C. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.9, p.1552, 2001.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; WILK, K.E.; ANDREWS, J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.30, n.4, p.556, 1998.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; LANDER, J.E.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R.; BERGEMANN, B.W.; MOORMAN III, C.T. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.9, p.1552, 2001.

FATHALLAH, F.A.; MARRAS, W.S.; PARNIANPOUR, M. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. **Spine**, v.23, n.6, p.706, 1998.

FERGUSON, S.; MARRAS, W. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. **Clinical Biomechanics**, v.12, n.4, p.211-226, 1997.

FERMI, L.; BERNARDINI, G. **Galileo and the scientific revolution**. ed.:Dover Pubns. 2003

FLEMING, B.; BEYNNON, B. In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: A review. **Annals of Biomedical Engineering**, v.32, n.3, p.318-328, 2004.

GAGNON, D.; LARIVIÈRE, C.; LOISEL, P. Comparative ability of emg, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. **Clinical Biomechanics**, v.16, n.5, p.359-372, 2001.

GENTNER, D.; BREM, S.; FERGUSON, R.; WOLFF, P.; MARKMAN, A.B.; FORBUS, K. Analogy and creativity in the works of johannes kepler. **Creative thought: An investigation of conceptual structures and processes**, p.403-459, 1997.

GHORMLEY, R.K. Low back pain: With special reference to the articular facets, with presentation of an operative procedure. **Journal of the American Medical Association**, v.101, n.23, p.1773, 1933.

GRANATA, K.; MARRAS, W.; FATHALLAH, F. A method for measuring external loads during dynamic lifting exertions. **Journal of biomechanics**, v.29, n.9, p.1219-1222, 1996.

GUIMARAES, A.C.; HERZOG, W.; HULLIGER, M.; ZHANG, Y.T.; DAY, S. Effects of muscle length on the emg-force relationship of the cat soleus muscle studied using non-periodic stimulation of ventral root filaments. **Journal of experimental biology**, v.193, p.49-64, 1994a.

GUIMARAES, A.C.; HERZOG, W.; HULLIGER, M.; ZHANG, Y.T.; DAY, S. Emg-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. **Journal of experimental biology**, v.186, p.75-93, 1994b.

GUSTAVSSON, C.; VON KOCH, L. Applied relaxation in the treatment of long-lasting neck pain: A randomized controlled pilot study. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v.38, n.2, p.100-107, 2006.

HALLOUN, I.; HESTENES, D. Common sense concepts about motion. **American Journal of Physics**, v.53, p.11, 1985.

HEINTZ, S.; GUTIERREZ-FAREWIK, E. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to emg-to-force processing approach. **Gait & Posture**, v.26, n.2, p.279-288, 2007.

HUTTON, C.; SHAW, G.; PEARSON, R. **The philosophical transactions of the royal society of london, from their commencement, in 1665, to the year 1800: 1796-1800**. ed.:Printed by and for C. and R. Baldwin, v.18. 1809

IOANNIDES, C.; VOSNIADOU, S. The changing meanings of force. **Cognitive Science Quarterly**, v.2, n.1, 2002.

JACOBS, R.; SCHENAU, G.J.V.I. Control of an external force in leg extensions in humans. **Journal of Physiology**, v.457, p.611-626, 1992.

JAGO, R.; JONKER, M.L.; MISSAGHIAN, M.; BARANOWSKI, T. Effect of 4 weeks of pilates on the body composition of young girls. **Preventive medicine**, v.42, n.3, p.177-80, 2006.

JAMMER, M. **Concepts of force: A study in the foundations of dynamics**. ed.:Harper Torchbooks, New York. 1962

KEAYS, K.S.; HARRIS, S.R.; LUCYSHYN, J.M.; MACINTYRE, D.L. Effects of pilates exercises on shoulder range of motion, pain, mood, and upper-extremity function in women living with breast cancer: A pilot study. **Physical Therapy**, v.88, n.4, p.494-510, 2008.

KEITHLEY, J.F. **The story of electrical and magnetic measurements: From 500 bc to the 1940s**. ed.:Wiley-IEEE Press. 1999

KHAN, K.; BROWN, J.; WAY, S.; VASS, N.; CRICHTON, K.; ALEXANDER, R.; BAXTER, A.; BUTLER, M.; WARK, J. Overuse injuries in classical ballet. **Sports Med**, v.19, n.5, p.341-57, 1995.

KING, P.J. **One hundred philosophers: The life and work of the world's greatest thinkers**. ed.:Zebra. 2006

KINGMA, I.; BATEN, C.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H.; VAN DIEËN, J.; DE LOOZE, M.; ADAMS, M. Lumbar loading during lifting: A comparative study of three measurement techniques. **Journal of electromyography and kinesiology**, v.11, n.5, p.337, 2001.

KOLYNYIAK, I.; CAVALCANTI, S.; AOKI, M. Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: Efeito do método pilates. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.6, p.487-90, 2004.

KORVICK, D.; CUMMINGS, J.; GROOD, E.; HOLDEN, J.; FEDER, S.; BUTLER, D. The use of an implantable force transducer to measure patellar tendon forces in goats. **Journal of biomechanics**, v.29, n.4, p.557-561, 1996.

KROSSHAUG, T.; ANDERSEN, T.; OLSEN, O.; MYKLEBUST, G.; BAHR, R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: Limitations and possibilities. **British Medical Journal**, v.39, n.6, p.330, 2005.

LA TORRE, M. **Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante tarefas de levantamento**. 2009. Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

LA TORRE, M.; DE OLIVEIRA MELO, M.; ARAUJO, L.; PASINI, M.; LOSS, J.; CANDOTTI, C. Cálculo das forças internas na coluna lombar através da técnica da dinâmica inversa. **revista brasileira de ciências do esporte**, v.29, n.2, 2005.

LA TOUCHE, R.; ESCALANTE, K.; LINARES, M.T. Treating non-specific chronic low back pain through the pilates method. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.12, n.4, p.364-70, 2008.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The influence of trunk modelling in 3d biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. **Clinical Biomechanics**, v.14, n.7, p.449-461, 1999.

LATEY, P. The pilates method: History and philosophy. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.5, n.4, p.275-282, 2001.

LEVINE, B.; KAPLANEK, B.; JAFFE, W.L. Pilates training for use in rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: A preliminary report. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.467, n.6, p.1468-1475, 2009.

LEVINE, B.; KAPLANEK, B.; SCAFURA, D.; JAFFE, W.L. Rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: A new regimen using pilates training. **Bulletin of the NYU hospital for joint diseases**, v.65, n.2, p.120-5, 2007.

LIEBERMAN, D.E.; RAICHLEN, D.A.; PONTZER, H.; BRAMBLE, D.M.; CUTRIGHT-SMITH, E. The human gluteus maximus and its role in running. **Journal of experimental biology**, v.209, n.11, p.2143, 2006.

LLOYD, D.G.; BESIER, T.F. An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. **Journal of biomechanics**, v.36, n.6, p.765-776, 2003.

LOSS, J.; CANDOTTI, C. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.12, p.502-510, 2008.

LOSS, J.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.; VAN DEN BOGERT, A. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v.23, n.3, p.93-104, 2002.

LOSS, J.; SOARES, D.; CAÑEIRO, J.; ALDABE, D.; RIBEIRO, D.; OLIVEIRA, L. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.7, n.12, p.23-32, 2006.

LOSS, J.F.; MELO, M.D.O.; ROSA, C.H.; SANTOS, A.B.D.; TORRE, M.L.; SILVA, Y.O.D. Electrical activity of external obliques and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in cadillac with different adjustment for springs and individual positions. **Brasilian Journal of Physiotherapy**, v.14, n.6, p.510-517, 2010.

MAGILL, F.N.; MOOSE, C.J.; AVES, A. **Dictionary of world biography: The ancient world**. ed.:Salem Pr Inc, v.1. 1998

MALAVIYA, P.; BUTLER, D.; KORVICK, D.; PROCH, F. In vivo tendon forces correlate with activity level and remain bounded: Evidence in a rabbit flexor tendon model. **Journal of biomechanics**, v.31, n.11, p.1043-1049, 1998.

MARRAS, W.S.; GRANATA, K.P. The development of an emg-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.7, n.4, p.259-268, 1997.

MENEGALDO, L.L.; FLEURY, A.T.; WEBER, H.I. A [] cheap'optimal control approach to estimate muscle forces in musculoskeletal systems. **Journal of biomechanics**, v.39, n.10, p.1787-1795, 2006.

MUSCOLINO, J.E.; CIPRIANI, S. Pilates and the “powerhouse”—i. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.8, n.1, p.15-24, 2004.

NEWTON, I. **The mathematical principles of natural philosophy**. ed.:printed for Benjamin Motte, London. 1803

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. ed.:Wiley New York. 1999

O'GRADY, P.F. **Meet the philosophers of ancient greece: Everything you always wanted to know about ancient greek philosophy but didn't know who to ask**. ed.:Ashgate Publishing Ltd, Hampshire, England. 2005. 312p.

PANDY, M.; ANDERSON, F.; HULL, D. A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. **Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME**, v.114, n.4, p.450-460, 1992.

PARTINGTON, C.F. **The british cyclopedia of biography: Containing the lives of distinguished men of all ages and countries, with portraits, residences, autographs, and monuments**. ed.:W. Orr, v.2. 1838

PEIRCE, C.S. How to make our ideas clear. **Popular Science Monthly**, v.12, p.286-302, 1878.

PIERRYNOWSKI, M. **A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking**. 1982. Department of Kinesiology, Simon Fraser University, Burnaby.

PITMAN, M.I.; PETERSON, L. **Biomechanics of skeletal muscle**. Em: (Ed.). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989. Biomechanics of skeletal muscle, p.89–114

POMERLEAU, W.P. **Twelve great philosophers: A historical introduction to human nature**. ed.:Ardsley House Pub. 1997

PRILUTSKY, B.; GREGOR, R. Analysis of muscle coordination strategies in cycling. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.8, n.3, p.362-370, 2000.

QUEIROZ, B.; CAGLIARI, M.; AMORIM, C.; SACCO, I. Muscle activation during four pilates core stability exercises in quadruped position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.91, n.1, p.86-92, 2010.

RAASCH, C.; ZAJAC, F.; MA, B.; LEVINE, W. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. **Journal of biomechanics**, v.30, n.6, p.595-602, 1997.

RAHMANI, A.; RAMBAUD, O.; BOURDIN, M.; MARIOT, J. A virtual model of the bench press exercise. **Journal of biomechanics**, v.42, n.11, p.1610-1615, 2009.

REDFIELD, R.; HULL, M. Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods. **Journal of biomechanics**, v.19, n.7, p.523-540, 1986.

RIBEIRO, D. **Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultantes para o membro superior**. 2006. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

RIBEIRO, D.; DE TOLEDO, J.; KRUG, R.; LOSS, J. A comparison between two models of shoulder muscle force estimation. **Journal of applied biomechanics**, v.25, n.1, p.43, 2009.

ROBERTSON, D.; WILSON, J.; ST PIERRE, T. Lower extremity muscle functions during full squats. **Journal of applied biomechanics**, v.24, n.4, p.333, 2008.

RYDEARD, R.; LEGER, A.; SMITH, D. Pilates-based therapeutic exercise: Effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: A randomized controlled trial. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v.36, n.7, p.472-484, 2006.

SACCO, I.C.N.; ANDRADE, M.S.; SOUZA, P.S.; NISIYAMA, M.; CANTUÁRIA, A.L.; MAEDA, F.Y.I.; PIKEL, M. Método pilates em revista: Aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural-estudos de caso. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.13, n.4, p.65-78, 2005.

SANTOS, A.B.D. **Análise comparativa de variáveis biomecânicas e da percepção de esforço do exercício leg work do pilates realizado na chair e no reformer**. 2010. Ciências do Movimento Humano, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

SARTON, G. Simon stevin of bruges (1548-1620): JSTOR. 21: 241-303 p. 1934.

SCHOENFELD, B.J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.24, n.12, p.3497, 2010.

SEGAL, N.A.; HEIN, J.; BASFORD, J.R. The effects of pilates training on flexibility and body composition: An observational study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.12, p.1977-81, 2004.

SELF, B.P.; BAGLEY, A.M.; TRIPLETT, T.L.; PAULOS, L.E. Functional biomechanical analysis of the pilates-based reformer during demi-plie movements. **Journal of applied biomechanics**, v.12, p.3, 1996.

SHAO, Q. **Emg-driven modeling: Forward simulation and knee-ligament loading simulation**. 2010. Mechanical Engineering, University of Delaware, Delaware.

SILVA, Y.; MELO, M.; GOMES, L.; BONEZI, A.; LOSS, J. Analysis of the external resistance and electromyographic activity of hip extension performed according to the pilates method. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.13, p.82-88, 2009.

SOROSKY, S.; STILP, S.; AKUTHOTA, V. Yoga and pilates in the management of low back pain. **Current Reviews in Musculoskeletal Medicine**, v.1, n.1, p.39-47, 2008.

SOUZA, M.V.S.D.; VIEIRA, C.B. Who are the people looking for the pilates method? **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.10, n.4, p.328-334, 2006.

STEINDLER, A. **Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions**. ed.:Thomas Springfield, Ill. 1955

STIEF, F.; KLEINDIENST, F.; WIEMEYER, J.; WEDEL, F.; CAMPE, S.; KRABBE, B. Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. **Journal of applied biomechanics**, v.24, n.4, p.351, 2008.

STILLWELL, J. **Mathematics and its history**. 2^a ed.:Springer. 2001. 568p. (The australian mathematical society)

STINNER, A. The story of force: From aristotle to einstein. **Physics education**, v.29, p.77-85, 1994.

TOKATY, G.A. **A history and philosophy of fluid mechanics.** ed.:Dover Publications. 1994

VAN DEN BOGERT, A. Analysis and simulation of mechanical loads on the human musculoskeletal system: A methodological overview. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.22, n.1, p.23, 1994.

VAN DEN BOGERT, A.; READ, L.; NIGG, B. A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. **Journal of biomechanics**, v.29, n.7, p.949-954, 1996.

VAN INGEN SCHENAU, G.; BOOTS, P.; DE GROOT, G.; SNACKERS, R.; VAN WOENSEL, W. The constrained control of force and position in multi-joint movements. **Neuroscience**, v.46, n.1, p.197-207, 1992.

WILKE, H.; NEEF, P.; HINZ, B.; SEIDEL, H.; CLAES, L. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.111-126, 2001.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L.E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v.24, n.8, p.755, 1999.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement.** 3^a ed.:John Wiley & Sons. 2005. 325p.

WRETENBERG, P.; FENG, Y.; LINDBERG, F. Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v.3, n.4, p.244-250, 1993.

YEO, B. Investigations concerning the principle of minimal total muscular force. **Journal of biomechanics**, v.9, n.6, p.413-416, 1976.

ZAJAC, F.E.; GORDON, M.E. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.17, n.1, p.187, 1989.

ZATSIORSKY, V. **Kinetics of human motion**. ed.:Human Kinetics Publishers, Champaign, IL. 2002

7. Apêndices

9.1 Termo de consentimento livre esclarecido (TCLE)

Você esta sendo convidada a participar de um estudo sobre a biomecânica do Método Pilates, o qual pretende investigar as forças musculares que ocorrem durante o exercício de extensão de joelhos e quadril no aparelho *Reformer* do Método Pilates. Neste sentido, pedimos que você leia atentamente este termo e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

Objetivo do estudo:

Avaliar as forças a que estão submetidas as articulações de quadril, joelho e tornozelo e seus respectivos músculos no movimento de extensão de quadril e joelho no aparelho *Reformer* do Método Pilates.

Objetivo específicos do estudo:

Quantificar as forças e torques proximais resultantes que ocorrem nas articulações envolvidas durante o exercício.

Distribuir o Torque Proximal resultante da articulação do quadril entre os músculos Iliopsoas, Reto femoral, glúteo máximo, semimembráceo, semitendinoso e bíceps (cabeça longa).

Distribuir o Torque Proximal resultante da articulação do joelho entre os músculos vasto lateral, reto femoral, vasto medial, vasto intermedio, semimembráceo, semitendíneo, biceps femoral e gastrocnemios medial e lateral.

Distribuir o Torque Proximal resultante da articulação do tornozelo entre os músculos soleus, gastrocnemios medial e lateral e tibial anterior.

Procedimentos:

Ao participante será solicitado participar de uma coleta de dados eletromiográficos, cinéticos e cinemáticos, seguindo os seguintes passos:

01. Coleta de dados antropométricos de estatura e massa utilizando estadiômetro e balança digital.
02. Definição da carga adequada para o exercício, o que implica na execução algumas repetições até encontrar a carga ideal.
03. Preparação da pele (identificação do local para posicionar os eletrodos, limpeza com álcool, do local) e posicionamento dos eletrodos em cada músculo (os eletrodos consistem de adesivos redondos com diâmetro de 30 mm que serão posicionados em pares em cada).
04. Posicionamento de marcadores reflexivos com o uso de fita adesiva em pontos de referência anatômicos do lado direito do corpo.
05. Participação do protocolo de coleta que consiste em realizar 10 repetições do gesto no aparelho *Reformer*, enquanto serão coletados dados de eletromiografia, dinamometria e será feita a filmagem do exercício.

Todos os procedimentos para aquisição dos dados serão realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, com duração aproximada de uma hora.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: nenhuma das etapas do teste oferece qualquer risco à sua saúde ou o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo não oferece benefícios diretos para o participante, entretanto, as conclusões deste trabalho auxiliarão na prescrição de programas de exercício do Método Pilates, assim como no conhecimento acerca do Método.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será respeitada, podendo a coleta ser interrompida a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Responsável:

Jefferson Fagundes Loss, Ph.D.

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Telefone:(51)33085822

Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

Telefone:(51)3308 3629

DECLARAÇÃO

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____.