

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES DURANTE O *SINGLE LEG TRIPLE*
HOP TEST EM MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS E PORTADORAS DA
SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Felipe Costa Alvim

2016



ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES DURANTE O *SINGLE LEG TRIPLE HOP TEST* EM MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS E PORTADORAS DA SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Felipe Costa Alvim

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Rio de Janeiro
Novembro de 2016

ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES DURANTE O *SINGLE LEG TRIPLE HOP TEST* EM MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS E PORTADORAS DA SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Felipe Costa Alvim

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Paulo Roberto Garcia Lucareli, D.Sc.

Prof. Liliam Fernandes Oliveira, D.Sc.

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

NOVEMBRO DE 2016

Alvim, Felipe Costa

Estimativa das forças musculares durante o *single leg triple hop test* em mulheres jovens saudáveis e portadoras da síndrome da dor patelofemoral / Felipe Costa Alvim – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

X, 91p.: il.; 29,7cm

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Tese (doutorado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 67-72.

1. Modelagem Computacional em Biomecânica. I. Menegaldo, Luciano Luporini. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me fazer seu instrumento e me possibilitar realizar todos os sonhos que um homem pode ter.

Agradeço aos meu pais. A realização desse trabalho não teria sido possível sem a presença e ajuda deles em todos os momentos.

Agradeço a minha irmã e ao seu esposo Márcio. Seu incentivo e apoio foram fundamentais. A chegada do Marcinho encheu meu coração de alegria na reta final dessa caminhada.

Agradeço aos grandes amores da minha vida, Lucas e Isabelle, tudo o que eu fizer na vida será pensando em vocês. Agradeço pela compreensão nos meus momentos mais difíceis, e me desculpo pelos momentos em que não estive presente, física ou mentalmente.

Agradeço ao meu orientador, Luciano Luporini Menegaldo. A oportunidade e compreensão que teve comigo ao longo de todo esse tempo são dignas de ficarem marcadas na minha alma. Espero, ao longo da minha vida, poder fazer por alguém o que fez por mim.

Agradeço a minha orientadora extra oficial, Adriane por todo o aprendizado e convívio.

Agradeço ao professor Jurandir Nadal por me receber no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UF RJ.

Agradeço ao meu amigo Diogo Simões Fonseca pela parceria.

Agradeço ao meu amigo Rhenan Bartels Ferreira pelo tempo de convívio.

Enfim, agradeço a todos os professores e amigos do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UF RJ. O conhecimento que adiquiri com vocês me acompanhará por toda a vida.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES DURANTE O *SINGLE LEG TRIPLE HOP TEST* EM MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS E PORTADORAS DA SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Felipe Costa Alvim

Novembro/2016

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Programa: Engenharia Biomédica

A síndrome da dor patelofemoral é multifatorial e uma de suas causas pode estar relacionada a uma deficiência do controle muscular da pelve e do membro inferior durante atividades funcionais. O primeiro objetivo deste trabalho foi comparar técnicas de otimização estática e controle muscular computacional, ambas associadas a um algoritmo de redução de resíduos, para estimar as ativações e forças musculares durante o *single leg triple hop test* em mulheres jovens saudáveis. As ativações musculares estimadas, durante o teste mencionado, foram comparadas ao eletromiograma (EMG) de superfície dos músculos glúteo máximo, GMed, cabeça longa do bíceps femoral e vasto lateral. A associação entre a otimização estática e o algoritmo de redução de resíduos foi capaz de estimar as ativações musculares com menores erros de amplitude e fase em relação ao EMG de superfície dos músculos captados. O segundo objetivo foi comparar a cinemática e as forças musculares estimadas pela otimização estática entre o grupo controle e um grupo com síndrome da dor patelofemoral. Mulheres com síndrome da dor patelofemoral apresentam extensão da coluna lombar e rotação interna do quadril maiores e flexão do joelho menor durante a fase de preparação para o *single leg triple hop test*. Essas alterações podem ser explicadas pelas diferenças encontradas nas forças musculares estimadas dos músculos do core, redução da força de rotadores externos do quadril e aumento na forças dos abdutores do quadril e flexores do joelho.

Abstract of the Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

MUSCLE FORCE ESTIMATION DURING SINGLE LEG TRIPLE HOP TEST IN
YOUNG HEALTHY WOMEN AND WITH PATELLOFEMORAL PAIN
SYNDROME

Felipe Costa Alvim

November/2016

Advisor: Luciano Luporini Menegaldo

Department: Biomedical Engineering

The patellofemoral pain is a multifactorial syndrome and one of its causes may be related to a poor pelvis and lower limb muscle control during functional activities. The first aim of this study was to compare static optimizations (SO) and computed muscle control (CMC), both associated to a residual reduction algorithm, to estimate muscle activations during the single leg triple hop test for young healthy woman. The estimated activations, during referred test, were compared to surface electromyogram (EMG) from gluteus maximus, gluteus medius, long head of biceps femoris and vastus lateralis. The association between static optimizations and residual reduction algorithm was able to estimate muscle activations with lower magnitude and phase errors related to surface EMG of selected muscles. The second objective was to compare kinematics and muscle forces estimations by static optimization between control group and a group with patellofemoral pain syndrome. Woman with patellofemoral pain syndrome showed higher lumbar extension and hip internal rotation and lower knee flexion during preparations phase of single leg triple hop test. These modifications could be explained by differences founded in estimated core muscle forces, hip internal rotators weakness and higher hip abductors and knee flexors forces.

Sumário

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	x
1 Introdução	1
1.1 Epidemiologia	1
1.2 O <i>single leg triple hop test</i> como ferramenta de avaliação	2
1.3 Aspectos relevantes da anatomia da articulação do joelho	2
1.4 Cinesiologia da articulação do joelho	5
1.5 Patomecânica da síndrome da dor patelofemoral	7
1.5.1 Disfunção do quadríceps	7
1.5.2 Desalinhamento estático	8
1.5.3 Desalinhamento dinâmico	9
2 Modelagem computacional	12
2.1 OpenSim	12
2.2 Conversão dos dados	13
2.3 Escala	13
2.4 Cinemática inversa	16
2.5 Dinâmica inversa	17
2.6 Otimização estática	18
2.7 Algoritmo de redução de resíduos	18
2.8 Controle muscular computadorizado	21
2.9 Análise de componentes principais	23
3 Objetivos	26
4 Metodologia	27
4.1 Organização dos estudos	27
4.2 Amostra e protocolo experimental	27
4.3 Processamento dos dados, modelo biomecânico e simulações	29
4.4 Comparação das ativações estimadas com o sinal eletromiográfico	32
4.5 Comparação das forças musculares estimadas entre os dois grupos	33
4.5.1 Análise de componentes principais e análise estatística	35
5 Resultados	37
5.1 Redução dos atuadores residuais após as simulações	37

5.2 Cinemática e torques articulares	38
5.3 Exatidão das ativações musculares estimadas	39
5.4 Comparação entre a cinemática nos dois grupos	41
5.5 Comparação entre as forças musculares estimadas entre os dois grupos	44
6 Discussão	47
6.1 Exatidão das ativações musculares estimadas	47
6.2 Comparação entre as forças musculares estimadas nos dois grupos	49
7 Conclusão	54
8 Agradecimentos	55
9 Referências	56
10 Anexo I	62
11 Anexo II	70
12 Anexo III	92
13 Anexo IV	112

Lista de figuras

Figura 1: Conexões da porção fibrosa e da membrana sinovial da cápsula articular do joelho.

Figura 2: Os principais músculos que cruzam a articulação do joelho.

Figura 3: Três possíveis eixos de movimentação da patela.

Figura 4: Forças agindo sobre a patela.

Figura 5: Fluxograma de trabalho no OpenSim.

Figura 6: Marcadores experimentais obtidos a partir do sistema de captura do movimento e marcadores virtuais posicionados sobre o modelo.

Figura 7: Ilustração da pelve do modelo com os eixos x , y e z .

Figura 8: Esquema do algoritmo de CMC aplicado à marcha.

Figura 9: Exemplo esquemático do funcionamento da análise de componentes principais.

Figura 10: Fluxograma, mostrando as principais etapas da conversão dos dados para o formato solicitado pelo OpenSim.

Figura 11: Parte do arquivo .XML que descreve o modelo biomecânico utilizado.

Figura 12: Redução iterativa dos resíduos aplicando recursivamente o RRA para uma tentativa.

Figura 13: Ângulos articulares médios e torque correspondente.

Figura 14: Médias das estimativas das ativações musculares, pela otimização estática, e pelo CMC, e o EMG normalizado.

Figura 15: Cinemática e fatores de carga que obtiveram diferenças estatisticamente significativas encontradas entre os grupos.

Figura 16: Forças musculares estimadas e fatores de carga que apresentaram diferenças estatisticamente significativas encontradas entre os grupos.

Figura 17: Capacidade total dos músculos do quadril em gerar rotação do quadril em abdução do quadril dependendo do ângulo de flexão do quadril.

Lista de tabelas

Tabela 1: xiursaxien incluídos em cada grupo muscular localizado na coluna lombar e pelve de acordo com as definições do OpenSim para grupos musculares.

Tabela 2: xiursaxien incluídos em cada grupo muscular localizado no membro inferior de acordo com as definições do OpenSim para grupos musculares.

Tabela 3: Média e desvio padrão dos atuadores residuais de força e torque, depois de realizar a RRA de modo iterativo e depois da otimização estática.

Tabela 4: Medianas de M , P e C entre o EMG e as estimativas das ativações musculares para o RRA + SO e para o CMC.

Tabela 5: Número de xiursaxientes principais retidas e a porcentagem da variância explicada após a redução do conjunto de dados para cada coordenada generalizada.

Tabela 6: Número de xiursaxientes principais retidos e a porcentagem da variância explicada após a redução dos dados para cada estimativa da força dos grupos musculares.

1 Introdução

A síndrome da dor patelofemoral é caracterizada por dor na região retropatelar ou peripatelar. Geralmente aparece com início insidioso através de dor mal localizada na região anterior do joelho. O início da dor pode ser gradual, ou súbito, e pode ser desencadeado por um trauma (COLLADO; FREDERICSON, 2010). A dor pode piorar durante o agachamento, corrida, subindo ou descendo degraus ou ainda permanecendo sentado por longos períodos (POST, 1999). Durante a corrida a dor pode ser variável, mas geralmente se agrava durante a subida ou descida. Frequentemente, os pacientes com síndrome da dor patelofemoral podem referir instabilidade na articulação do joelho. Isso pode estar relacionado à inibição da contração do quadríceps em consequência à dor. Entretanto, deve ser descartado nesses pacientes o deslocamento ou subluxação da patela, além da ruptura de ligamentos (COLLADO; FREDERICSON, 2010).

1.1 Epidemiologia

A síndrome da dor patelofemoral é responsável por aproximadamente 25% dos problemas ortopédicos do joelho (CUTBILL et al., 1997; BAQUIE; BRUKNER, 1997; e DEVEREAUX; LACHMANN, 1984). Mulheres entre 16 e 25 anos são afetadas por esse problema mais frequentemente (PAPPAS; WONG-TOM, 2012).

De acordo com CROSSLEY (2014) não existem estudos que relacionem diretamente a existência da síndrome da dor patelofemoral em jovens ao aparecimento de artrose patelofemoral no joelho em adultos e idosos. Entretanto, (THOMAS et al., 2010) observaram indivíduos que realizaram artroplastia da articulação femoropatelar tiveram maior prevalência síndrome da dor patelofemoral durante a adolescência comparados a aqueles pacientes que realizaram artroplastia apenas da articulação tibiofemoral. Além disso, os achados relacionados à patomecânica da síndrome da dor patelofemoral geralmente também estão presentes em pacientes com artrose patelofemoral (CROSSLEY, 2014). Finalmente, a avaliação de adultos com diagnóstico clínico de síndrome da dor patelofemoral mostrou sinais radiológicos de artrose nesta articulação (HINMAN et al., 2014). Portanto, as evidências sugerem que a síndrome da dor patelofemoral e a artrose patelofemoral são doenças comuns, podendo a primeira ser precursora da segunda.

1.2 O *single leg triple hop test* como ferramenta de avaliação

Os achados relativos à patomecânica da síndrome da dor patelofemoral mostram a importância da realização de uma avaliação funcional. ZIVKOVIC et al., (2016) mostra que avaliar o paciente durante a realização de um gesto motor pode trazer mais informações a respeito da força e velocidade de contração que não seriam identificáveis em uma avaliação estática. Além disso, ao aproximar a demanda por força, amplitude de movimento e controle motor das necessidades cotidianas do paciente, possivelmente, as incorreções do movimento, que podem ser responsáveis pela lesão apresentada pelo paciente, reproduzir-se-iam.

O *single leg triple hop test* já foi descrito como uma atividade com alta demanda de torque articular e, conseqüentemente, alta necessidade de desenvolvimento de força muscular (HAMILTON et al., 2008). Além disso, (LUCARELI et al., 2016) mostrou que as principais alterações cinemáticas em pacientes com síndrome da dor patelofemoral ocorrem tanto na fase de preparação quanto na aterrissagem do SLTHT. Entretanto, a fase de preparação apresenta picos angulares maiores.

1.3 Aspectos relevantes da anatomia da articulação do joelho

A articulação do joelho é formada pela epífise distal do fêmur, pela epífise proximal da tíbia e pela patela, um osso sesamoide. A cabeça da fíbula não participa diretamente da articulação do joelho, servindo apenas como inserção muscular. O joelho pode ser entendido como um complexo formado por duas articulações: a articulação entre o fêmur e a tíbia – tibiofemoral – e a articulação entre o fêmur e a patela – patelofemoral. Inferiormente, a diáfise do fêmur achata-se no sentido anteroposterior, alargando-se, porém, latero-lateralmente. A epífise distal do fêmur contém a superfície articular proximal do joelho e consiste em dois côndilos contínuos a frente e separados atrás por uma fenda. As superfícies articulares dos côndilos lateral e medial são contínuas anteriormente para formarem a superfície articular para a patela, o sulco intercondilar. Apesar das superfícies articulares serem todas contínuas, a parte da articulação em contato exclusivamente com a patela é bem definida por um sulco raso entre os côndilos lateral e medial. Esse sulco é côncavo no sentido látero-lateral e convexo no sentido supero-inferior. A superfície articular anterior do côndilo lateral é um pouco mais proeminente anteriormente do que a superfície anterior do côndilo medial. Essa

diferença pode fornecer um apoio para o deslocamento lateral da patela. Os côndilos medial e lateral são separados inferiormente e posteriormente pela fossa intercondilar. Nas suas superfícies distais e posteriores, eles se articulam com a tíbia. A fossa intercondilar serve de inserção proximal para os ligamentos cruzado anterior e cruzado posterior.

O côndilo medial estende-se um pouco mais distalmente que o côndilo lateral. Como a terminação distal dos dois côndilos estão no mesmo plano transversal, a diáfise do fêmur apresenta uma pequena inclinação em relação à vertical (OATIS, 2004).

A tíbia é o segundo osso mais longo do corpo humano sendo superada apenas pelo fêmur. A epífise proximal da tíbia é expandida e consiste nos côndilos medial e lateral ou denominados conjuntamente de platô tibial. Eles são separados por uma crista intercondilar anteroposterior. Essa crista intercondilar é rugosa e serve de inserção distal para os ligamentos cruzados anterior e posterior. Além disso, os meniscos também estão inseridos na crista intercondilar. A superfície anterior da epífise proximal da tíbia é marcada pela tuberosidade anterior da tíbia, que pode ser palpada anteriormente sob a pele e a bursa infrapatelar. A superfície articular do platô tibial medial é maior que a lateral, reduzindo a pressão aplicada ao platô tibial medial, o qual suporta mais força que o platô lateral em posição ortostática (ATESHIAN; SOSLOWSKY; MOW, 1991). As superfícies articulares da tíbia são levemente côncavas com variações quantitativas entre os platôs tibiais medial e lateral, nos sentidos ântero-posterior e látero-lateral (OATIS, 2004).

A patela é o maior osso sesamóide do corpo humano estando totalmente dentro do tendão do músculo quadríceps femoral. A patela tem uma forma aproximadamente triangular com a base voltada superiormente e o ápice voltado inferiormente. Apenas a superfície posterior da patela apresenta superfície articular. A superfície articular da patela é oval com uma crista central que se estende da porção distal até a porção proximal da superfície articular. Essa crista divide a superfície articular da patela em partes lateral e medial para se articular com os côndilos femorais lateral e medial, respectivamente. A crista da superfície articular da patela desliza no sulco intercondilar do fêmur durante os movimentos de flexão e extensão do joelho.

Considerando que o joelho é uma das articulações do corpo humano que suporta mais força, as superfícies articulares são revestidas pela camada de cartilagem articular mais espessa do corpo humano (ADAM et al., 1998). Em média, a cartilagem articular da patela e da tíbia apresentam 2 e 3 mm de espessura, respectivamente, podendo chegar a

6 mm em ambas superfícies articulares (ATESHIAN; SOSLOWSKY; MOW, 1991; e LI et al., 2005).

Na articulação tibiofemoral, existem duas estruturas fibrocartilagosas apoiadas sobre os platôs medial e lateral, os meniscos. Os meniscos são estruturas pouco vascularizadas responsáveis por aumentar a congruência articular e, juntamente com as cartilagens articulares, absorver impacto. Os meniscos cobrem mais da metade da superfície dos platôs tibiais, com o menisco lateral cobrindo uma área um pouco maior (ATESHIAN; SOSLOWSKY; MOW, 1991; e FUKUBAYASHI; KUROSAWA, 1980). Conseqüentemente, existe mais contato entre as cartilagens articulares no compartimento medial do joelho.

Existem ainda, na articulação tibiofemoral, ligamentos responsáveis por manter a estabilidade articular e ao mesmo tempo permitir a movimentação adequada do joelho. Os ligamentos cruzados anterior e posterior já foram descritos e são intra-articulares. Eles sustentam o deslizamento ântero-posterior entre a tibia e o fêmur. Os ligamentos colateral medial e lateral estão posicionados externamente à articulação tibiofemoral, se estendem do fêmur à tibia, e se contrapõem à movimentação em valgo e em varo, respectivamente.

Na articulação do joelho a parte fibrosa da cápsula articular e a membrana sinovial não estão totalmente aderidas uma à outra. As posições das duas membranas da cápsula articular estão mostradas na Figura 1.



Figura 1: Conexões da porção fibrosa e da membrana sinovial da cápsula articular do joelho. As duas membranas são separadas na região anterior do joelho formando um

espaço extrasinovial. Traduzido de: OATIS, C. A. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2004.

Diversos músculos cruzam a articulação do joelho. O principal músculo extensor é o quadríceps, que se insere na patela e produz torque extensor tracionando o tendão patelar, que está inserido na tuberosidade anterior da tíbia, superiormente. O músculo quadríceps como um todo não aplica força na patela apenas superiormente. As inserções das suas várias cabeças estão localizadas em porções diversas na patela, resultando em uma força resultante aplicada superiormente. Os músculos flexores do joelho, conhecidos como isquiotibiais, são o bíceps femoral, o semitendinoso e o semimembranoso. O bíceps femoral insere-se lateralmente na cabeça da fíbula. Já o semitendinoso e o semimembranoso inserem medialmente. O primeiro, na face medial do platô tibial, junto com os outros músculos que irão formar a pata de ganso. O segundo insere-se na borda superior medial do platô tibial. Existem ainda outros músculos posteriores que cruzam a articulação do joelho com ação flexora. Os gastrocnêmios são dois músculos que têm origem posteriormente e pouco acima dos côndilos femorais. Em conjunto com o sóleo, formam o tríceps sural. Além disso, o poplíteo é um músculo posterior e transversal que também pode participar da flexão e da rotação interna do joelho quando esse se encontra fletido. Todos os músculos citados, e suas relações, podem ser vistas na Figura 2.

1.4 Cinesiologia da articulação do joelho

A movimentação do joelho é caracterizada primariamente pela flexão e extensão da articulação tibiofemoral. Entretanto, existem movimentos tridimensionais mais complexos além da movimentação na articulação patelofemoral.

Durante a flexão, os côndilos femorais giram sobre o eixo articular do joelho e deslizam anteriormente para que o seu apoio seja mantido sobre o platô tibial. Já na extensão, os côndilos femorais deslizam posteriormente.

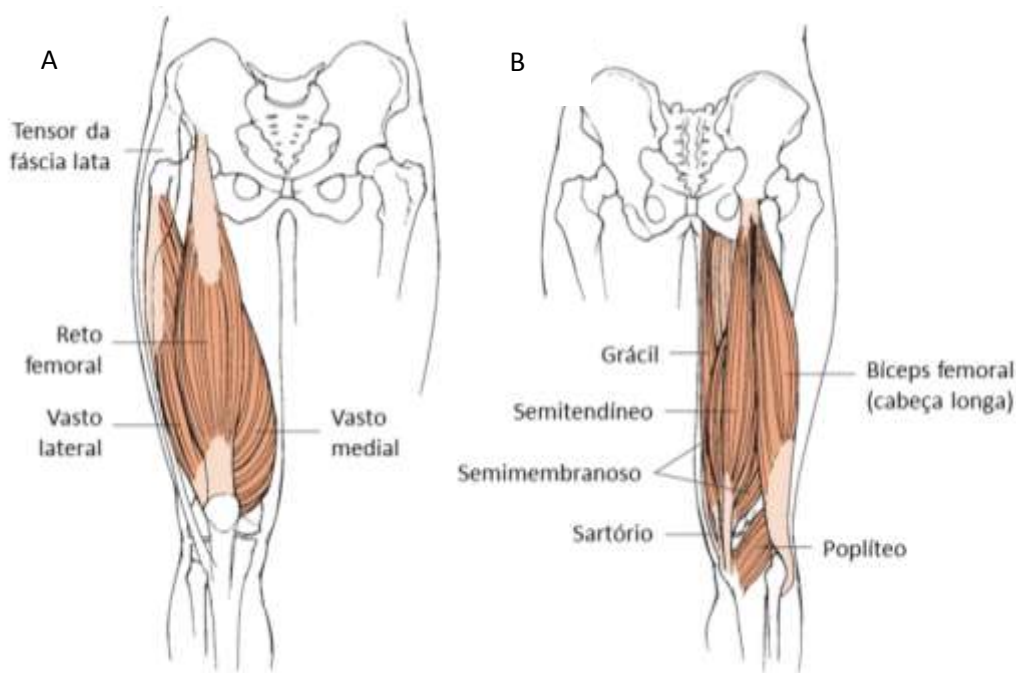


Figura 2: Os principais músculos que cruzam a articulação do joelho. (A) Anteriormente estão os extensores do joelho; e (B) posteriormente os flexores do joelho. Traduzido de: OATIS, C. A. Kinesiology: the machanics and pathomechanics of human movement. 2004.

A movimentação adequada da patela sobre o fêmur também é crítica para manutenção da amplitude de movimento articular do joelho. Durante a flexão da articulação tibiofemoral, a patela desliza inferiormente no sulco patelar do fêmur, e durante a extensão, a patela desliza superiormente. Além desses movimentos, a patela também pode realizar movimentos de rotação e translação (lateralmente) no sulco patelar. Os eixos de movimento patelar estão mostrados na Figura 3. Após o início da flexão do joelho, a patela pode deslocar-se lateralmente até 45° de flexão do joelho (GRELSAMER; NEWTON; STARON, 1998; KOH; GRABINER; DE SWART, 1992; LIN et al., 2003; e POWERS; SHELOCK; PFAFF, 1998). Aparentemente, a patela apresenta uma leve inclinação lateral (KOH; GRABINER; DE SWART, 1992; e POWERS; SHELOCK; PFAFF, 1998) e flexão (HINTERWIMMER et al., 2004; KOH; GRABINER; DE SWART, 1992; LIN et al., 2003) durante a flexão do joelho. Esses movimentos da patela durante a flexão e extensão do joelho podem modificar significativamente a área de contato entre as superfícies articulares da patela e do fêmur, influenciando na distribuição de pressão entre as duas superfícies articulares.



Figura 3: Três possíveis eixos de movimentação da patela. Traduzido de: OATIS, C. A. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2004.

1.5 Patomecânica da síndrome da dor patelofemoral

A patomecânica da síndrome patelofemoral é variada, sendo que EARL; VETTER, (2007) classificam como três possíveis causas: disfunção do quadríceps, desalinhamento estático e desalinhamento dinâmico.

1.5.1 Disfunção do quadríceps

A patela está sujeita a forças em quatro sentidos diferentes (Figura 4). Superiormente o osso é tracionado pelas inserções musculares do reto femoral e vasto intermédio. A inserção do vasto lateral tende a tracionar a patela superior e lateralmente, juntamente com o glúteo máximo e o tensor da fáscia lata pela inserção da banda iliotibial, além do retináculo patelar lateral. Já a porção oblíqua do músculo vasto medial tende a tracionar a patela medialmente, juntamente com o retináculo patelar medial (MOSS; DEVITA; DAWSON, 1992). Finalmente, a inserção do tendão patelar tende a tracionar a patela para baixo.

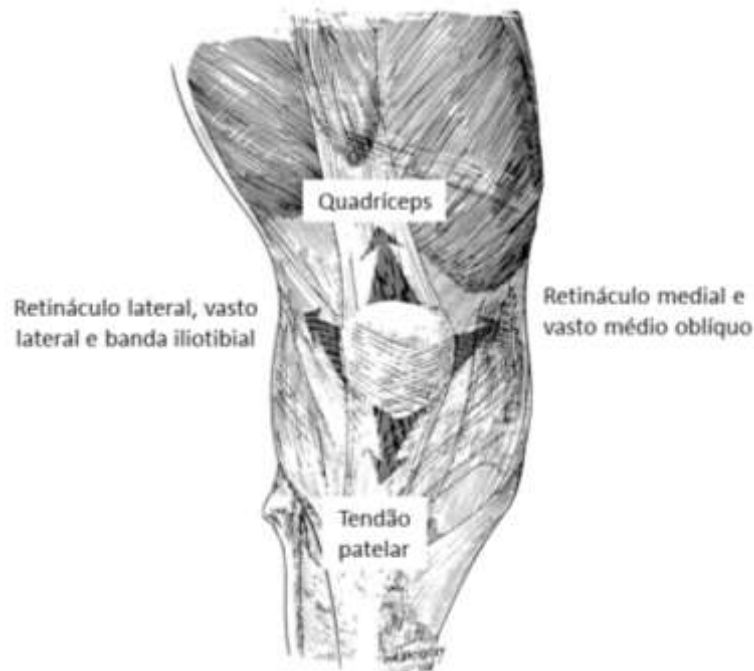


Figura 4: Forças agindo sobre a patela. Traduzido de: EARL, J. E.; VETTER, C. S. Patellofemoral Pain. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, v. 18, n. 3, p. 439–458, 2007.

A fraqueza ou o atraso na ativação da porção oblíqua do músculo vasto medial seria responsável por uma resultante de forças direcionada lateralmente (COWAN et al., 2001). Isso direcionaria a patela para uma trajetória mais lateral na superfície patelar do fêmur, o que aumentaria a compressão articular na área de contato entre a patela e o fêmur, aumentando o desgaste da cartilagem articular dos dois ossos (COWAN et al., 2001; e GRABINER; KOH; DRAGANICH, 1994).

Alguns estudos já demonstraram a diferença na atividade da porção oblíqua do vasto medial em relação ao vasto lateral (MURRAY et al., 1984; COWAN et al., 2001; COWAN et al., 2002; e OWINGS; GRABINER, 2002). Entretanto, esse achado não está presente em todos os pacientes com síndrome da dor patelofemoral (KARST; WILLETT, 1995; SHEEHY et al., 1998; e GILLEARD; MCCONNELL; PARSONS, 1998), e isso sugere que a disfunção do músculo quadríceps não seja a única causa desta síndrome.

1.5.2 Desalinhamento estático

Em alguns pacientes, o alinhamento anatômico entre a pelve e o membro inferior em posição ortostática pode possuir um papel importante na patomecânica da síndrome patelofemoral. Uma medida clínica comum do alinhamento estático é o ângulo Q, formado, no plano frontal, pela interseção da linha que vai da espinha ilíaca ântero-superior ao centro da patela, e outra linha que vai do centro da patela à tuberosidade anterior da tíbia. Esse ângulo representaria a linha de ação do músculo quadríceps. Com o aumento do ângulo Q, a componente horizontal do vetor de força do quadríceps é maior e pode indicar um aumento na força lateral da patela. Alguns estudos mostram que o ângulo Q é maior em mulheres e, além disso, relacionam o aumento desse ângulo ao aparecimento de síndrome da dor patelofemoral. Entretanto, esses achados são limitados e inconclusivos (LIVINGSTON, 1998). Tais limitações podem estar relacionadas às diferenças na mensuração do ângulo Q e também ao fato do aumento deste ângulo ser apenas mais uma, e não a única, possível da síndrome da dor patelofemoral (EARL; VETTER, 2007).

Outros desalinhamentos estáticos, tais como anteversão femoral e genu valgo, têm o potencial de aumentar o ângulo Q e poderiam estar relacionados ao aparecimento da síndrome da dor patelofemoral (EARL; VETTER, 2007). Entretanto, o genu valgo medido estaticamente não foi estatisticamente diferente entre pacientes com síndrome da dor patelofemoral e controles saudáveis (KUJALA et al., 1987).

O motivo de alguns pesquisadores não encontrarem diferença significativa entre o ângulo Q de determinado grupo de pacientes com síndrome da dor patelofemoral e controles saudáveis (THOMEÉ et al., 1995) pode estar relacionado ao fato dos desalinhamentos descritos, e outros, só se tornam evidentes durante o movimento.

1.5.3 Desalinhamento dinâmico

O conceito de desalinhamento dinâmico começou a ganhar força quando se associou o aparecimento da síndrome da dor patelofemoral à queda da pelve contralateral, à adução e rotação interna do quadril, rotação tibial externa e hiperpronação do pé, durante o agachamento contralateral ou a descida de um escada (RIEGGER-KRUGH; KEYSOR, 1996; WILK et al., 1998; IRELAND et al., 2003; POWERS, 2003). Baseado nesses achados funcionais mais recentes, a hipótese de que a patela teria uma movimentação inadequada no sulco intercondilar do fêmur vem sendo substituído pela proposta de que o fêmur apresentaria uma movimentação inadequada por trás da patela (EARL;

VETTER, 2007). De fato, utilizando técnicas de análise de movimento e modelagem computacional, LIAO et al. (2015) mostraram que a força de compressão na articulação patelofemoral aumenta quando o fêmur é rotacionado internamente em 5° durante o agachamento.

FERBER; MCCLAY DAVIS; WILLIAMS III, (2003) observaram que mulheres com dor nos joelhos, têm um ângulo de abdução do quadril aumentado e menor flexão de joelho em comparação a homens durante a realização de uma finta lateral. Outros estudos trazem alterações na mecânica articular de mulheres, cuja incidência de síndrome patelofemoral é maior, tais como maior abdução do joelho durante a aterrissagem bipodal de um salto (FORD; MYER; HEWETT, 2003; HEWETT; MYER; FORD, 2004; e KERNOZEK et al., 2005), maior adução do quadril (FERBER; MCCLAY DAVIS; WILLIAMS III, 2003; e POLLARD; DAVIS; HAMILL, 2004) e maior rotação interna do quadril durante a corrida (FERBER; MCCLAY DAVIS; WILLIAMS III, 2003). Além disso, mulheres com síndrome patelofemoral apresentaram fraqueza muscular isométrica de abdutores do quadril e rotadores externos do quadril comparadas a controles saudáveis (IRELAND et al., 2003).

Todos esses achados evidenciam que o alinhamento dinâmico de mulheres é mais deficiente que o de homens. Além disso, tais movimentos excessivos durante as atividades funcionais já foram relacionados à fraqueza nos abdutores do quadril e rotadores externos (IRELAND et al., 2003; IRELAND et al., 2003; POWERS, 2003; ZELLER et al., 2003; e LEETUN et al., 2004). A fraqueza na musculatura do quadril, abdominal e lombar contralateralmente também foi relacionada ao alinhamento dinâmico deficiente do membro inferior durante a realização de tarefas motoras diversas (POWERS et al., 1999; NADLER et al., 2000; IRELAND et al., 2003; e ZELLER et al., 2003).

Corroborando esses achados, BALDON et al. (2014) promoveram o treinamento de força dos músculos do quadril e o controle motor do tronco e membro inferior e obtiveram melhores resultados no controle da dor e melhora da funcionalidade comparado ao fortalecimento do quadríceps de maneira isolada em mulheres portadoras da síndrome da dor patelofemoral. Além disso, SALSICH; GRACI; MAXAM, (2012) demonstraram que evitar o valgo dinâmico é um fator importante no controle da síndrome da dor patelofemoral.

Não foram encontrados estudos que relacionem a existência de disfunção do quadríceps, desalinhamento estático e desalinhamento dinâmico simultaneamente. Entretanto, é

razoável supor que pacientes com síndrome da dor patelofemoral possuam pelo menos um tipo de alteração que pode tornar o paciente sintomático. O desalinhamento dinâmico é, talvez, o fator de risco que ocorre com maiores imposições de carga sobre a articulação do joelho e, portanto, com maior potencial lesivo das partes moles articulares. Apesar de algumas relações entre o alinhamento dinâmico e a força muscular isométrica dos pacientes terem sido feitas, não foram encontrados na literatura estudos que relacionem a força muscular durante uma atividade funcional e a cinemática alterada na síndrome da dor patelofemoral devido a dificuldades metodológicas da medida de força muscular durante o movimento.

2 Modelagem computacional

O uso de modelos musculoesqueléticos do corpo humano para responder a questões diversas em biomecânica é relativamente recente. Esses modelos podem ser utilizados para reproduzir movimentos captados em laboratório ou simular movimentos e, partir daí, realizar cálculos e estimativas tais como torques articulares, forças de compressão articular e forças musculares individuais. A combinação específica de modelos musculoesqueléticos, dinâmica inversa, e técnicas de otimização permite a estimativa de forças musculares e ativações durante uma atividade funcional, fornecendo informações a respeito das sinergias musculares (HAMNER; DELP, 2013; PANDY; ZAJAC, 1991).

2.1 OpenSim

OpenSim é um software de código aberto que permite combinar modelos musculoesqueléticos com dados experimentais (DELP et al., 2007). Inúmeros tipos de análises podem ser realizados com o OpenSim, entre eles a estimativa de forças musculares durante uma atividade funcional, incluindo a dinâmica inversa clássica associada à otimização estática ou ao controle muscular computadorizado (THELEN; ANDERSON, 2006). Em um fluxo de trabalho padrão no OpenSim, com o objetivo de estimar as forças musculares a partir de dados dinâmicos e cinemáticos de uma determinada atividade realizada em laboratório, são realizados uma série de passos. Inicialmente, os dados precisam ser convertidos para o formato padrão de entrada do OpenSim; o modelo genérico do corpo humano é escalado de acordo com a antropometria do voluntário; um problema de cinemática inversa é solucionado para encontrar os ângulos articulares e reproduzir, virtualmente, a movimentação do voluntário em laboratório a movimentação do modelo escalado; a dinâmica inversa é calculada afim de se determinar os torques resultantes para cada articulação; um algoritmo para a redução de resíduos pode ser aplicado para reduzir os erros inerentes ao processo de modelagem; e finalmente, as forças musculares podem ser determinadas por otimização estática ou pelo *computed muscle control* (CMC)(Figura 5). Cada uma dessas etapas está descrita a seguir.



Figura 5: Fluxo de trabalho no OpenSim.

2.2 Conversão dos dados

Os dados experimentais são convertidos para o formato compatível com o OpenSim. Neste trabalho, a conversão foi feita a partir de uma série de rotinas elaboradas no ambiente MatLab[®] desenvolvidas pelos autores deste trabalho (C3D2OpenSim, para mais detalhes, ver sessão *4 Metodologia*).

2.3 Escala

Os modelos no OpenSim são arquivos .XML com blocos descritivos dos corpos rígidos contidos no modelo, articulações entre esses corpos e os atuadores. Tais blocos apresentam as dimensões de cada corpo rígido, os graus de liberdade permitidos pelas articulações e os pontos de origem e inserção musculares, por exemplo. Os modelos genéricos do OpenSim também contém uma lista de marcadores virtuais utilizados para a ferramenta de escala e para a cinemática inversa. A ferramenta de escala altera a antropometria de um modelo genérico do sistema musculoesquelético para que ela coincida ao máximo com a de um voluntário específico. A escala é feita comparando-se os marcadores experimentais aos marcadores virtuais colocados no modelo. Além disso, a ferramenta de escala pode ser usada para ajustar a localização dos marcadores virtuais, de modo que eles representem melhor o posicionamento dos marcadores experimentais. A escala é feita usando uma combinação de distâncias medidas entre os marcadores e fatores de escala definidos manualmente. As localizações dos marcadores são obtidas a partir do sistema de captura do movimento. O modelo genérico, sem estar escalado, possui uma série de marcadores virtuais posicionados aproximadamente nas mesmas localizações anatômicas que os marcadores experimentais (Figura 6). A dimensão de cada segmento no modelo é escalada de modo que as distâncias entre os marcadores virtuais coincidam com as distâncias entre os marcadores experimentais. Fatores de

escala obtidos a partir de medidas manuais podem ser utilizados como alternativa aos fatores de escala obtidos a partir da captura do movimento.

Uma vez que as dimensões dos segmentos foram escaladas para coincidir com as do voluntário, a ferramenta de escala pode ser usada para mover alguns ou todos os marcadores virtuais do modelo, de modo que eles coincidam com as localizações dos marcadores experimentais.

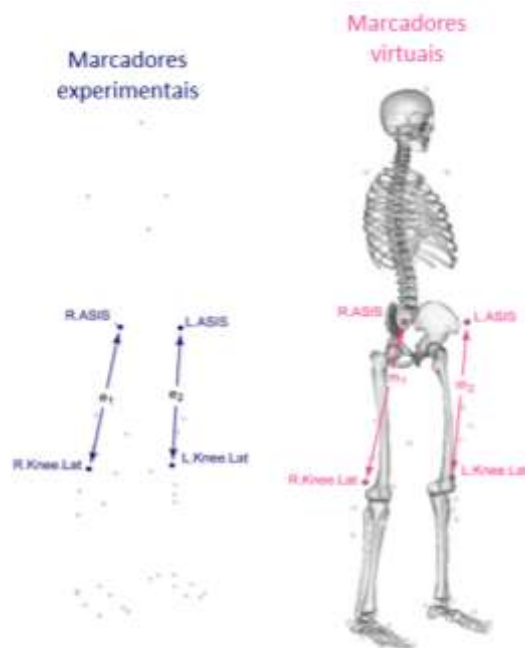


Figura 6: Marcadores experimentais à esquerda cujas posições no espaço foram determinadas por um sistema de aquisição cinemática. Marcadores virtuais à direita posicionados sobre o modelo nas mesmas “posições anatômicas” dos marcadores experimentais. Na figura “R.ASIS” e “R.Knee.Lat” são os marcadores posicionados sobre a espinha íliaca anterossuperior direita e o côndilo lateral do fêmur direito, respectivamente. Já “L.ASIS” e “L.Knee.Lat” são os marcadores correspondentes do lado esquerdo.

O posicionamento de marcadores experimentais é calculado pelo sistema de captura do movimento (azul escuro na Figura 6). Os marcadores virtuais são posicionados sobre um modelo em uma região “anatômica” correspondente (sobre a espinha íliaca ântero-superior direita do modelo). As distâncias entre os marcadores experimentais em relação às distâncias entre os marcadores virtuais correspondentes são usadas para calcular os fatores de escala.

Por exemplo, suponha-se dois pares de marcadores: $p1 = \{R.ASIS, R.Knee.Lat\}$ e $p2 = \{L.ASIS, L.Knee.Lat\}$. A distância entre os marcadores do par 1 no modelo ($m1$) é calculada colocando o modelo na posição padrão (a posição padrão é uma propriedade do modelo genérico e pode ser modificada pelo usuário). A distância entre o par 1 de marcadores experimentais ($e1$) é calculada com base em cada quadro do arquivo de trajetórias dos marcadores, computando-se a distância entre o par de marcadores para cada quadro e tomando a média entre todos os quadros em um trecho do movimento especificado pelo usuário. O fator de escala resultante do par 1 é então: $s1 = e1/m1$.

A ferramenta de escala também modifica o posicionamento dos centros articulares, a localização do centro de massa, pontos de aplicação de forças, e pontos de inserção musculares. Uma vez que esses parâmetros são representados em relação a um segmento corporal, os fatores de escala do referido corpo são aplicados para escalar tais parâmetros. Por exemplo, a inserção distal do músculo sóleo é escalado de acordo com o fator de escala da perna. Também são modificadas as propriedades de massa (massa e tensor de inércia) do modelo, bem como as dimensões dos segmentos corporais. Alguns dos elementos anexos aos segmentos corporais, como os atuadores musculoesqueléticos, também são escalados.

As massas dos segmentos são ajustadas de modo que a massa total do modelo seja igual à massa do sujeito específico. Existem duas maneiras diferentes em que a massa dos segmentos corporais possa ser ajustada. Uma maneira é preservando a distribuição da massa, que assegura que as massas dos segmentos corporais no modelo mantenham a mesma proporção do modelo genérico. Isso faz com que a massa seja escalada utilizando um valor constante independentemente dos fatores de escala utilizados para escalar os tamanhos dos segmentos. Como alternativa, é possível escalar as massas dos segmentos de maneira independente, a partir dos fatores de escala obtidos para escalar o tamanho de cada segmento. Em qualquer um dos casos, o tensor de inércia de cada segmento é atualizado para refletir as novas dimensões e a massa.

Outros componentes do modelo que dependam de distâncias ou comprimentos, como ligamentos e atuadores musculotendíneos, são atualizados. Por exemplo, um novo comprimento ótimo para as fibras musculares e um novo comprimento do tendão relaxado são calculados durante o processo de escala. Um fator de escala é calculado como a razão entre o comprimento antes da escala e o comprimento depois da escala. O resultado é utilizado para escalar os componentes que dependem do comprimento dos segmentos corporais.

Depois de escalar o modelo, os marcadores virtuais nele posicionados são movidos de modo a garantir que eles coincidam com os marcadores experimentais na postura estática. A postura estática é determinada ajustando-se uma combinação de posições dos marcadores experimentais e valores das coordenadas generalizadas, como na cinemática inversa (descrita a seguir). As localizações dos marcadores virtuais da tomada estática são determinadas calculando-se a média das posições em um período de tempo definido pelo usuário. Assim como na cinemática inversa, existem pesos para os marcadores e para as coordenadas generalizadas, de modo a determinar o quão bem o algoritmo deve buscar reproduzi-las no modelo. Uma vez que a postura estática é determinada pelo algoritmo baseado na cinemática inversa, todos os marcadores do modelo (exceto aqueles definidos como fixos) são movidos para a posição média dos marcadores da postura estática.

Ao final, a ferramenta de escala cria um arquivo contendo o modelo escalado e com os marcadores reposicionados. Esse modelo será utilizado para todos os demais passos no fluxo de trabalho do OpenSim.

2.4 Cinemática Inversa

A ferramenta de cinemática inversa percorre todos os quadros do movimento capturado e calcula os valores das coordenadas generalizadas que posicionam o modelo em uma postura que “melhor ajusta” os valores das coordenadas dos marcadores virtuais e coordenadas generalizadas para cada quadro (LU; O’CONNOR, 1999). Matematicamente, o melhor ajuste é expresso como um problema de mínimos quadrados ponderados, no qual a solução busca minimizar tanto os erros de marcadores quanto os de coordenadas generalizadas.

O erro do marcador é definido como a distância entre o marcador experimental e o marcador virtual correspondente, quando o modelo é posicionado modificando-se as coordenadas generalizadas pela ferramenta de cinemática inversa. Acada marcador o usuário especifica uma ponderação do quão bem o erro para aquele marcador deve ser minimizado. O problema de mínimos quadrados ponderados, que é resolvido pela ferramenta de cinemática inversa, está mostrado na Equação 1:

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{marcadores}} \omega_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 \right] \quad (1)$$

onde q é o vetor de coordenadas generalizadas a ser determinado, x_i^{exp} é a posição do marcador experimental i , $x_i(q)$ é a posição do marcador virtual correspondente (que depende dos valores das coordenadas generalizadas). Algumas coordenadas podem ter os seus valores pré-definidos. Por exemplo, quando a articulação subtalar é fixada no modelo na posição neutra, seu valor é sempre 0° durante a resolução do problema de cinemática inversa. Esse problema de mínimosquadrados é resolvido usando o critério de convergência de 0,0001 para a o erro da variável minimizada e limite de 1000 iterações. Esses valores são fixos e não podem ser modificados nos arquivos de setup da ferramenta de cinemática inversa (.XML).

2.5 Dinâmica inversa

A ferramenta de dinâmica inversa determina os torques resultantes (torques líquidos) em cada articulação e que são capazes de gerar um determinado movimento medido. Dada a cinemática que descreve o movimento do modelo e as forças externas aplicadas a ele, a ferramenta de dinâmica inversa do OpenSim usa esses dados para fazer a análise da dinâmica inversa. A equação de movimento para um sistema de corpos rígidos com coordenadas generalizadas angulares pode ser escrita como:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (2)$$

onde q , \dot{q} , $\ddot{q} \in \mathbb{R}^N$ são os vetores de posições, velocidades e acelerações, respectivamente. $M(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ é a matriz de massas do sistema; $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^N$ é o vetor de forças de Coriolis e forças centrífugas; $G(q) \in \mathbb{R}^N$ é o vetor de forças gravitacionais; $\tau \in \mathbb{R}^N$ é o vetor de torques externos; e N é o número de coordenadas generalizadas.

O movimento do modelo é completamente definido pelas posições, velocidades e acelerações. Consequentemente, todos os termos do lado esquerdo da equação de movimento são conhecidos. O termo restante do lado direito é desconhecido. A ferramenta de dinâmica inversa usa o movimento conhecido do modelo para calcular os

valores numéricos dos diversos termos do lado esquerdo das equações do movimento e determinar os torques externos, causados pelos músculos. Entretanto, o torque calculado em cada coordenada generalizada é a soma vetorial dos torques causados pelos músculos agonistas e antagonistas.

2.6 Otimização Estática

A otimização estática é um passo seguinte à dinâmica inversa. Nela, os torques articulares líquidos são divididos em forças musculares individuais, para cada instante de tempo. As forças musculares são determinadas minimizando a soma dos quadrados das ativações musculares elevadas a uma determinada potência. Trata-se de um problema de otimização restrita, sujeito à condição de que a soma das forças musculares multiplicadas pelos respectivos braços de momento dever ser igual aos torques externos. Além disso, o problema de otimização possui a restrição de desigualdade, de que a força muscular deve ter sinal necessariamente positivo. No caso do OpenSim apenas a função de custo referente à soma dos quadrados das ativações musculares elevadas a uma determinada potência é utilizada. A literatura aponta outras possíveis funções de custo, LI et al. (1999) utilizaram a minimização da soma das forças musculares e das ativações musculares, por exemplo, já FORSTER et al. (2004) utilizaram a minimização da soma das ativações musculares elevadas ao quadrado.

Como descrito na dinâmica inversa, o movimento do modelo é completamente definido pelas posições, velocidades e acelerações. A ferramenta de otimização estática do OpenSim considera as seguintes condições de ativação/força: (a) geradores de força ideais; ou (b) restrições algébricas impostas pelas relações força x comprimento x velocidade muscular. A otimização estática realizada pelo OpenSim calcula a força da fibra muscular ativa considerando o ângulo de penação como sendo fixo (THELEN, 2003).

2.7 Algoritmo de redução de resíduos (RRA)

Visando a garantir a consistência dinâmica entre as forças inerciais e as forças de reação medidas experimentalmente, diversos autores (THELEN; ANDERSON, 2006; e SAMAN et al., 2016) introduzem atuadores virtuais de torque e força. Tais atuadores

são capazes de compensar os erros de modelagem e de medição da posição dos marcadores. Os torques e forças introduzidos pelos atuadores virtuais são chamadas *resíduos*. As forças de reação do solo e as acelerações estimadas a partir da cinemática medida em uma tarefa de um sujeito, devido aos erros de modelagem e medição, não satisfazem o Teorema do Movimento do Baricentro (2ª lei de Newton) e o Teorema do Momento Angular (equação de Euler). Os seis atuadores residuais adicionam parcelas de força e torque às equações da dinâmica para solucionar tais inconsistências (3) e (4).

$$F + F_{residual} = ma \quad (3)$$

$$T + T_{residual} = f \times d \quad (4)$$

Os modelos biomecânicos utilizados no OpenSim apresentam em geral de um a três graus de liberdade (entendidos como coordenadas generalizadas, isto é, como graus de liberdade diretamente controláveis pela ação muscular) para cada articulação. Entretanto, a partir de um sistema de referências global fixo ao solo, é necessário definir um corpo rígido ao qual está associado o primeiro sistema de referência relativo da cadeia de multi-corpos, normalmente a pelve. A partir desse sistema, os demais corpos rígidos do tronco, cabeça e membros são definidos por translações e rotações homogêneas. A cada um dos três graus de liberdade de translação e três de rotação do primeiro sistema de referência são associados atuadores de força e torque, respectivamente. Tais atuadores, entre a pelve e o solo, acrescentam forças e torques extras ao modelo, para compensar as inconsistências dinâmicas mencionadas anteriormente. Assim sendo, os três atuadores residuais que atuam nos graus de liberdade translacionais entre a pelve e o solo são os atuadores de *força residuais* e são denominados F_x , F_y e F_z . Os três graus de liberdade rotacionais estão submetidos a atuação dos atuadores de *torque residual*, denominados M_x , M_y e M_z . F_x é a força aplicada no eixo póstero-anterior, F_y é a força aplicada no eixo ínfero-superior e assim por diante (Figura 7).

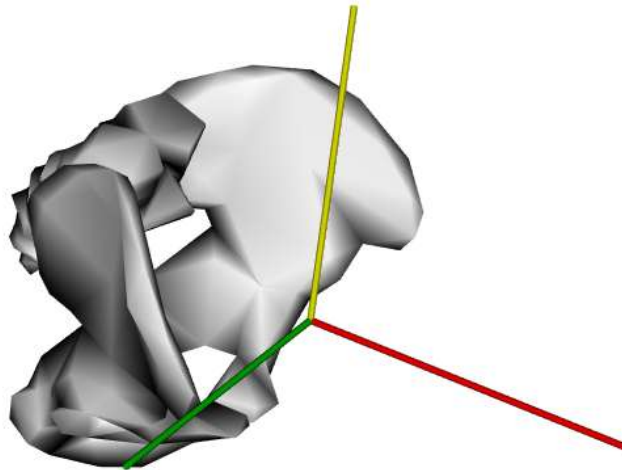


Figura 7: Ilustração da pelve do modelo com os eixos x (vermelho), y (amarelo) e z (verde). Os atuadores F_x , F_y e F_z atuam no centro de massa da pelve (origem dos eixos na imagem) ao longo dos seus respectivos eixos. M_x , M_y e M_z adicionam torque aos respectivos eixos.

O algoritmo de redução de resíduos (RRA) (THELEN; ANDERSON, 2006) tem como objetivo introduzir alterações relativamente pequenas nos dados cinemáticos de maneira que os resíduos sejam os menores possíveis. Especificamente no caso do OpenSim, a redução de resíduos altera a posição do centro de massa do tronco do modelo escalado. Ao mesmo tempo, a cinemática calculada a partir da ferramenta de cinemática inversa é ajustada, de modo que as forças e momentos de inércia fiquem dinamicamente consistentes com as medidas de força de reação do solo.

O RRA resolve um problema de dinâmica direta, utilizando que usa um controlador proporcional derivativo (PD) para seguir a cinemática do modelo determinada pela cinemática inversa.

O algoritmo de redução de resíduos começa colocando o modelo na posição inicial, ou seja, definindo os valores das coordenadas generalizadas do modelo como sendo a solução da cinemática inversa em $t = 0$. Iterativamente, o algoritmo de redução de resíduos dá pequenos passos para frente (cada passo foi definido em 0,001 segundo) até que o tempo final especificado pelo usuário seja alcançado. Em cada passo, valores de força são calculados para cada atuador do modelo, para que o mesmo se mova a partir

da configuração atual para a configuração necessária ao fim do passo. Esta é obtida a partir do resultado da cinemática inversa. Os valores dos atuadores de força e torque são calculados de modo a minimizar uma função objetivo. Esse processo é chamado simulação rastreada.

Ao final da simulação, o valor médio de cada atuador residual é calculado. Os valores médios de M_x e M_z são usados para ajustar o centro de massa do tronco e corrigir tendências que o modelo tenha a se inclinar, devido às incorreções na distribuição de massa e na geometria do tronco do modelo. Um novo arquivo contendo o modelo cujo centro de massa do tronco foi ajustado é criado. O valor médio da força vertical F_y é usado para calcular as mudanças requeridas na massa de todos os segmentos do corpo. Essa mudança na massa é dividida proporcionalmente entre os segmentos corporais. As modificações na massa dos segmentos são calculadas e sugeridas ao usuário, que pode fazê-las manualmente. As mudanças nas massas dos segmentos corporais do modelo não são automaticamente aplicadas ao modelo ajustado.

O mesmo processo de simulação rastreada é repetido com algumas diferenças: o modelo com a massa do tronco ajustada é utilizado; os resíduos recebem um peso maior para fazer com que o otimizador escolha valores menores para os resíduos; e os valores mínimos e máximos são estabelecidos para os atuadores residuais. O objetivo dessas restrições nos valores dos atuadores residuais é reduzi-los ao mínimo necessário para seguir o mais próximo possível a cinemática imposta ao modelo. Deste modo, o movimento seria gerado, sobretudo, pelos torques articulares internos.

Com essas restrições impostas aos resíduos, a cinemática do modelo será alterada, desde que as variáveis angulares se modifiquem menos de 2° e as lineares 2 cm. Se os valores mínimos e máximos dos atuadores residuais forem muito restritivos, os resultados do RRA não poderão ser utilizados para gerar uma simulação factível com o CMC. Se os valores mínimos e máximos dos resíduos forem muito permissivos, os resíduos continuarão altos e exercendo forças que, normalmente, seriam exercidas por músculos, levando a resultados não realistas.

2.8 CMC

O objetivo do CMC é calcular um conjunto de excitações musculares que irão controlar um modelo musculoesquelético dinâmico, de modo a seguir uma cinemática prescrita, na presença de forças externas.

Em intervalos de tempo especificados pelo usuário durante a simulação, o algoritmo doCMC calcula o nível de ativação muscular que irá reproduzir no modelo a cinemática desejada. Isso é feito utilizando uma combinação de um controle proporcional derivativo (PD) e SO (Figura 8)(THELEN; ANDERSON, 2006).

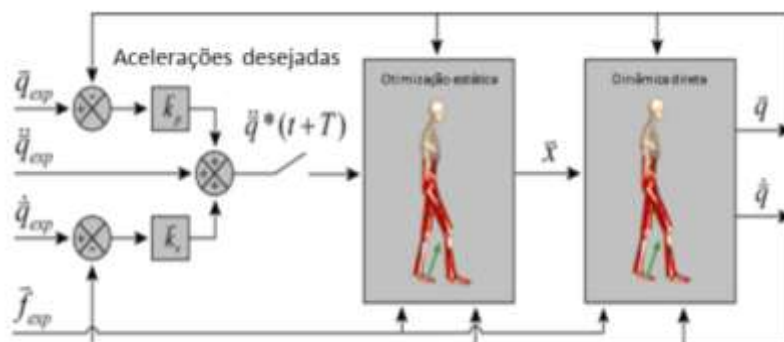


Figura 8: Esquema do algoritmo de CMC aplicado à marcha. Traduzido de: THELEN, D. G.; ANDERSON, F. C. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 6, p. 1107–1115, 2006. k_v e k_p representam ganhos de feedback nos erros de velocidade e posição, respectivamente.

Inicialmente, o vetor de estados iniciais do modelo é calculado. Esses estados compreendem os ângulos articulares, as velocidades angulares de cada articulação mais os estados musculares (níveis de ativação muscular e comprimentos das fibras). Enquanto os estados iniciais das coordenadas e velocidades generalizadas podem ser obtidos da cinemática desejada para o modelo, os estados iniciais de cada músculo são, geralmente, desconhecidos. Para calcular estados musculares viáveis, o CMC é aplicado após os primeiros 0,03 segundos do movimento desejado. Em decorrência dos estados musculares estarem geralmente fora de equilíbrio, e as forças musculares serem muito variáveis durante esse intervalo de tempo, a simulação resultante desse intervalo não é, geralmente, válida. Portanto, é necessário começar o algoritmo pelo menos 0,03 segundos antes do intervalo de interesse.

O primeiro passo do CMC é calcular um conjunto de acelerações desejadas. Estas, quando encontradas, guiarão as coordenadas do modelo na direção das coordenadas generalizadas experimentais. As acelerações desejadas são calculadas utilizando a lei de controle PD (Figura 8). Na Figura, k_v e k_p representam ganhos de realimentação dos erros de velocidade e posição, respectivamente. As forças que os músculos aplicam ao corpo

nãose podem modificar instantaneamente; assim, as acelerações desejadas são calculadas para um pequeno intervalo de tempo T no futuro. Para modelos musculoesqueléticos, T é geralmente escolhido como sendo 0,01 segundo. Esse intervalo de tempo é pequeno o bastante para permitir que o controle sofra apenas um pequeno atraso, mas suficientemente longo, porém, para permitir que a força muscular seja atualizada.

Se essas acelerações desejadas são encontradas, os erros entre as coordenadas do modelo e as coordenadas obtidas experimentalmente tenderão a zero. Para que isso ocorra de maneira amortecida, os ganhos de velocidade são escolhidos de acordo com a Equação 5.

$$k_v = 2 \sqrt{k_p} \quad (5)$$

Os valores indicados por THELEN e ANDERSON (2006) são $k_v = 20$ e $k_p = 100$.

O próximo passo do CMC é calcular os sinais de entrada dos atuadores que alcançarão as acelerações desejadas. A otimização estática é usada para distribuir a carga muscular entre os atuadores sinérgicos. Ela é chamada “estática” por que a cada intervalo de tempo o problema de otimização é resolvido novamente.

Duas formulações de otimização estática estão disponíveis atualmente no CMC implementado no OpenSim. A primeira formulação, chamada de alvo lento, consiste num critério de desempenho (J) que é a soma quadrática dos controles dos atuadores mais a soma dos erros de aceleração desejados com pesos.

A segunda formulação, chamada alvo rápido, é a soma quadrática dos controles aumentada por uma série de restrições de tolerância para as acelerações desejadas. O alvo rápido costuma apresentar melhores resultados. Entretanto, se as restrições não forem obedecidas, o alvo rápido irá falhar e a CMC retornará uma mensagem de erro. Geralmente, a razão para a falha é que o modelo musculoesquelético não é forte o bastante, isto é, ocorrerá uma saturação dos atuadores.

O passo final do algoritmo de CMC é usar os controles calculados para resolver o problema da dinâmica direta padrão, avançando T . Esses passos – calcular as acelerações desejadas, otimização estática e dinâmica direta – são repetidos até que o tempo final seja alcançado.

2.9 Análise de componentes principais

A análise de componentes principais é uma técnica cujo objetivo é reduzir a dimensionalidade de um conjunto de dados, retendo, porém, ao máximo suavariância (JOLIFFE, 2002). Tal redução ocorre por transformações lineares dos sistemas de referência originais, formando um novo conjunto de dados chamados componentes principais. Tais componentes não apresentam correlação entre si e são ordenados em ordem decrescente de representação da variância original.

Numa simplificação para explicar a análise de componentes principais, na Figura 9A observa-se 1000 observações de duas variáveis aleatórias de um fenômeno qualquer. Pode-se observar que essas variáveis são altamente correlacionadas. Se essas variáveis fossem transformadas para componentes principais a Figura 9B seria obtida. Nessa figura, há maior variância no primeiro componente principal, representada no eixo x do que em ambas as variáveis aleatórias originais e muito pouca variância na direção do segundo componente (eixo y) (LEPORACE, 2012). Desta forma, o conjunto de dados original poderia ser representado apenas pela primeira componente principal. Além disso, uma vez que a componente principal foi obtida a partir de transformações lineares dos eixos originais, teríamos nos pesos da transformação linear a contribuição de cada variável aleatória para a construção do novo eixo.

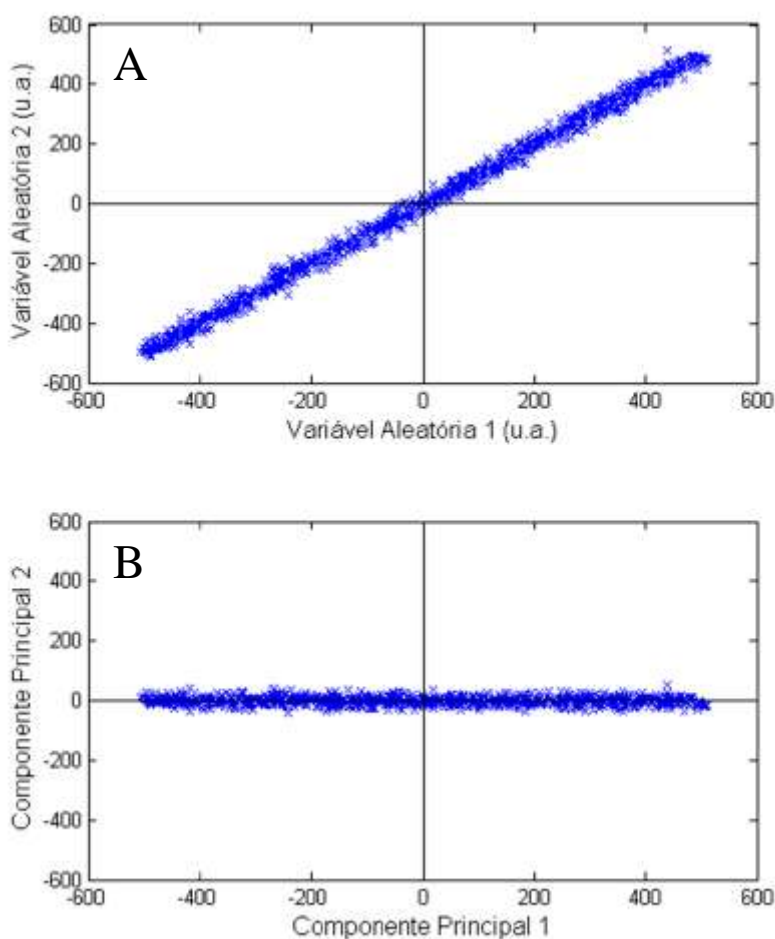


Figura 9: (A) Gráfico com 1000 observações de duas variáveis aleatórias. (B) Gráfico com as observações da linha superior, com respeito aos seus componentes principais. Adaptado de: (LEPORACE, 2012)

A primeira variável obtida corresponde ao primeiro componente principal, o qual representa a maior variância dos dados. O segundo componente principal é ortogonal e não correlacionado ao primeiro, corresponde à direção com a segunda maior dispersão dos dados e assim por diante. Esse processo tende a reter a maior parte da variância em um conjunto de variáveis, sendo que a variância retida em um componente principal é sempre maior que a variância retida no próximo, permitindo que se despreze o resto das variáveis (JOLIFFE, 2002). Dessa forma, a variância presente nas VAs desprezadas pode representar a ocorrência de fenômenos considerados desprezíveis, como ruídos, fazendo com que a ACP funcione como uma espécie de “filtro”, eliminando determinados resíduos (NADAL, 1991).

3Objetivos

Este trabalho possui dois objetivos principais. O primeiro é investigar se as técnicas de modelagem computacional utilizadas pelo OpenSimsão capazes de estimar as forças musculares durante a realização do *single leg triple hop test*(SLTHT). Neste caso, as forças musculares estimadas, por duas técnicas de modelagem computacional, para os músculos glúteo máximo (GMáx), glúteo médio (GMéd), bíceps da coxa (BF) e VL (VL) são comparados entre si e também ao sinal eletromiográfico de superfície. Uma análise da biomecânica do SLTHT incluindo a descrição cinemática, torques articulares além de forças e comprimentos musculares também é realizada.

O segundo objetivo é comparar as forças musculares estimadas entre indivíduos com síndrome da dor patelofemoral e um grupo de controles saudáveis durante a fase de preparação do SLTHT.

4 Metodologia

4.1 Organização dos estudos

Para o cumprimento dos objetivos descritos neste trabalho, foram conduzidos dois estudos distintos. O primeiro estudo foi realizado para verificar a validade das técnicas propostas para estimar as forças musculares durante o *SLTHT* e qual delas apresenta o menor erro em relação ao sinal EMG captado dos músculos correspondentes. O segundo estudo teve como objetivo verificar se existem diferenças entre as forças musculares estimadas no grupo controle e um grupo com síndrome da dor patelofemoral na mesma tarefa. O primeiro estudo utilizou dados coletados de voluntárias saudáveis e o segundo estudo comparou esses mesmos dados aos dados captados de voluntárias com síndrome da dor patelofemoral. A metodologia de coleta dos dados foi, portanto idêntica para os dois grupos e será descrita a seguir. A metodologia de análise dos dados foi distinta e será descrita mais adiante. Tais estudos resultaram em dois artigos científicos: o primeiro já submetido (Anexo III) e o segundo em fase de finalização para submissão (Anexo IV).

4.2 Amostra e protocolo experimental

O grupo controle (CG) foi formado por dez mulheres saudáveis e fisicamente ativas ($23,2 \pm 4$ anos, $59,3 \pm 5,8$ kg e $1,63 \pm 0,06$ m) sem histórico de lesões nos membros inferiores ou no tronco. O segundo estudo utilizou, além das voluntárias saudáveis como CG, onze voluntárias ($23,5 \pm 2$ anos, $55,4 \pm 4,9$ kg and $1,66 \pm 0,04$ m) com síndrome da dor patelofemoral (PPSG). Essas voluntárias foram avaliadas por um fisioterapeuta com 10 anos de experiência clínica e foram incluídas no estudo caso apresentassem dor na região anterior de, pelo menos, um dos joelhos há três meses no mínimo e relatassem aumento dos sintomas em, pelo menos, duas atividades que aumentam a dor no joelho. Elas foram orientadas a ler e assinar, caso concordassem, um termo de consentimento livre e esclarecido antes da participação no estudo. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Nove de Julho sob o número de protocolo 15426/2012.

As voluntárias realizaram uma série de *SLTHTs*, enquanto a força de reação do solo, a cinemática e dados eletromiográficos foram captados. Marcadores reflexivos foram posicionados sobre a pele com fita adesiva no manúbrio do esterno, processo xifoide, escápula direita, acrômios, processo espinhoso da sétima vertebra cervical e da décima vertebra torácica, espinhas ilíacas anterosuperiores e posterosuperiores, face lateral da coxa, borda lateral da base da patela, epicôndilo femoral lateral, face lateral da perna, maléolo lateral, terço médio do pé entre o segundo e o terceiro metatarsos e no calcâneo, de acordo com o modelo biomecânico Vicon Plug-in Gait (DAVIS III et al., 1991; e KADABA et al., 1990). As trajetórias dos marcadores foram capturadas por oito câmeras infravermelhas (SMART-D BTS, Milan, Italy), com frequência de amostragem de 100 Hz. Uma plataforma de força (modelo 9286A, Kistler group, Winterhur, Suíça) com frequência de amostragem de 400 Hz foi utilizada para captar as forças de reação com o solo.

A eletromiografia de superfície foi adquirida por um sistema sem fio (FREE EMG, BTS Bioengineering, Milão, Itália) de quatro canais com 1000 Hz de frequência de amostragem por canal. Os sinais eletromiográficos foram digitalizados por um conversor A/D de 16 bits de resolução e sincronizados via conversor com os dados cinéticos e cinemáticos. Antes da colocação dos eletrodos a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Os eletrodos de superfície foram posicionados no ponto médio entre o sacro e o trocânter maior (para o músculo GM_{ax}), ponto médio entre a crista ilíaca e o trocânter maior (G_{Med}), entre a cabeça da fíbula e a tuberosidade isquiática (BF) e no terço inferior da distância entre a patela e a espinha ilíaca anterosuperior (VL) (HERMENS et al., 1999). Eletrodos descartáveis, autoadesivos, diferenciais, bipolares do tipo Ag/AgCl com região de captura medindo 1 cm de diâmetro (Medi-Trace 200 Kendall Healthcare/Tyco, Canadá) foram usados para captar os dados eletromiográficos. Os eletrodos foram posicionados com 2 cm de distância de centro a centro, conectados a um amplificador portátil com filtro anti-aliasing entre 20 e 500 Hz e ganho de 1000 vezes. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com filtros passa baixas tipo Butterworth de segunda ordem no modo direto e reverso com frequência de corte em 3 Hz. Todos os sinais foram normalizados pelo sinal referente a uma contração isométrica voluntária máxima (BUCHANAN et al., 2004).

Depois de um aquecimento, do posicionamento dos marcadores e dos eletrodos de EMG e da coleta das forças de contração isométrica voluntária máxima, as voluntárias repetiram cada teste três vezes com um intervalo de três minutos entre as tentativas. As

voluntárias permaneciam de pé com os membros superiores cruzados à frente do tronco e foram orientadas a realizar três *SLTHT* com o membro inferior dominante que consiste em um três saltos consecutivos unilaterais, visando alcançar a maior distância possível. Os dados referentes a uma tentativa foram escolhidos para o processamento final dos dados. A tentativa escolhida para as análises foi a que obteve todos os sinais completos, sem falhas na transmissão do EMG ou sem desprendimento dos marcadores cutâneos durante a tarefa.

Em ambos os estudos foi analisada a fase de preparação para o *SLTHT*, que começa com o voluntário em apoio unipodal sobre a plataforma com membro inferior a ser utilizado para realizar o salto e termina ao final da fase de propulsão, quando o pé perde contato com a plataforma. No PPSG, as voluntárias saltaram com o membro inferior sintomático, enquanto que no CG os saltos foram realizados com o membro inferior direito.

Após a posição inicial, o joelho do membro inferior de apoio, o tronco e o tornozelo começa a flexionar e a força de reação do solo diminui (IPP). Quando o joelho se flexiona ao máximo, o movimento se inverte, no sentido da extensão da perna, até que o pé perda contato com a plataforma (EPP). Neste trabalho, a fase de propulsão foi calculado no intervalo entre o momento em que a força de reação do solo alcançou 90% do peso da voluntária até a força de reação do solo atingir valor inferior a 10% do peso da voluntária (BLEY et al., 2014). Além disso, um tempo igual e imediatamente anterior ao início da fase de propulsão também foi incluído na análise.

4.3 Processamento dos dados, modelo biomecânico e simulações

Os dados experimentais foram convertidos para os arquivos de entrada do OpenSim usando uma série de rotinas elaboradas pelos autores (C3D2OpenSim) e que estão disponíveis para download no site <https://simtk.org/home/c3d2opensim>. Essas rotinas permitiram interativamente escolher quais dados seriam incluídos nos arquivos de entrada do OpenSim a partir dos dados experimentais: .C3D para marcadores e coordenadas generalizadas e .CSV para as forças de reação do solo. Um tutorial, em inglês, para a utilização deste conjunto de rotinas está no Anexo I. Um fluxograma, mostrando as principais etapas da conversão dos dados das trajetórias dos marcadores para o formato solicitado pelo OpenSim está mostrado na Figura 10. Um processo semelhante deve ser realizado para a conversão dos arquivos de coordenadas generalizadas ou de forças de reação do solo.



Figura 10: Fluxograma, mostrando as principais etapas da conversão dos dados das trajetórias dos marcadores para o formato solicitado pelo OpenSim.

Um modelo biomecânico com 21 corpos rígidos e 37 graus de liberdade foi utilizado neste estudo (HAMNER; SETH; DELP, 2010). O modelo foi modificado para permitir adução e abdução do joelho, adicionando-se mais dois graus de liberdade. Os modelos no OpenSim são arquivos .XML com blocos descritivos dos corpos rígidos contidos no modelo, articulações entre esses corpos e os atuadores. A modificação no número de graus de liberdade de uma articulação é realizada inserindo um bloco de texto na descrição de uma articulação estabelecendo um novo eixo de movimentação para a referida articulação (Figura 11). Antes da aplicação da ferramenta de escala, os ombros foram fixados em rotação interna, cotovelos em flexão e antebraços em pronação, para manter o modelo na mesma posição das voluntárias no início do teste. O tronco, a pelve e coxa, a perna e o pé do modelo foram escalados para coincidir com as medidas corporais de cada voluntária. A massa foi escalada para coincidir com a massa das voluntárias e a distribuição de massa entre os segmentos corporais foi preservada. Então, o tensor de inércia de cada segmento foi modificado visando refletir seus novos tamanhos e massas.

```

<objects>
  <Coordinate name="knee_angle_r">
    <motion_type>rotational</motion_type>
    <default_value>0</default_value>
    <default_speed_value>0</default_speed_value>
    <range>-2.0943951 0.17453293</range>
    <clamped>true</clamped>
    <locked>false</locked>
    <prescribed_function />
    <prescribed>false</prescribed>
  </Coordinate>
  <Coordinate name="knee_adduction_r">
    <motion_type>rotational</motion_type>
    <default_value>0</default_value>
    <default_speed_value>0</default_speed_value>
    <range>-0.78537 0.78537</range>
    <clamped>true</clamped>
    <locked>false</locked>
    <prescribed_function />
    <prescribed>false</prescribed>
  </Coordinate>

```

Figura 11: Parte do arquivo .XML que descreve o modelo biomecânico utilizado. O bloco marcado mostra o texto inserido ao arquivo para que a articulação do joelho direito passasse a permitir a adução e a abdução. O procedimento foi repetido no joelho esquerdo.

Um problema de cinemática inversa foi resolvido com a ferramenta de cinemática inversa do OpenSim para definir os perfis temporais das coordenadas generalizadas e reduzir os erros entre marcadores experimentais e marcadores virtuais (LU; O'CONNOR, 1999). Para reduzir os erros inerentes ao processo de aquisição dos dados e ao processo de modelagem, foi utilizado o RRA (DELP et al., 2007; THELEN; ANDERSON, 2006). Conforme já foi explicado, esse algoritmo torna acinématica, a distribuição de massa e as forças de reação do solo dinamicamente consistentes, reduzindo a necessidade de forças e torques residuais. Os atuadores residuais entre a

pelve e o solo foram limitados em 20N para força e 100 Nm para os atuadores de torque. Isso corresponde ao dobro dos valores limite para os atuadores residuais recomendados para a análise de marcha, devido ao torque elevado sobre as articulações na atividade analisada neste estudo(BLEY et al., 2014). Os resíduos obtidos após a utilização do RRA foram comparados a esses limites. O processo foi repetido iterativamente, diminuindo-se os pesos dos graus de liberdade com menor erro. O processo foi interrompido quando um dos critérios de parada ocorreu: os resíduos foram menores que os limites definidos, a redução média dos resíduos foi menor que 5%, ou o número máximo de 15 iterações. O critério de convergência do otimizador foi definido como 10^{-5} .

Então, o mesmo modelo com a massa escalada, cinemática ajustada e o centro de massa do tronco reposicionado pelo RRA foi usado para resolver tanto a dinâmica inversa/SO quanto o CMC, estimando assim as forças musculares durante a tarefa. Os limites máximos dos atuadores residuais funcionaram como um alvo durante o processo iterativo, buscando alcançar os menores valores possíveis para os resíduos, sem que a violação dos limites interrompesse o algoritmo. Durante a SO as únicas mudanças nos atuadores reserva foram a diminuição dos valores ótimos que são os valores máximos, em Newtons, que cada atuador pode alcançar e o aumento nos valores de controle desses atuadores.

No caso em que as forças musculares eram calculadas como o CMC, os atuadores foram limitados a 20 N e 100 Nm para força e torque, respectivamente. Tais restrições não eram violadas pelo algoritmo.

4.4 Comparação das ativações estimadas com o sinal eletromiográfico

Os erros entre as ativações musculares, obtidos pela associação RRA+SO e CMC, e os dados EMG foram avaliados utilizando-se um método proposto por GEERS(1984). Neste estudo, optou-se por comparar os sinais EMG às ativações musculares ao invés das forças musculares estimadas, uma vez que a transformação do sinal EMG para a ativação muscular requer a integração da dinâmica de ativação. Para calcular a força, as equações da dinâmica de contração também devem ser integradas, distanciando ainda mais o EMG da estimativa da força. Os erros foram utilizados para avaliar indiretamente a exatidão das forças musculares estimadas obtida a partir da aplicação de

cada método. O método proposto por GEERS (1984) é baseado no cálculo dos erros da magnitude M (6) e da fase P (7) entre duas curvas.

$$M = \sqrt{\frac{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} c(t)^2 dt}{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} m(t)^2 dt}} - 1 \quad (6)$$

$$P = \frac{1}{\pi} \cos^{-1} \frac{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} m(t) c(t) dt}{\sqrt{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} m(t)^2 dt \frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} c(t)^2 dt}} \quad (7)$$

onde $m(t)$ é o sinal EMG, $c(t)$ é a ativação muscular estimada, e t_1 e t_2 são o intervalo de tempo de interesse. Além disso, C (8) combina os erros de magnitude e fase e produz um único valor para a comparação global. M e P devem se aproximar de zero quando não existem diferenças de magnitude e fase entre as curvas.

$$C = \sqrt{M^2 + P^2} \quad (8)$$

M , P e C foram calculadas tanto para as estimativas feitas pela associação RRA+SO quanto pelo CMC em relação aos dados EMG para os quatro músculos cujos sinais foram captados. O teste de Mann-Whitney foi utilizado para identificar as diferenças entre C obtidas com RRA+SO e com o CMC. Todos os testes estatísticos foram realizados com nível de significância de 5%.

A seguir, será descrita a metodologia para a comparação das forças estimadas entre os dois grupos. Essa comparação teve como objetivo cumprir o segundo objetivo deste estudo.

4.5 Comparação das forças musculares estimadas entre os dois grupos

As forças musculares estimadas foram multiplicadas pelo respectivo braço de força em relação a cada grau de liberdade e, para reduzir a quantidade de dados e fornecer informações com maior significado funcional, tais forças foram posteriormente agrupadas

de acordo com os movimentos executados. Tal agrupamento foi realizado pela soma algébrica dos torques de cada músculo em um determinado grupo. Neste trabalho, os torques exercidos por um grupo muscular serão referidos pela expressão “torque equivalente” para evitar confusão com o torque articular resultante, proveniente do cálculo da dinâmica inversa. Os músculos incluídos em cada grupo na coluna lombar e no membro inferior estão mostrados nas Tabela 1 e Tabela 2, respectivamente. As comparações foram feitas entre os torques equivalentes estimados para o PPSG e o CG durante a referida tarefa.

Tabela 1: músculos incluídos em cada grupo muscular localizado na coluna lombar e pelve de acordo com as definições do OpenSim para grupos musculares.

Grupos musculares	Linhas de ação dos músculos
flexores lombares	oblíquos internos e externos
extensores lombares	eretores da espinha
flexores lombares laterais (para o mesmo lado do membro inferior do salto)	eretores da espinha, oblíquos interno e externo (todos do mesmo lado do membro inferior do salto)
flexores lombares laterais (para o lado oposto do membro inferior do salto)	eretores da espinha, oblíquos interno e externo (todos do lado oposto do membro inferior do salto)
rotadores lombares (para o mesmo lado do membro inferior do salto)	eretores da espinha e oblíquo interno (ambos do mesmo lado do membro inferior do salto); e oblíquo externo (do lado oposto do membro inferior do salto)
rotadores lombares (para o lado oposto do membro inferior do salto)	eretores da espinha e oblíquo interno (ambos do lado oposto do membro inferior do salto); e oblíquo externo (do mesmo lado do membro inferior do salto)

Tabela 2: músculos incluídos em cada grupo muscular localizado no membro inferior de acordo com as definições do OpenSim para grupos musculares.

Grupos musculares	Linhas de ação dos músculos
abdutores do quadril	GMáx (linha 1), GMed (linhas 1, 2 e 3), glúteo mínimo (linhas 1, 2 e 3), piriforme, sartório e tensor da fáscia lata
flexores do quadril	adutor curto, adutor longo, GMed (linha 1), glúteo mínimo (linha 1), grácil, pectíneo, ilíaco, psoas, reto femoral, sartório e tensor da fáscia lata
rotadores internos do quadril	GMed (linha 1), glúteo mínimo (linha 1), ilíaco, psoas e tensor da fáscia lata
rotadores externos do quadril	gêmeos, GMed (linha 3), glúteo mínimo (linha 3), piriforme e quadrado da coxa
extensores do quadril	adutor longo, adutor magno (linhas 1, 2 e 3), cabeça longa do BF, GMáx (linhas 1, 2 e 3), GMed (linha 3), glúteo mínimo (linha 3), semitendinoso e semimembranoso
adutores do quadril	adutor longo, adutor curto, adutor magno (linhas 1, 2 e 3), cabeça longa do BF, grácil, pectíneo, semitendinoso e semimembranoso
flexores do joelho	BF (cabeça longa e curta), grácil, gastrocnêmios (medial e lateral), sartório, semitendinosos e semimembranoso
extensores do joelho	reto femoral, VL, vasto medial, vasto intermédio

4.5.1 Análise de componentes principais e análise estatística

As diferenças entre a cinemática e os torques equivalentes para o CG e o PPSG foram avaliadas pela análise de componentes principais. Cada coordenada generalizada e as estimativas dos torques equivalentes dos grupos musculares foram armazenadas separadamente em uma matriz **E** com 21 linhas (CG e PPSG) e 101 colunas (amostras de cada um dos sinais). A análise de componentes principais foi aplicada à matriz de covariância **S** (101×101) para cada **E**, separadamente, pelas soluções do sistema linear de acordo com JOLIFFE(2002).

$$\mathbf{S}x_p = \lambda_p x_p \quad (9)$$

onde λ é o autovalor de \mathbf{S} organizado em ordem decrescente e x é o autovetor correspondente ou o componente principal. O componente principal é uma forma de onda independente baseada na variabilidade da forma de onda original. As primeiras componentes principais correspondem às maiores fontes de variação, sendo uma ortogonal à outra. O número de componentes principais usadas na análise foram as necessárias para reconstruir 95% dos dados originais (JACKSON, 1993). Os escores dos componentes principais correspondem ao produto do respectivo autovetor e a matrix \mathbf{E} (JOLIFFE, 2002). Cada autovetor apresenta o mesmo número de pontos do sinal original (101), onde cada ponto representa o fator de carga aplicado à amostra correspondente do sinal original. O fator de carga foi usado para identificar mudanças por todo o ciclo da fase de propulsão do SLTHT decorrentes da síndrome da dor patelofemoral. Posteriormente, um teste estatístico não paramétrico foi utilizado para encontrar diferenças entre os escores dos dois grupos e, portanto, encontrar contribuições divergentes para a variância do sinal entre o CG e o PPSG. O teste de Mann-Whitney foi o escolhido com nível de significância foi definido como sendo $\alpha = 0.05$. Esses passos foram aplicados tanto na cinemática quanto nas estimativas dos torques equivalentes dos grupos musculares. Portanto, para auxiliar na interpretação das componentes principais retidas que apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os escores, o sinal médio do CG foi comparado visualmente ao do PPSG (MUNIZ; NADAL, 2009).

5 Resultados

5.1 Redução dos atuadores residuais após as simulações

As forças e torques residuais (valores médios \pm DP e valor máximo) obtidos após a combinação do RRA + SO foram similares às obtidas a partir do RRA isoladamente (Tabela 3). A Figura 12 mostra os resíduos obtidos durante todas as iterações do RRA (linhas em diferentes tons de cinza) e após a associação RRA + SO (tracejada). Os resíduos do CMC permaneceram dentro dos limites predefinidos, como esperado.

Tabela 3: Média \pm desvio padrão (valores máximos) dos atuadores residuais de força e torque, depois de realizar a RRA de modo iterativo e depois da SO (RRA + SO). (n = 10)

	RRA	RRA+SO
FX (N)	$-1,08 \pm 8,6$ (52,63)	$-1,16 \pm 8,71$ (52,87)
FY (N)	$0,58 \pm 2,39$ (13,71)	$0,18 \pm 2,9$ (20,58)
FZ (N)	$0,71 \pm 1,97$ (7,47)	$0,8 \pm 1,92$ (4,8)
MX (Nm)	$-5,17 \pm 7,25$ (24,84)	$-7,12 \pm 7,93$ (24,55)
MY (Nm)	$1,19 \pm 4,1$ (19,04)	$1,24 \pm 4,14$ (16,89)
MZ (Nm)	$-8,81 \pm 9,27$ (44,39)	$-6,3 \pm 9,49$ (41,75)

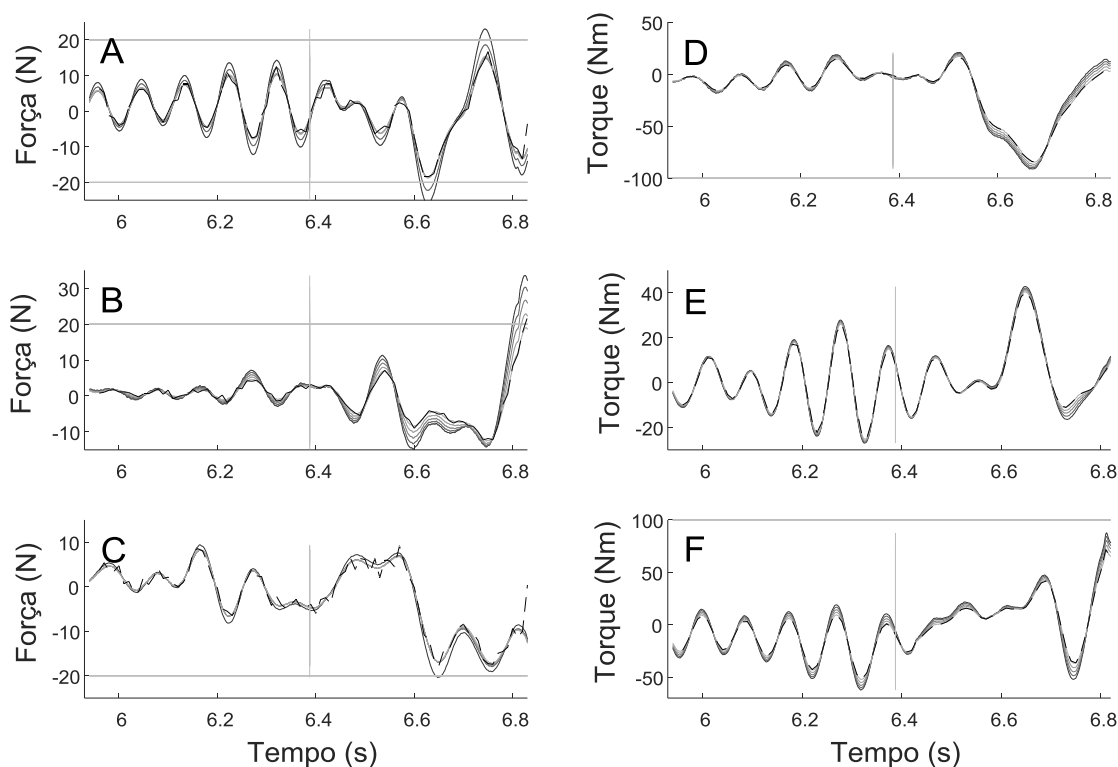


Figure 11: Redução iterativa dos resíduos aplicando recursivamente o RRA para uma tentativa. Degradês em tons de cinza (da mais escura para a mais clara) representam os valores nos atuadores residuais após a sucessivas aplicações do RRA. As linhas tracejadas correspondem aos atuadores residuais após a SO utilizando como entrada as saídas do último RRA. As linhas cinzas horizontais marcam os limites desejados para os atuadores residuais. As linhas cinzas verticais marcam o fim da IPP e início da EPP na fase de preparação do SLTHT. Forças residuais aplicadas nos eixos x, y e z: (A), (B) e (C), respectivamente. Torques residuais: (D), (E) e (F), respectivamente.

5.2 Cinemática e torques articulares

Os ângulos articulares e os torques correspondentes (media \pm DP) estão mostrados na Figura 13. A pelve inclina-se anteriormente durante todo o movimento, mesmo havendo torque tendendo à inclinação posterior no últimos 10% da tarefa (Figura 13A). A pelve do lado oposto ao do membro inferior em salto gira anteriormente e inferiormente nos planos frontal e transversal, enquanto a voluntária abaixa seu o centro de massa. Durante a fase de propulsão, a pelve gira superiormente e posteriormente (Figuras 10B e 10C). Esse movimento é acompanhado pela rotação interna e súbita rotação externa do quadril (Figura 13F). O quadril permanece em uma posição levemente aduzida, se movendo em direção a abdução durante a fase de maior demanda por torque (Figura 13E). No

planosagital, o quadril permanece flexionado na maior parte da tarefa e estende nos últimos 20% (Figura 13D). Um padrão similar é observado para o joelho (Figura 13G). O joelho também tende a aduzir (Figura 13H). O tornozelo faz dorsiflexão até 90% da tarefa seguido por uma vigorosa plantiflexão (Figura 13I).

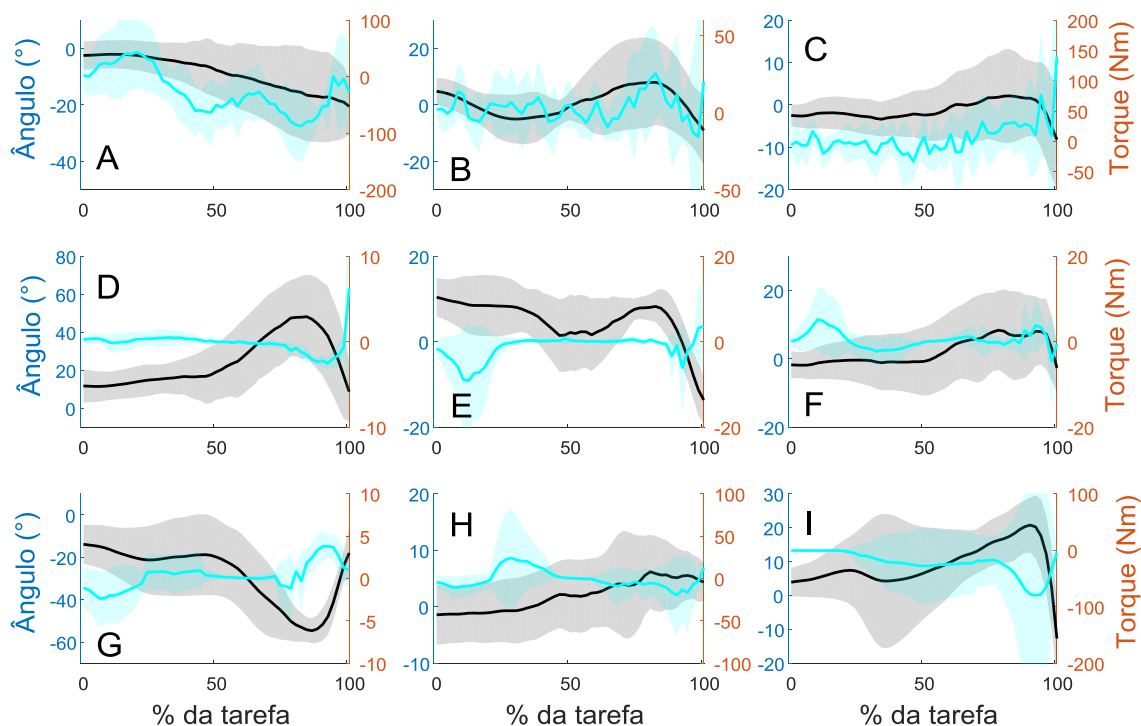


Figura 13: Ângulos articulares médios \pm desvio padrão (linha preta eixo y a esquerda) e o torque correspondente \pm desvio padrão (linha azul e eixo y a direita). A: inclinação pélvica no plano sagital (+ anterior); B: inclinação pélvica no plano frontal (+ inclinação superior do mesmo lado do membro inferior do salto), C: rotação pélvica (+ rotação posterior para o lado oposto ao do membro inferior do salto), D: flexão do quadril (+ flexão), E: adução do quadril (+ adução), F: rotação do quadril (+ rotação interna), G: ângulo do joelho (+ extensão), H: adução do joelho (+ adução) and (I) ângulo do tornozelo (+ dorsiflexão).

5.3 Exatidão das ativações musculares estimadas

As médias das estimativas das ativações musculares entre todas as voluntárias para os músculos GMáx, GMed, cabeça longa do BF e VL são mostradas na Figura 14, usando tanto RRA+SO e o CMC. Além disso, as ativações são comparadas ao sinal eletromiográfico normalizado. Para o músculo GMáx (Figura 14A) pode ser observada uma boa concordância entre o sinal eletromiográfico e as estimativas pelo RRA+SO e CMC. A ativação do GMed (Figura 14B) apresentou melhor concordância com o

eletromiograma na segunda metade da tarefa. A estimativa pelo CMC foi, aparentemente, mais precisa que o RRA+SO no início do movimento para a cabeça longa do BF(Figura 14C).Entretanto esse padrão se inverte na última parte. Finalmente, para o VL(Figura 14D) a estimativa do RRA+SO apresenta uma boa concordância com o sinal eletromiográfico enquanto, na primeira metade da tarefa, CMC apresentou resultados piores. Os valores médios para os valores de erro *M*, *P* e *C* entre o sinal eletromiográfico e as ativações, para ambos o métodos, estão mostrados na Tabela 4. Para *C*, o RRA+SO apresentou erros significativamente menores que o CMC para os músculos GMáx ($p < 0,01$) e VL ($p < 0,01$). Para o GMáx, tanto *M* e *P* foram menores estatisticamente ($p < 0,01$) para o RRA+SO que o CMC; para o VL apenas o erro *P* foi menor ($p = 0,03$).

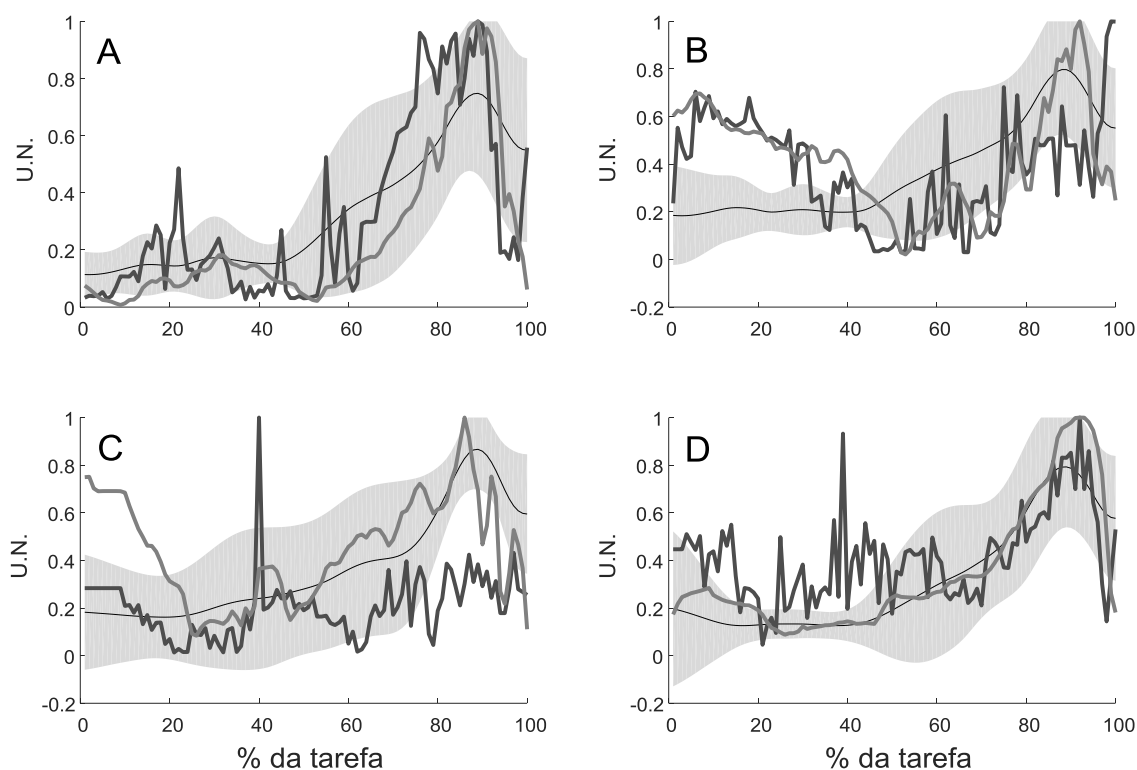


Figura 14: Médias das estimativas das ativações musculares, pela RRA+SO (linhas cinza claro), CMC (linha preta) e EMG normalizado \pm desvio padrão (linha contínua fina) ($n=10$). (A) GMáx; (B) GMáx; (C) cabeça longa do BF; e (D) VL; U.N. – unidades normalizadas.

Tabela 4: Medianas de M , Pe Centre o EMG e as estimativas das ativações musculares para o RRA + SO e para o CMC. p-valor dos testes estatísticos entre as duas estimativas de erro.

Músculo		M	p-valor	P	p-valor	C	p-valor
GMáx	RRA + SO	0,12	<0,01*	0,18	<0,01*	0,21	<0,01*
	CMC	0,61		0,35		0,64	
GMed	RRA + SO	0,11	0,45	0,30	0,10	0,43	0,26
	CMC	0,15		0,39		0,49	
BF	RRA + SO	0,10	0,53	0,26	0,32	0,44	0,45
	CMC	0,33		0,31		0,59	
VL	RRA + SO	0,01	0,21	0,19	0,03*	0,19	<0,01*
	CMC	0,17		0,35		0,69	

* indica diferença estatisticamente significativa encontrada nas medianas entre os grupos.

As médias das forças no tendão ($n = 10$ sujeitos) normalizada pela força muscular isométrica máxima \pm desvio padrão e o comprimento médio das fibras musculares normalizado pelo comprimento ótimo das fibras, para todos os músculos modelados estão mostrados no Anexo II. Em geral, a primeira metade do movimento é caracterizado pela contração excêntrica dos músculos extensores do quadril, joelho e tornozelo. Essa contração visa a controlar a descida do centro de massa. Esse padrão ocorre nos extensores do quadril: cabeça longa do BF, semimembranoso, semitendinoso e GMáx. O músculo psoas maior, flexor do quadril, aumenta a inclinação anterior da pelve e a flexão do quadril enquanto os glúteos médio e mínimo estabilizam a pelve no plano frontal. Os extensores do joelho e os plantiflexores do tornozelo também estão ativos nesta fase.

A segunda metade da tarefa é relacionada à alta produção de potência muscular para impulsionar o corpo para frente e para cima. Os eretores da espinha (bilateralmente), adutor magno, GMáx, quadríceps femoral e os flexores plantares são altamente solocitados para gerar torque extensor no tronco, quadril, joelho e tornozelo. Os comprimentos normalizados das fibras musculares mostram um encurtamento súbito. GMed e gúteo mínimo também estão ativos, estabilizando a pelve no plano frontal.

5.4 Comparação entre a cinemática nos dois grupos

De dois a cinco componentes principais foram retidas para a análise dos dados cinemáticos (Tabela 5). Os escores do primeiro componente principal para a extensão

da coluna lombar e do terceiro para rotação do quadril e flexão do joelho apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os CG e PPSG(Tabela 5).

Tabela 5: Número de components principais retidas e a porcentagem da variância explicada após a redução do conjunto de dados para cada coordenada generalizada. P-valor para as comparações entre os escores do PPSG e o CG, os valores estão da primeira para a última component principal retida.

coordenada generalizada	número de components principais retidas (% da variância explicada)	p – valor
extensão lombar	2 (98,66)	<0,01*; 0,73
flexão lateral lombar	5 (97,45)	0,40; 0,88; 0,88; 0,59; 0,35
rotação lombar	4 (97,44)	0,26; 0,52; 0,66; 0,59
inclinação pelvica no plano sagital	2 (96,94)	0,06; 0,14
Inclinação pelvica no plano frontal	4 (96,95)	0,73; 0,35; 0,66; 0,40
rotação pelvica	4 (95,70)	0,52; 0,81; 0,10; 0,81
flexão do quadril	3 (95,06)	0,81; 0,30; 0,12
adução do quadril	5 (96,30)	0,73; 0,46; 0,22; 0,46; 0,46
rotação do quadril	4 (96,84)	0,96; 0,81; 0,04*; 0,30
flexão do joelho	3 (96,45)	0,59; 0,22; <0,01*
adução do joelho	4 (96,21)	0,52; 0,07; 0,52; 1
dorsiflexão do tornozelo	4 (97,26)	0,35; 0,15; 0,81; 0,18

* indica diferença estatisticamente significativa entre os escores das components principais entre os grupos.

Os fatores de carga mais altos (valores distantes de zero) representam trechos do sinal onde as diferenças entre os grupos são mais proeminente (Figura 15). Maiores fatores de carga para a extensão lombar foram observados na EPP entre 70 e 100% da tarefa (Figura 15A), neste trecho o PPSG realizou extensão da coluna lombar enquanto o CG realizou flexão (Figura 15A). Na rotação do quadril, os maiores fatores de carga

também ocorreram na EPP, entre 80 e 90% da tarefa e o PPSG rotacionou o quadril internamente enquanto o CG realizou a rotação externa dessa articulação (Figura 15B).

A cinemática do joelho no plano sagital também apresentou fatores de carga mais elevados na fase EPP, com redução da flexão do joelho nos sujeitos do PPSG (Figura 15C).

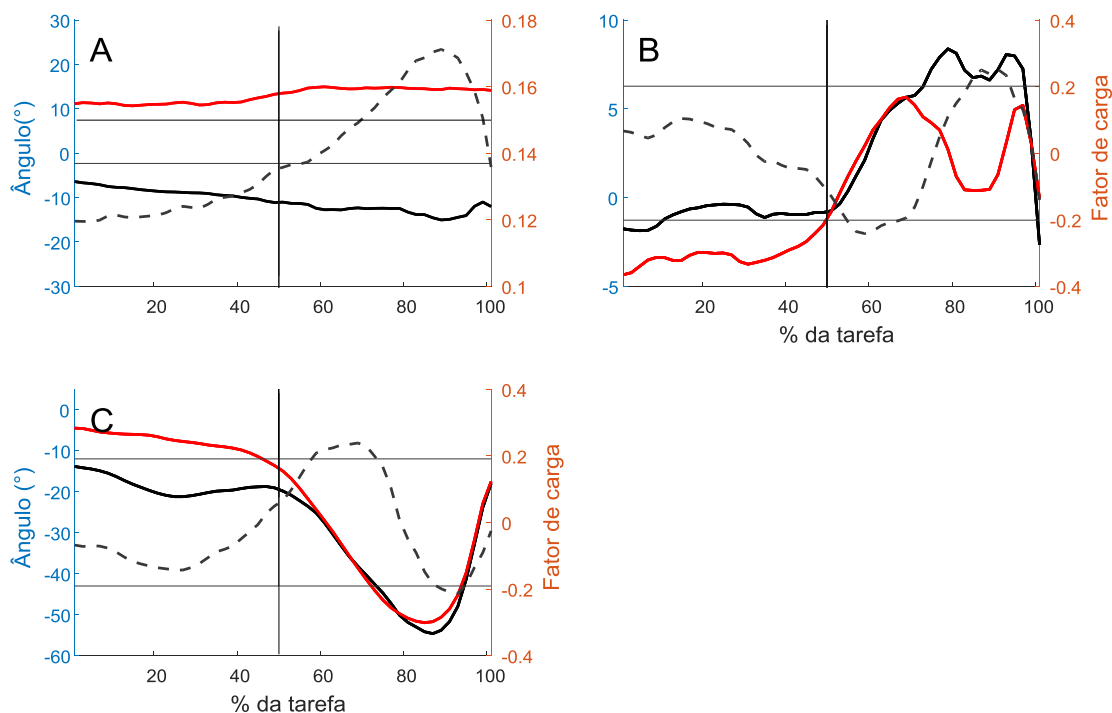


Figura 15: Cinemática (linhas sólidas no eixo y a esquerda) e fatores de carga (linhas tracejadas no eixo y a direita) que obtiveram diferenças estatisticamente significativas encontradas entre o PPSG e o CG. Na cinemática as linhas pretas se referem ao CG e as linhas vermelhas se referem ao PPSG. Os gráficos mostrados se referem: (A) extensão da coluna lombar; (B) rotação externa do quadril; e (C) flexão do joelho. As linhas pretas horizontais representam os limiars de 70% do máximo do fator de carga. As linhas verticais representam o fim da IPP e início da EPP.

5.5 Comparação entre as forças musculares estimadas entre os dois grupos

De cinco a onze componentes principais foram retidos para as estimativas de força de cada grupo muscular (Tabela 6). Os escores doitavo componente principal foram diferentes entre os grupos para os extensores lombares, sétimo para os rotadores e flexores laterais lombares (para o mesmo lado do membro inferior realizando o salto), oterceiro para os flexores laterais lombares (para o lado oposto ao membro inferior realizando o salto), o quarto para os extensores e o quinto para os abdutores do quadril.

Para os extensores da coluna, os fatores de carga foram mais altos perto do fim da tarefa (Figura 16A). Nesse trechoo torque equivalente dos extensores lombares mostrou menores valores para o PPSG. Para os músculos que fazem rotação lombar para mesmo lado do membro inferior do salto os fatores de carga foram mais altos em dois picos na primeira metade da tarefa (Figura 16B). O primeiro pico em cerca de 10% da tarefa corresponde a menor torque no PPSG e o segundo pico em cerca de 25% da tarefa correspondendo a maior torque no PPSG. Os fatores de carga dos flexores laterais lombares bilateralmente foram maiores após 90% da tarefa (Figura 16 C e D). Em ambos os casos o torque equivalente no PPSG foi maior. Além disso, os flexores laterais lombares para o mesmo lado do membro inferior do salto apresentaram menor valor para o PPSG em cerca de 20% da tarefa com diferença estatisticamente significativa entre os escores (Figura 16C). Os fatores de carga dos extensores (Figura 16E) e dos abdutores (Figura 16F) do quadril foram maiores após 90% da tarefa e, em ambos os grupos musculares, o torque equivalente foi menor no PPSG.

Tabela 6: Número de components principais retidos e a percentagem da variância explicada após a redução dos dados para cada estimativa da força dos grupos musculares. p-valores para as comparações entre os escores do CG e o PPSG do primeiro para o último componente principal retido.

Grupo muscular	PC retained(% of variance)	p- valor
extensores lombares	11 (96,16)	0,60; 0,49; 0,44; 0,09; 0,44; 0,93; 0,13; 0,03*; 0,54; 0,54; 0,30
flexores lombares	10 (95,18)	0,26; 0,93; 0,19; 0,19; 1; 0,34; 0,93; 1; 0,49; 0,11
flexores lombares laterais (ipsilateral)	9 (95,90)	0,16; 0,86; 0,39; 0,44; 0,80; 0,67; 0,03*; 0,73; 0,34
flexores lombares laterais (contralateral)	7 (95,80)	0,13; 0,54; 0,03*; 0,44; 0,60; 0,60; 0,30
rotadores lombares (ipsilateral)	10 (95,87)	0,16; 0,73; 0,73; 0,86; 0,49; 0,34; 0,04*; 0,73; 0,39; 0,49
rotadores lombares (contralateral)	10 (95,98)	0,60; 0,54; 0,16; 0,86; 0,80; 0,50; 0,19; 1; 0,13; 0,29
abdutores do quadril	5 (95,06)	0,41; 0,54; 1; 0,34; 0,03*
flexores do quadril	8 (95,68)	0,43; 0,08; 0,73; 0,49; 0,80; 0,49; 0,67; 0,34
rotadores internos do quadril	5 (96,26)	0,34; 0,30; 0,73; 0,44; 0,09
rotadores externos do quadril	8 (95,97)	0,39; 0,86; 0,30; 0,86; 0,19; 0,39; 0,44; 0,67
extensores do quadril	7 (96,27)	0,49; 0,30; 0,19; 0,04*; 0,86; 1; 0,22
adutores do quadril	9 (95,90)	0,73; 0,60; 0,86; 0,05; 0,67; 0,54; 0,09; 0,39; 0,93
flexores do joelho	9 (96,22)	0,86; 0,16; 0,80; 0,73; 0,44; 0,44; 0,09; 1; 0,34
extensores do joelho	6 (95,24)	0,22; 0,34; 0,73; 0,67; 0,39; 0,39
flexores plantares do tornozelo	5 (95,62)	0,34; 0,80; 1; 0,49; 0,38
dorsiflexores do tornozelo	6 (96,81)	0,67; 0,20; 0,80; 0,80; 0,19; 1

* indica diferença estatisticamente significativa encontrada entre os escores dos componentes principais entre os grupos.

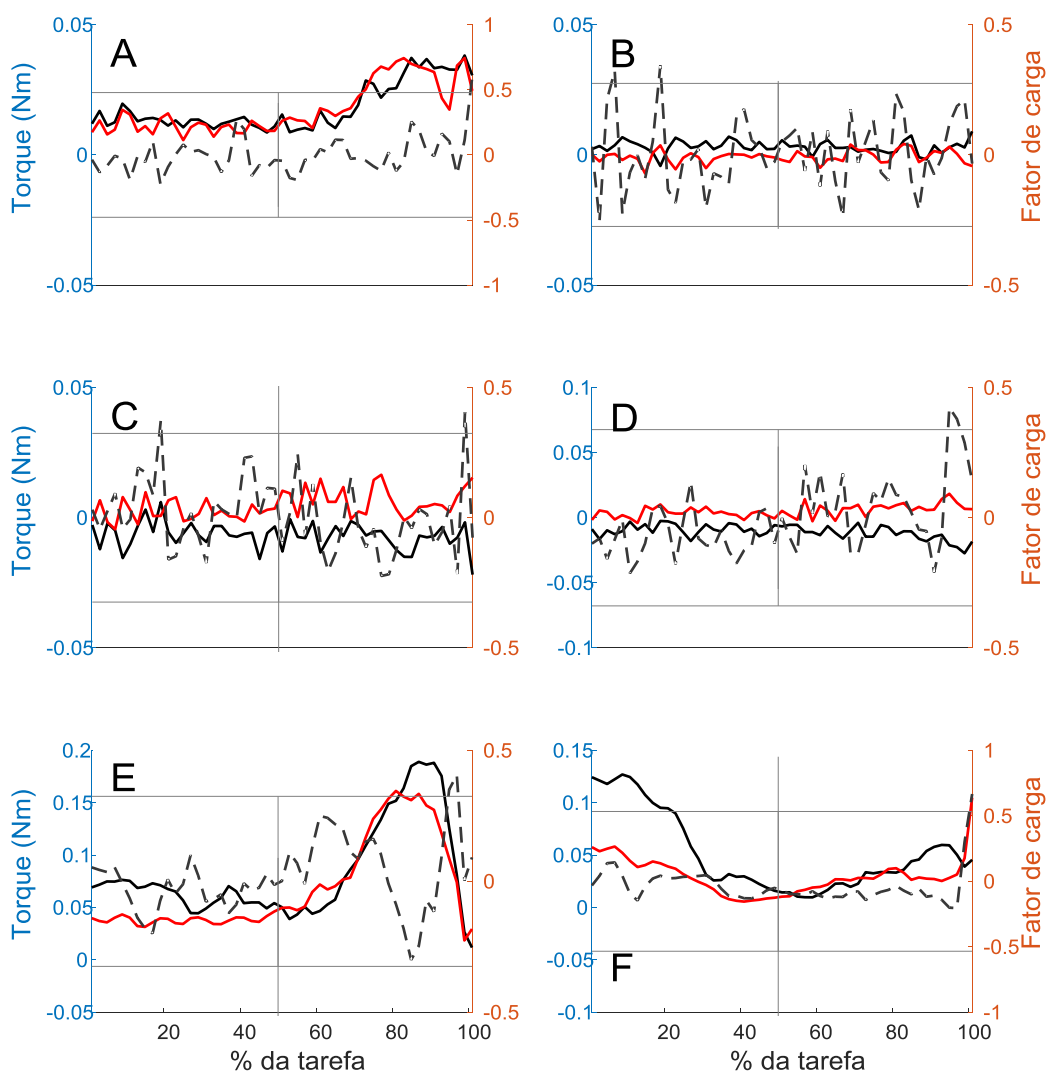


Figura 16: Torque exercido pelos grupos musculares (linhas sólidas no eixo y a esquerda) e fatores de carga (linhas tracejadas no eixo y a direita) que apresentaram diferenças estatisticamente significativas encontradas entre os PPSG e o CG. As linhas pretas se referem ao CG e as linhas vermelhas se referem ao PPSG. Os gráficos se referem a: (A) extensores lombares; (B) rotadores lombares (para mesmo lado do membro inferior do salto); (C) flexores laterais lombares (do mesmo lado do membro inferior do salto); (D) flexores laterais lombares (do lado oposto ao membro inferior do salto); (E) extensores do quadril; e (F) abdutores do quadril. As linhas pretas horizontais representam os limiares de 70% do máximo do fator de carga. As linhas verticais representam o fim da IPP e o início da EPP.

6 Discussão

6.1 Exatidão das ativações musculares estimadas

A principal novidade deste trabalho é que as estimativas das forças musculares durante o salto triplo unilateral para um grupo de mulheres saudáveis, até o momento não realizadas. Além disso, foi feita a comparação entre dois métodos diferentes para estimativa da força muscular, o CMC e a associação entre RRA+SO. Um estudo anterior comparou métodos de modelagem computacional para estimar forças musculares na marcha e na corrida (LIN et al., 2012). A fase de preparação para o salto triplo unilateral é uma tarefa de velocidade moderada e de altas forças, portanto sujeita a maiores erros, tanto do sistema de captura cinemática quanto do processo de modelagem. A recursão utilizada nesse estudo diminuiu os atuadores residuais de força e torque (Tabela 3). Isso foi feito variando a cinemática angular em até dois graus e a distribuição de massa do modelo. Deste modo, os valores dos atuadores residuais foi reduzido, permitindo que a cinemática original continuasse a ser representada. A Figura 12 mostra um exemplo de como forças e torques residuais foram diminuídos durante o processo recursivo do RRA. Além disso, a Tabela 3 mostra que os valores dos atuadores residuais (média \pm desvio padrão, valor máximo) se mantiveram dentro dos limites preestabelecidos. O objetivo de executar o RRA anteriormente e usar as suas saídas como entradas da otimização estática foi baseado na hipótese de que a cinemática e o modelo ajustados reduziriam os erros e a demanda dos atuadores residuais o que, de fato, ocorreu.

Para os músculos cujo o sinal eletromiográfico foi coletado (Figura 14), os perfis de ativação apresentaram uma similaridade razoável com o sinal mioelétrico na segunda metade da tarefa, tanto para a otimização estática quanto para o CMC. Na primeira metade, ambas as técnicas apresentaram bons resultados para o GMáx, mas para o GMed, uma concordância pior foi observada. Para o BF, o CMC forneceu estimativas melhores na primeira metade da tarefa, enquanto que para o VL, a otimização estática funcionou melhor. Os testes estatísticos evidenciaram que a estimativa da RRA+SO é menor para os músculos GMáx e VL se comparadas às estimativas pelo CMC. Além disso, as formas de onda da ativação são mais suaves.

A ferramenta CMC usa um arco de controle de *feedback* baseado em derivadas proporcionais que pode introduzir distorções de fase nas estimativas. Foi hipotetizado que as diferenças entre as estimativas obtidas pela RRA+SO e pelo CMC e a eletromiografia de superfície poderiam ser associadas a um desvio de fase causado pelo controle de derivadas parciais. Os erros de fase foram determinadas por P e os erros de magnitude por M , resultando em uma variável global de erro C (equações 1-3) entre as estimativas das ativações e o sinal eletromiográfico. O teste de Mann-Witney mostrou diferenças estatisticamente significativas entre a RRA+SO e o CMC no GMáx e VL para a C . Analizando P e M separadamente, ambos são menores na estimativa pela RRA+SO do GMáx, comparados ao CMC. Para o VL, apenas P foi menor. Portanto, é possível que o CMC introduza alguma distorção de fase nas estimativas das ativações musculares. Esses achados, associados ao menor custo computacional e às formas de onda mais suavizadas das estimativas da ativação muscular, sugerem que a associação do RRA+SO seria mais indicada do que a CMC para a tarefa estudada.

Na fase de preparação para o SLTHT, as voluntárias abaixam o centro de massa do corpo e depois mudaram a direção do movimento, produzindo torques elevados de extensão e abdução do quadril e extensão do joelho para realizar o primeiro salto (BLEY et al., 2014). O subconjunto de músculos cujo EMG foi coletado (GMáx, GMed, cabeça longa do BF e VL) mostrou grande atividade muscular em alguns trechos desta tarefa (Figura 14). SPÄGELE; KISTNER; GOLLHOFER (1999) mostraram dados eletromiográficos durante o salto vertical e seus resultados, durante a fase de propulsão, são similares aos nossos, exceto para o GMed, que não foi mostrado. As estimativas das ativações musculares diferem do presente estudo para o iliopsoas, isquiotibiais (neste trabalho comparadas ao semimembranoso, semitendinoso e à cabeça longa do BF) e sóleo, o que pode ser relacionado ao uso de um modelo planar e à natureza do salto vertical, onde não há demanda de propulsão do corpo a frente. Outros autores estimaram as forças musculares em atividades de torque elevado, tais como saltos verticais e corrida (HAMNER; DELP, 2013; PANDY; ZAJAC, 1991; SPÄGELE; KISTNER; GOLLHOFER, 1999). A solução por dinâmica direta do salto vertical bilateral mostrou força muscular elevada nos vasto e no GMáx (SPÄGELE; KISTNER; GOLLHOFER, 1999). Neste trabalho, forças elevadas no GMáx, GMed e eretores da espinha (Anexo II) também podem estar relacionadas à compensação do torque adutor produzido pelo peso do corpo durante o apoio unipodal. HAMNER; DELP, (2013) observaram aumento

da força no GMed e no VL durante o início da fase de apoio na corrida quando o suporte de peso unipodal é necessário.

O torque de flexão do joelho (Figura 13G) e a atividade do BF (Figura 14D e Anexo II) foi observado no início do movimento. Os isquiotibiais são extensores do quadril e flexores do joelho. Todavia os extensores do joelho apresentaram atividade moderada (Figura 14D e Anexo II), possivelmente para compensar a ação dos isquiotibiais e estabilizar o joelho pela co-contracção. A ativação observada e os padrões de força nesta fase estão relacionadas ao controle excêntrico da flexão do quadril e do joelho durante a fase de descida (WESTING; CRESSWELL; THORSTENSSON, 1991). GMáx, adutor magno, vastos e reto femoral aumentam sua ativação na segunda metade da tarefa em uma possível consequência à necessidade de contracção vigorosa para estender as articulações do membro inferior e realizar o salto unilateral. Corroborando esses achados, (PANDY; ZAJAC, 1991) encontraram contribuição elevada do GMáx, vastos e flexores plantares durante a fase de preparação para um salto vertical unipodal.

O torque plantiflexor aumenta um pouco durante a fase descendente, apresentando um pico na propulsão, compartilhado pelos três componentes do tríceps sural. O sóleo apresentou menor contribuição se comparado aos gastrocnemios na fase descendente. Nos primeiros 30% do movimento o gastrocnêmio lateral exerceu forças mais altas do que a porção medial; entretanto, em 20-50% de alongamento o padrão se inverteu. O tibial anterior realiza uma contracção concêntrica durante toda a fase de descida, mostrando um padrão de co-contracção com os flexores plantares.

Apesar do movimento estudado, cujas velocidades são moderadas e as forças elevadas, o processo recursivo do RRA adotado permitiu que as estimativas de forças musculares do salto triplo unilateral fossem feitas com relativamente baixos atuadores residuais. Esse processo recursivo foi capaz de reduzir os resíduos da SO. Outros estudos podem usar uma combinação de RRA+SO para fazer investigações clínicas sobre ativação muscular e coordenação nas desordens do movimento.

6.2 Comparação entre torques equivalentes musculares estimados nos dois grupos

O segundo objetivo deste estudo foi investigar a cinemática e os padrões torques equivalentes estimados pelo OpenSim entre um grupo de pacientes com dor patelofemoral (PPSG) e controles saudáveis durante a fase de preparação para o

SLTHT. Apesar de tanto a preparação quanto a aterrissagem do SLTHT mostrarem as principais alterações cinemáticas em paciente com dor patelofemoral, a fase de preparação também apresenta picos angulares maiores (LUCARELI et al., 2016), justificando a escolha da fase da tarefa a ser estudada. Os resultados apontam para o controle deficiente do tronco e quadril nos pacientes com síndrome da dor patelofemoral. Esse controle ruim é caracterizado por aumento na extensão da coluna lombar e aumento da rotação interna do quadril bem como flexão de joelho reduzida na EPP. Os pacientes com síndrome da dor patelofemoral mostraram grande variabilidade nos músculos do CORE (extensores lombares, flexores laterais da coluna lombar e rotadores lombares) enquanto apresentaram torques equivalentes reduzidos nos extensores e abdutores do quadril. Alguns desses achados estão de acordo com a literatura (POWERS, 2003) que relata que o controle ruim da pelve, quadril e joelho pode alterar o movimento da patela no sulco patelar do fêmur durante uma série de atividades. Alguns autores não encontraram relação entre fraqueza isométrica dos músculos do CORE ou do membro inferior e dor patelofemoral (THIJS et al., 2011). Talvez a avaliação isométrica não seja a melhor escolha, neste caso uma vez que ela fixa a postura corporal e pode fazer com que a influência da posição de outras articulações sobre a produção de torque de um músculo seja negligenciada. Além disso, modelos biomecânicos fornecem estimativas musculares confiáveis com informações a respeito das sinergias musculares durante uma tarefa permitindo aos profissionais da área de saúde se beneficiar dessas técnicas uma vez que elas podem oferecer informações a respeito de alterações musculares durante a realização de uma tarefa. Potencialmente melhorando os planos de tratamento e o prognóstico.

As técnicas de modelagem utilizadas para estimar os torques equivalentes em ambos os grupos produzem um grande conjunto de dados pois muitos músculos são modelados em uma centena de pontos. Para evitar parametrização dos dados e, possivelmente, perda de informação (CHAU, 2001), os músculos foram agrupados de acordo com suas ações em comum e a análise de componentes principais foi usada para a redução da dimensionalidade dos dados. Embora a análise de componentes principais já tenha sido largamente utilizada em biomecânica tal técnica ainda não foi aplicada em estimativas de torques efetivos musculares originadas de diferentes grupos de sujeitos.

Os grupos musculares com diferença estatística entre os escores dos componentes principais apresentaram maiores fatores de carga ao final da EPP que está relacionada a alta demanda por torque (Figura 13). Portanto, as principais diferenças musculares e

cinemáticas entre as voluntárias do PPSG e o CG ocorreram nesse ponto da tarefa. Além disso, os flexores laterais lombares bilateralmente apresentaram diferenças estatisticamente significativas durante o IPP. Diferenças entre os grupos musculares nos dois grupos podem ajudar a elucidar as diferenças cinemáticas encontradas nos pacientes do PPSG.

A Figura 16 (A, B e C e D) mostrou diferenças nos extensores lombares, flexores laterais da coluna lombar bilateralmente e nos rotadores da coluna lombar ipsilaterais ao lado do salto durante o EPP. Entretanto apenas a extensão lombar foi maior nos pacientes do PPSG. Uma vez que esses músculos formam parte do CORE e estabilizam dinamicamente o tronco, sua fraqueza, tal como encontrado nos extensores lombares, pode prejudicar a estabilidade lombar e pélvica o que causa a transferência de força inapropriada para os seguimentos distais do corpo (RIVERA, 2016). Isso, por sua vez, pode causar estabilização ruim do fêmur durante atividades com suporte de peso e predispor tal indivíduo ao deslocamento lateral da patela no sulco patelar. Esse achado está relacionado ao fato de que, um programa de exercícios com o objetivo de estabilizar a coluna lombar, a pelve e o membro inferior tenha obtido resultados melhores sobre os sintomas da síndrome da dor patelofemoral do que apenas fortalecimento do quadríceps (BALDON et al., 2014). O aumento no torque equivalente dos flexores laterais lombares bilateralmente (Figura 16 C e D) pode ser visto como uma tentativa de aumentar a estabilidade da pelve por co-contração.

A rotação interna do quadril elevada nos pacientes do PPSG durante a EPP (Figura 15B) está relacionada à menor produção de torque equivalente pelos extensores (Figura 16E) e aumento pelos abdutores (Figura 16F) do quadril após 90% da tarefa. A fraqueza isométrica nos abdutores do quadril já foi descrita na literatura em pacientes com síndrome da dor patelofemoral (IRELAND et al., 2003) o que não foi encontrado nesse estudo. O aumento no torque dos abdutores do quadril pode ser compensatória à rotação interna excessiva do quadril nos pacientes do PPSG uma vez que esse grupo muscular tem o potencial para exercer rotação externa do quadril maior até mesmo que os rotadores externos do quadril na medida em que o ângulo de flexão do quadril aumenta (Figura 17 A). A rotação interna excessiva do quadril (Figura 15B) pode deslocar lateralmente a resultante de força no quadríceps e aumentar a força de compressão entre a superfície articular do sulco patelar e a cartilagem articular da patela (LIAO et al., 2015). O aumento do ângulo de adução do quadril não foi encontrado nos pacientes do PPSG conforme seria esperado em um valgo dinâmico (CROSSLEY et al.,

2011). A Figura 17B mostra que em ângulos de flexão do quadril entre 50° e 75° , os extensores do quadril tem os maiores torques abdutores. Embora os extensores do quadril tenham reduzido menor torque equivalente no PPSG, tal diferença foi pequena o que pode ter impedido a adução do quadril. Além disso, os rotadores externos também possuem torque abductor total maior que os abdutores quando o quadril está flexionado em até 90° e podem ter impedido o aumento do ângulo de adução do quadril.

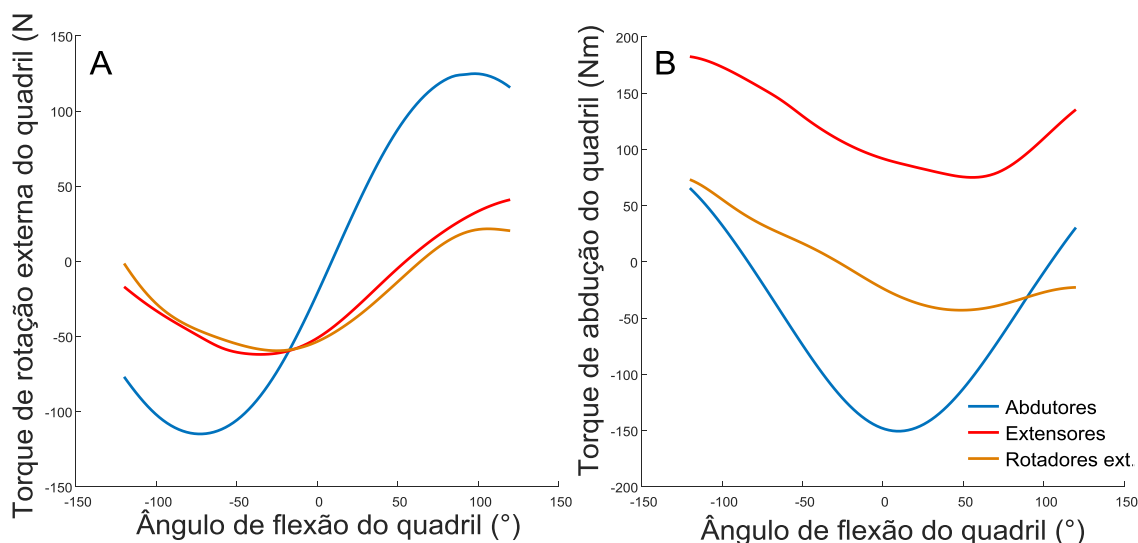


Figura 17: Capacidade total dos músculos do quadril em gerar: (A) rotação do quadril e (B) abdução do quadril dependendo do ângulo de flexão do quadril. As linhas azuis, vermelhas e amarelas mostram os torques exercidos pelos abdutores, extensores e rotadores externos do quadril, respectivamente.

O ângulo de flexão do joelho foi menor nos pacientes do PPSG em torno de 90% da tarefa (Figura 15C). Entretanto, não foram encontradas diferenças entre os extensores do joelho. Existe um grupo de pacientes cujos sintomas da dor patelofemoral não regredem após o treinamento de força do quadríceps, embora essa conduta tenha o potencial de melhorar o alinhamento patelar (HARVIE; O'LEARY; KUMAR, 2011). O que sugere que a fraqueza dessa musculatura pode não estar presente em todos os casos. A vantagem das técnicas empregadas neste estudo é a possibilidade de estimar as forças musculares de muitos músculos do corpo durante uma atividade funcional. Outras maneiras de estimar a força muscular, como a eletromiografia de superfície, tem limitações metodológicas relacionadas ao número de músculos em que a captação é

possível em cada atividade. Futuras possibilidades dessa técnica incluem a expansão do seu uso para explorar como o sistema musculoesquelético trabalha para gerar movimento normal e, assim, fornecer conhecimento necessário da patomecânica de várias desordens do movimento.

Algumas limitações metodológicas podem ser destacadas. O modelo de membro inferior de (HAMNER; SETH; DELP, 2010) é formulado com base em dados antropométricos e parâmetros musculares de diversas fontes. A força máxima isométrica (Fom) é um parâmetro sensível em um modelo muscular do tipo Hill (SCOVIL; RONSKY, 2006). Um fator de escala para Fom baseado na massa dos voluntários foi proposto para modificar esse parâmetro em modelos de crianças, entretanto, não foram encontradas técnicas específicas na literatura para escalar Fom em modelos de jovens saudáveis. Neste estudo, a articulação subtalar dos modelos foi travada em posição neutra fazendo com que as estimativas das ativações dos eversores e inversores do tornozelo pudesse ser negligenciada. Outra limitação é a escolha relativamente inflexível do critério de performance do CMC. O conjunto de poucos, porém representativos, músculos cujos sinais eletromiográficos foram coletados também podem ser considerados uma limitação deste estudo.

7 Conclusão

Para concluir, pode-se afirmar que, para a fase de preparação do SLTHT, executar o RRA recursivamente antes da solução da SO pode ser uma estratégia útil. A combinação de ambas as técnicas podem gerar estimativas de ativações musculares mais próximas das medidas do sinal mioelétrico se comparadas às estimativas pela CMC. Os atuadores residuais tendem a permanecer baixos após a solução da SO. As ativações musculares estimadas são coerentes com o sinal eletromiográfico estimado. Os torques articulares e as sinergias musculares são plausíveis e consistentes com os movimentos mensurados.

A maioria das alterações cinemáticas apresentadas neste estudo já foi, pelo menos, sugerida na literatura, entretanto, é a primeira vez em que algumas delas, bem como as sinergias musculares que as geraram são demonstradas durante uma atividade funcional. Mulheres com síndrome da dor patelofemoral apresentam controle muscular lombar ruim, fraqueza dos extensores do quadril e um aumento da força nos abdutores, provavelmente como uma estratégia compensatória para minimizar a rotação interna e a abdução. A força nos flexores do joelho está aumentada durante a fase de preparação do SLTHT e pode aumentar a compressão na articulação patelofemoral. Essas técnicas podem ser estendidas para um amplo espectro de atividades funcionais como uma ferramenta de melhorar o entendimento da patomecânica das desordens do movimento e ajudar os profissionais da área de saúde a melhorar seus planos de tratamento e prognóstico.

8 Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a CAPES, CNPQ e FAPERJ pelo apoio financeiro.

9Referências

- ADAM, C. et al. The distribution of cartilage thickness within the joints of the lower limb of elderly individuals. **Journal of Anatomy**, v. 193, n. 2, p. 203–214, ago. 1998.
- ATESHIAN, G. A.; SOSLOWSKY, L. J.; MOW, V. C. Quantitation of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 8, p. 761–776, 3 out. 1991.
- BALDON, R. D. M. et al. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 44, n. 4, p. 240-A8, 25 fev. 2014.
- BAQUIE, P.; BRUKNER, P. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. **Clinical journal of sport medicine** : official journal of the **Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 7, n. 1, p. 28–31, 1997.
- BLEY, A. S. et al. Propulsion Phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study. **PLoS ONE**, v. 9, n. 5, p. e97606, 2014.
- BUCHANAN, T. S. et al. 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. 367–395, 2004.
- CHARALAMBOUS, C. P. Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. In: BANASZKIEWICZ, P. A.; KADER, D. F. (Eds.). . **Classic Papers in Orthopaedics**. [s.l.] Springer London, 2014. v. 8p. 397–398.
- CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. **Gait & posture**, v. 13, n. 1, p. 49–66, fev. 2001.
- COLLADO, H.; FREDERICSON, M. Patellofemoral pain syndrome. **Clinics in Sports Medicine**, v. 29, n. 3, p. 379–398, 2010.
- COWAN, S. M. et al. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 2, p. 183–189, 3 out. 2001.
- COWAN, S. M. et al. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 7, p. 989–995, 3 out. 2002.
- CROSSLEY, K. M. et al. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. **The American journal of sports medicine**, v. 39, n. 4, p. 866–73, 2011.
- CROSSLEY, K. M. Is patellofemoral osteoarthritis a common sequela of patellofemoral pain? **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 6, p. 409–410, 1 mar. 2014.
- CUTBILL, J. W. et al. Anterior Knee Pain: A Review. **’, v. 7, n. 1, 1997.**
- DELP, S. L. et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic

- simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, nov. 2007.
- DEVEREAUX, M. D.; LACHMANN, S. M. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. **British journal of sports medicine**, v. 18, n. 1, p. 18–21, mar. 1984.
- EARL, J. E.; VETTER, C. S. Patellofemoral Pain. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 18, n. 3, p. 439–458, 2007.
- ELIAS, J. J. et al. Hamstrings loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. **Clinical Biomechanics**, 2011.
- FERBER, R.; MCCLAY DAVIS, I.; WILLIAMS III, D. S. Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 4, p. 350–357, 3 out. 2003.
- FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745–50, 2003.
- FORSTER, E. et al. Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 4, p. 577–581, 2004.
- FUKUBAYASHI, T.; KUROSAWA, H. The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints. **Acta Orthopaedica**, v. 51, n. 1–6, p. 871–879, 1 jan. 1980.
- GEERS, T. L. An objective error measure for the comparison of calculated and measured transient response histories. **Shock and Vibration Bulletin**, v. 54, n. 2, p. 99–107, 1984.
- GILLEARD, W.; MCCONNELL, J.; PARSONS, D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. **Physical therapy**, v. 78, n. 1, p. 25–32, 1 jan. 1998.
- GRABINER, M. D.; KOH, T. J.; DRAGANICH, L. F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 1, p. 10–21, 1994.
- GRELSAMER, R.; NEWTON, P.; STARON, R. The medial-lateral position of the patella on routine magnetic resonance imaging: when is normal not normal? **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 14, n. 1, p. 23–28, 3 out. 1998.
- HAMILTON, R. T. et al. Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. **Journal of Athletic Training**, v. 43, n. 2, p. 144–151, 2008.
- HAMNER, S. R.; DELP, S. L. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 4, p. 780–787, 2013.
- HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2709–2716, 2010.
- HARVIE, D.; O'LEARY, T.; KUMAR, S. A systematic review of randomized controlled trials on exercise parameters in the treatment of patellofemoral pain: what

- works? **Journal of Multidisciplinary Healthcare**, v. 4, p. 383–392, 31 out. 2011.
- HERMENS, H. J. et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. **Roessingh Research and Development**, v. 10, n. 5, p. 8–11, 19 jun. 1999.
- HEWETT, T. E.; MYER, G. D.; FORD, K. R. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 86–A, n. 8, p. 1601–1608, 1 ago. 2004.
- HINMAN, R. S. et al. Is Patellofemoral Osteoarthritis Common in Middle-Aged People With Chronic Patellofemoral Pain? **Arthritis Care & Research**, v. 66, n. 8, p. 1252–1257, 1 ago. 2014.
- HINTERWIMMER, S. et al. Patella kinematics and patello-femoral contact areas in patients with genu varum and mild osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 7, p. 704–710, 3 out. 2004.
- III, R. D. et al. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**, v. 10, n. 5, p. 575–587, out. 1991.
- IRELAND, M. L. et al. Hip Strength in Females With and Without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 671–676, 1 nov. 2003.
- JACKSON, D. A. Stopping rules in principal components analysis: A comparison of heuristical and statistical approaches. **Ecology**, v. 74, n. 8, p. 2204–2214, 1 dez. 1993.
- JOLIFFE, I. T. **Principle Component Analysis**. [s.l.: s.n.]. v. 2
- KARST, G. M.; WILLETT, G. M. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical therapy**, v. 75, n. 9, p. 813–823, 1 set. 1995.
- KERNOZEK, T. W. et al. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 6, p. 1003–1012, 2005.
- KOH, T. J.; GRABINER, M. D.; DE SWART, R. J. In vivo tracking of the human patella. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 6, p. 637–643, 3 out. 1992.
- KUJALA, U. et al. Lower Limb Asymmetry and Patellofemoral Joint Incongruence in the Etiology of Knee Exertion Injuries in Athletes. **International Journal of Sports Medicine**, v. 8, n. 3, p. 214–220, 1987.
- LEETUN, D. T. et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 10, p. 926–934, 2004.
- LEPORACE, G.; NADAL, J.; BATISTA, L. A. Escore de funcionalidade da marcha humana: aplicação em sujeitos com lesão no ligamento cruzado anterior. 2012.
- LI, G. et al. Prediction of Antagonistic Muscle Forces Using Inverse Dynamic Optimization During Flexion/Extension of the Knee. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 121, n. 3, p. 316–322, 1 jun. 1999.
- LI, G. et al. The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 7, p. 736–744, 3 out. 2005.

- LIAO, T. et al. Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n. 9, p. Epub ahead of print, 2015.
- LIN, F. et al. In vivo and noninvasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary knee movement. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 5, p. 401–409, 3 out. 2003.
- LIN, Y.-C. et al. Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 226, n. 2, p. 103–112, 1 fev. 2012.
- LIVINGSTON, L. A. The Quadriceps Angle: A Review of the Literature. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 28, n. 2, p. 105–109, 1 ago. 1998.
- LU, T.-W.; O'CONNOR, J. J. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 2, p. 129–134, 1999.
- LUCARELI, P. R. G. et al. Does the high-impact active increase the dynamic knee valgus mechanism in women with patellofemoral pain syndrome? **Gait & Posture**, v. 39, p. S130–S131, 20 set. 2016.
- MOSS, R. I.; DEVITA, P.; DAWSON, M. L. A biomechanical analysis of patellofemoral stress syndrome. **Journal of athletic training**, v. 27, n. 1, p. 64–69, 1992.
- MUNIZ, A M. S.; NADAL, J. Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. **Gait & posture**, v. 29, n. 1, p. 31–5, jan. 2009.
- MURRAY, M. P. et al. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 2, n. 3, p. 272–280, 1 jan. 1984.
- NADAL, J. Classificação de Arritmias Cardíacas Baseada em Análise de Componentes Principais e Árvores de Decisão. 1991.
- NADLER, S. F. et al. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. **Clinical journal of sport medicine □ : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 10, n. 2, p. 89–97, 2000.
- OATIS, C. A. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2004.
- OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. **The American journal of sports medicine**, v. 30, n. 4, p. 483–487, 1 jul. 2002.
- PANDY, M. G.; ZAJAC, F. E. Optimal muscular coordination strategies for jumping. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 1–10, 20 maio 1991.
- PAPPAS, E.; WONG-TOM, W. M. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. **Sports health**, v. 4, n. 2, p. 115–20, 1 mar. 2012.
- POLLARD, C. D.; DAVIS, I. M.; HAMILL, J. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n.

10, p. 1022–1031, 3 out. 2004.

POST, W. R. Current Concepts Clinical Evaluation of Patients With Patellofemoral Disorders. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 15, n. 8, p. 841–851, 30 set. 1999.

POWERS, C. M. et al. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 722–728, 3 out. 1999.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646, 2003.

POWERS, C. M.; SHELOCK, F. G.; PFAFF, M. Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 8, n. 3, p. 724–732, 1 maio 1998.

RIEGGER-KRUGH, C.; KEYSOR, J. J. Skeletal Malalignments of the Lower Quarter: Correlated and Compensatory Motions and Postures. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 23, n. 2, p. 164–170, 1 fev. 1996.

RIVERA, C. E. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 27, n. 1, p. 319–337, fev. 2016.

SALSICH, G. B.; GRACI, V.; MAXAM, D. E. The Effects of Movement Pattern Modification on Lower Extremity Kinematics and Pain in Women With Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 12, p. 1017–1024, 1 dez. 2012.

SAMAAN, M. A. et al. Determining residual reduction algorithm kinematic tracking weights for a sidestep cut via numerical optimization. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 19, n. 16, p. 1721–1729, 9 dez. 2016.

SCOVIL, C. Y.; RONSKY, J. L. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 11, p. 2055–2063, 2006.

SHEEHY, P. et al. An Electromyographic Study of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Activity While Ascending and Descending Steps. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 27, n. 6, p. 423–429, 1 jun. 1998.

SPÄGELE, T.; KISTNER, A.; GOLLHOFER, A. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 5, p. 521–530, 1999.

THELEN, D. G. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. **Journal of biomechanical engineering**, v. 125, n. 1, p. 70–77, 2003.

THELEN, D. G.; ANDERSON, F. C. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 6, p. 1107–1115, 2006.

THIJS, Y. et al. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. **The American journal of sports medicine**, v. 39, n. 9, p. 1877–1882, 2011.

THOMAS, M. J. et al. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent

patellofemoral osteoarthritis: a systematic review. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 11, n. 1, p. 201, 2010.

THOMEÉ, R. et al. Patellofemoral pain syndrome in young women. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 5, n. 4, p. 237–244, 1 ago. 1995.

WESTING, S.; CRESSWELL, A.; THORSTENSSON, A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 62, n. 2, p. 104–108, 1991.

WILK, K. E. et al. Patellofemoral Disorders: A Classification System and Clinical Guidelines for Nonoperative Rehabilitation. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 28, n. 5, p. 307–322, 1 nov. 1998.

ZELLER, B. L. et al. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. **The American journal of sports medicine**, v. 31, n. 3, p. 449–56, 1 maio 2003.

ZIVKOVIC, M. Z. et al. A simple method for assessment of muscle force, velocity, and power producing capacities from functional movement tasks. **Journal of sports sciences**, v. 414, n. August, p. 1–7, 2016.

10 Anexo I

c3d2OS – Tutorial

1. Preliminary information

This tutorial aims to give the step-by-step procedure of c3d2OS.m MatLab[®] routine. Its main propose is easily converting c3d experimental biomechanical data into OpenSim input files. No additional software other than MatLab[®] is required. Users with little or no knowledge of computer programing are encouraged to use it. The routine was developed by Felipe Costa Alvim, PhD student from the Biomedical Engineering Program of the Federal University of Rio de Janeiro, Brazil (PEB/COPPE/UFRJ). Some subroutines were developed by Gustavo Leporace and Jasper Menger, which the author would like to thanks. The project is advised by L. L. Menegaldo and the funds were provided by CNPq, CAPES, FAPERJ and FINEP, Brazilian Government research agencies.

The .c3d file data will provide a .trc file with the reflexive markers trajectories and a .mot file with joint angles, calculated by your motion capture system. To record a .mot file containing also the external loads applied to your subject you will need a .csv file with forces, moments and center of pressure of all force sensors used during data capture. Most of commercial motion capture system allows selecting the desired data and recording it in a .csv file. Therefore, two input files are required: a .c3d and a .csv.

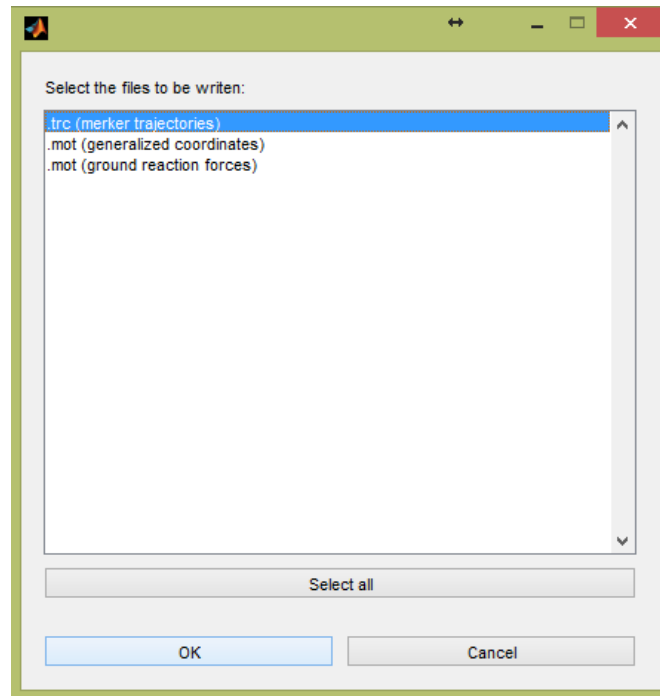
A complete set of data for a three step single leg hop test is provided to help the user testing the routine. The data was collected with a MOCAP system with eight infra-red cameras and two AMTI XXX force plates.

2. Getting started

Download the c3d2OSpackage.rar, save it in a folder of your choice and decompress it. Open your Matlab and select the folder witch you unzipped the c3d2OSpackage.rar file as “current folder”. Then type “c3d2OS” in your command window. The routine will start to run and the following sections explains how to proceed after that. The routine was implemented in version XX of Matlab[®]. These routines were developed and tested with Matlab[®] 2014.

3. Choice what types of files to record

In the first window, choose the types of files you will want to write to use in OpenSim. You can select one, two or all the options available.

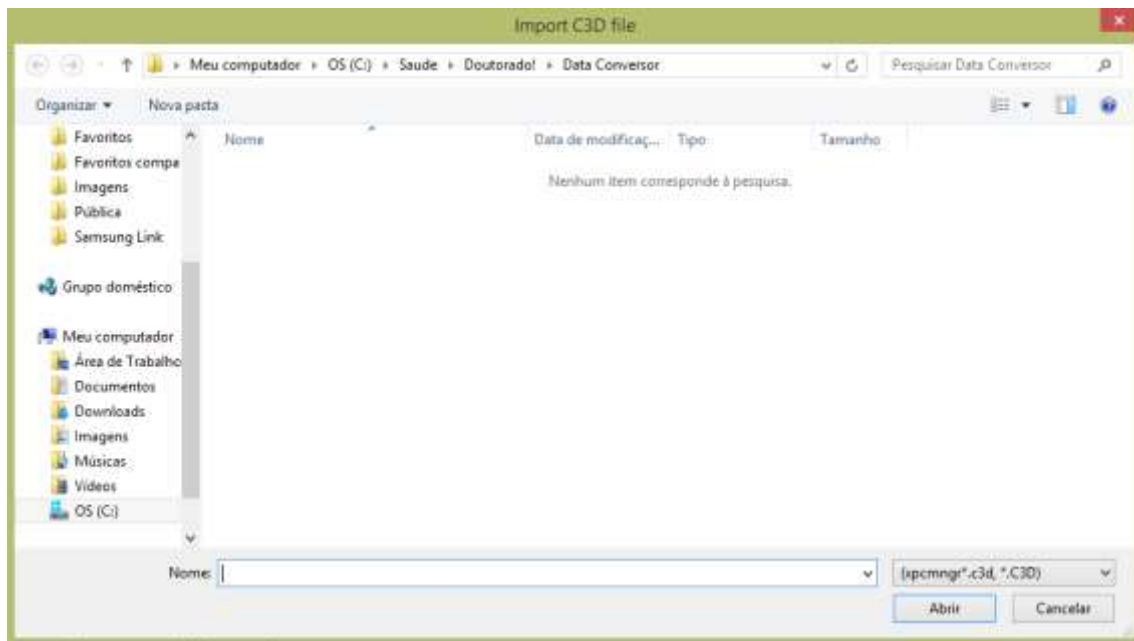


After selecting (you can use Ctrl key to select more than one option) press “OK” button to proceed. Sections 4, 5 and 6 describes how to proceed if you select “.trc (marker trajectories)”, “.mot (generalized coordinates)” and “.mot (ground reaction forces)”, respectively.

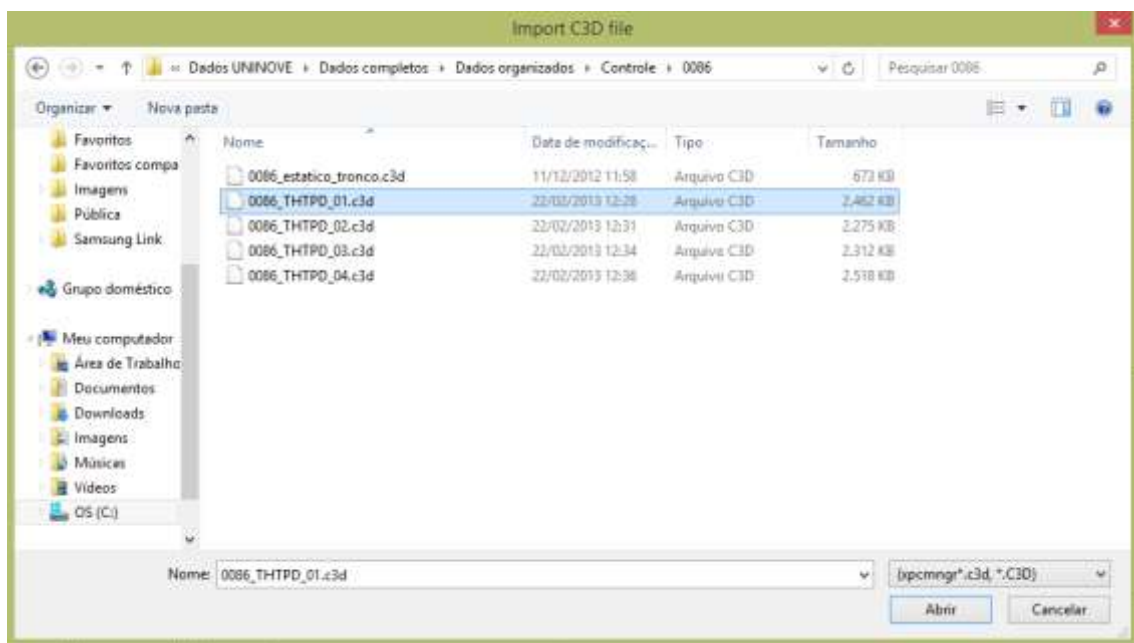
We suggest starting from the static trial, selecting the 1st option (.trc maker trajectory). In the c3d demo file, you can select the markers’ from T10 to RTOE2. This trial will be used to scale the model.

4. Generating .trc (marker trajectories) file

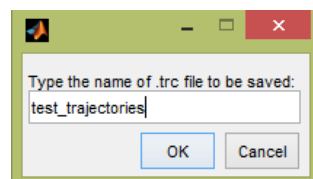
If you have selected the option “.trc (marker trajectories)” in first window, the next window to appear is as follows:



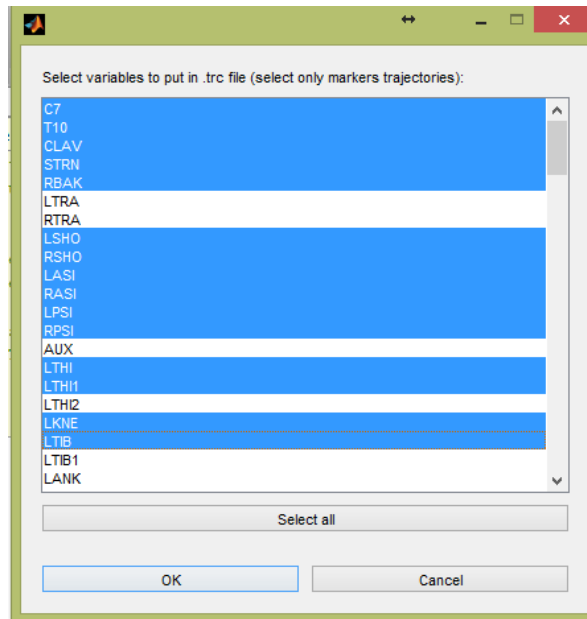
This window allow selecting the .c3d file with the markers trajectories history. Once you have find your files choose only one and click in “Open” (“Abrir” on the figure below, in Microsoft Windows 8 Portuguese version).



Write the output filename and press “OK”. You do not need to put “.trc” extension:



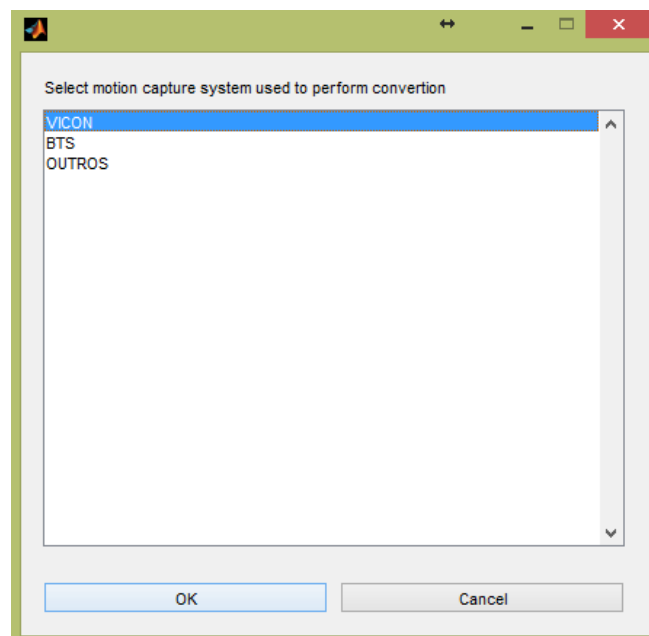
Select which markers will be uploaded in your .trc file (you can use Ctrl key to select multiple markers). Markers will appear in this window with the same names you gave in the motion capture system. The window below shows an example:



Once you have finished, click on “OK” button.

In the next window, select the motion capture system you used to collect your data. This step is needed because each system defines its own (X,Y,Z) reference frames, which should be converted to OpenSim standard. Two motion capture systems are predefined in the present version of the routine: Vicon[®] and BTS[®]. Otherwise, edit the “convert_traj_axes.m” function to match your needs.

For running the demo data, choose “VICON”.



After select you system, press “OK” button.

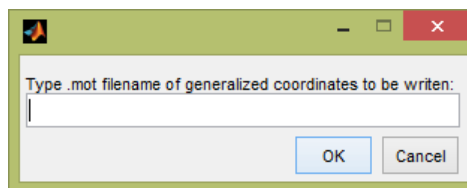
Luckily, your .trc (marker trajectories) file was written.

You can take a look on how your markers' data look like using the OpenSim "Preview motion data" option in the "File" menu.

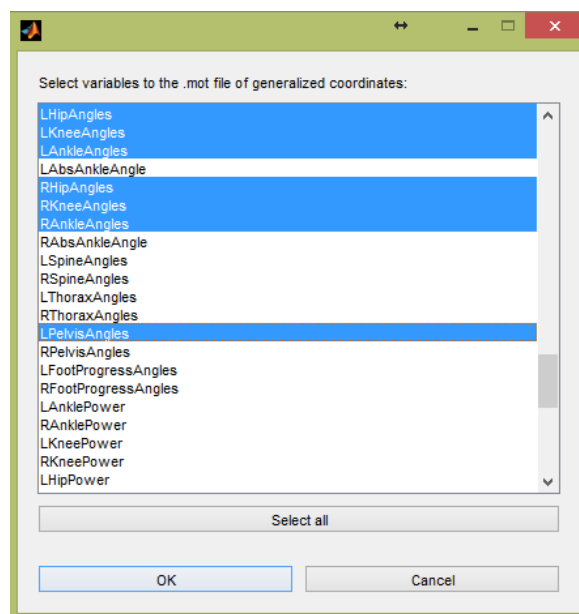
5. Generating .mot (generalized coordinates) file

If you have only select .mot (generalized coordinates) in the first window (see section 3) you must choose a .c3d file with the joint angles calculated by you motion capture system (see first step of section 4). Otherwise, if you selected both .trc (marker trajectories) and .mot (generalized coordinates), the routine will proceed without asking you to select any different .c3d file than the one used in the previous step.

First, you should write an output filename and press "OK" button. You do not need to insert the ".mot" extension:

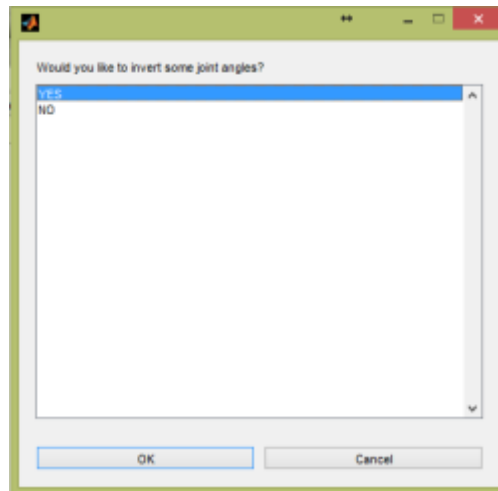


Scroll down the window to select the joint angles calculated externally that will be taken into account in the .mot file of generalized coordinates. Observe the example below:

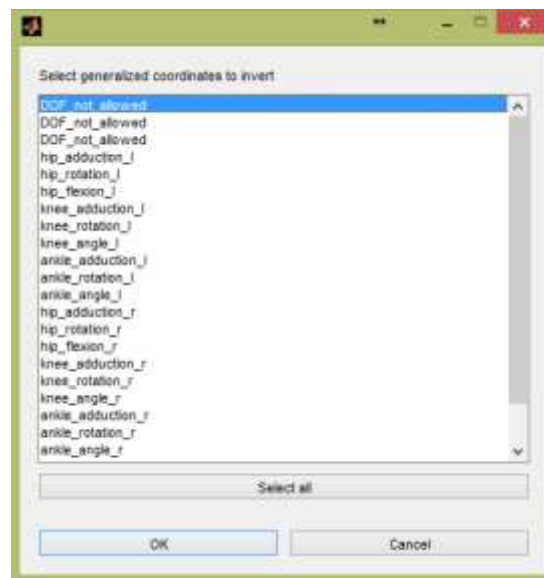


Now, again, you must select the system used during data capture (See section 4). If your system uses an alternative to Vicon[®] or BTS[®] lab configuration, please change the "convert_traj_axes.m" routine.

Sometimes, you need to invert some generalized coordinates amplitudes depending upon you model configuration in OpenSim. A window will ask you if you want to invert one or more generalized coordinates.



The next window allow you selecting which coordinates should be inverted:



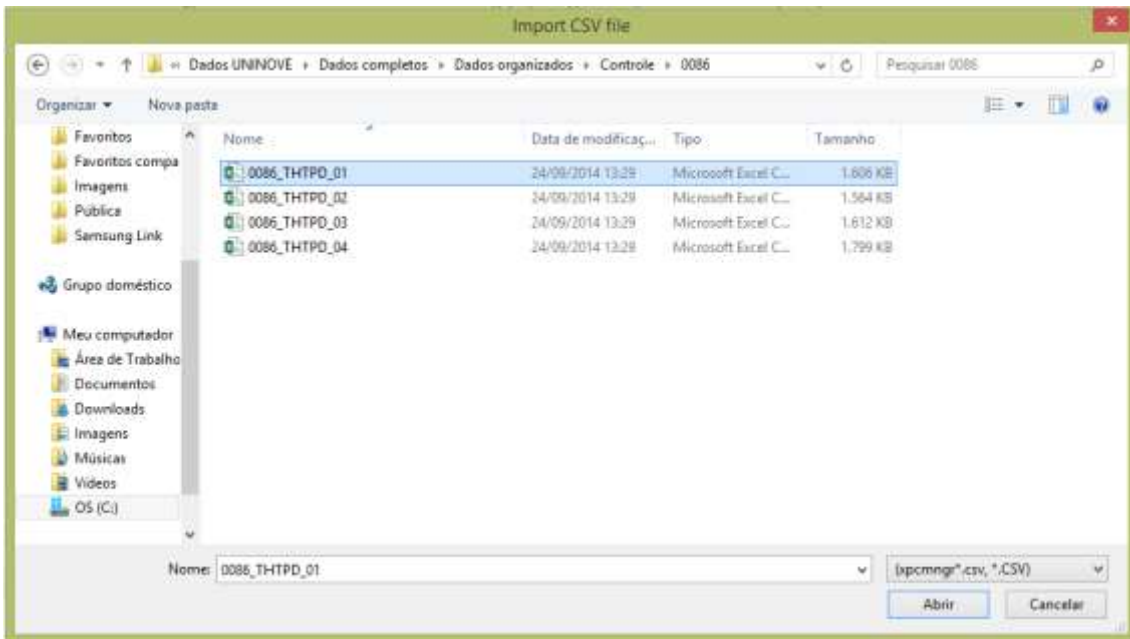
If you select joint angles that are not considered as generalized coordinates (or degrees of freedom) in your OpenSim model, the message “DOF_not_allowed” will appear. Otherwise, you can edit the “adapta_nomes_coordgen.m” function to add degrees of freedom to your model and write new generalized coordinates data to your .mot file.

If you are using the demo data, you should invert hip_flexion, hip_rotation and ankle angle, for both r and l sides.

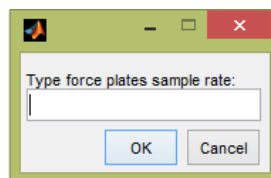
In the end, your .mot (generalized coordinates) file will be recorded.

6. Writing .mot (ground reaction forces) file

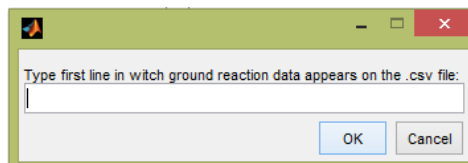
First, you will be asked if kinetic data is available for both lower limbs. This step is necessary to define the labels in first row of data. After pressing “OK”, you should select you .csv file containing the ground reaction forces data.



Define the force plates sample rate (in Hertz):



Now a window will ask you to type the number of first line that ground reaction forces data appears on the .csv file:

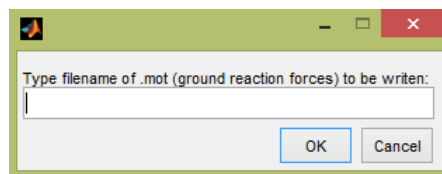


For example, in the figure below, ground reaction data starts at line 43:

Subject	Context	Name	Time (s)	Description
0086	Left	Foot Strike	5.52	The instant the heel strikes the ground
0086	Left	Foot Strike	6.63	The instant the heel strikes the ground
0086	Left	Foot Off	4.82	The instant the toe leaves the ground
0086	Left	Foot Off	6.35	The instant the toe leaves the ground
0086	Right	Foot Strike	6.24	The instant the heel strikes the ground
0086	Right	Foot Strike	5.41	The instant the heel strikes the ground
0086	Right	Foot Off	5.93	The instant the toe leaves the ground

In your ground reaction forces .csv file, by default, data must follow the order: Force (x,y,z), Moments (x,y,z) and Center of Pressure (x,y,z). If you have two force plates, you should have: Force1, Force2, Moment1, Moment2, CoP1 and CoP2. Otherwise, edit “lrcsv1.m” function to define a different order of data.

Type the output filename (without .mot extension) and press “OK”.



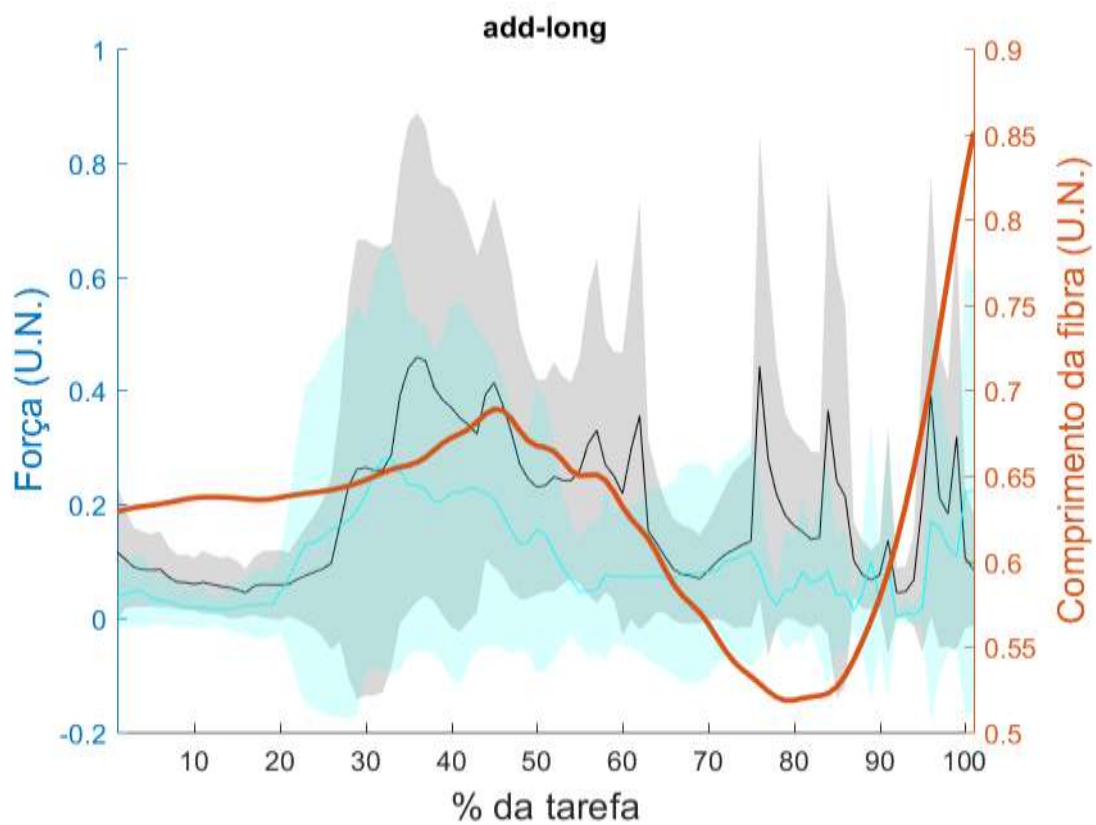
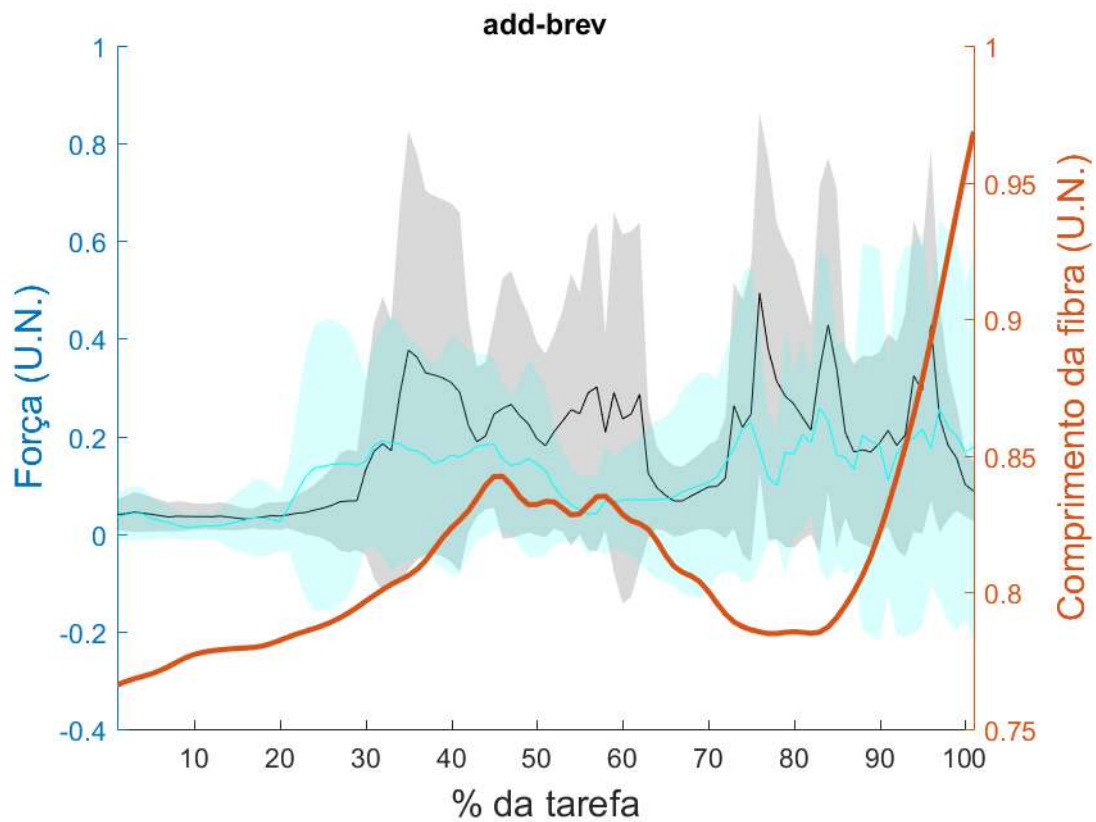
Now, select the ground reaction force device you use to collect data. Again, redefine the axes, if necessary, by editing “convert_traj_axes.m” routine. The demo data uses “AMTI”.

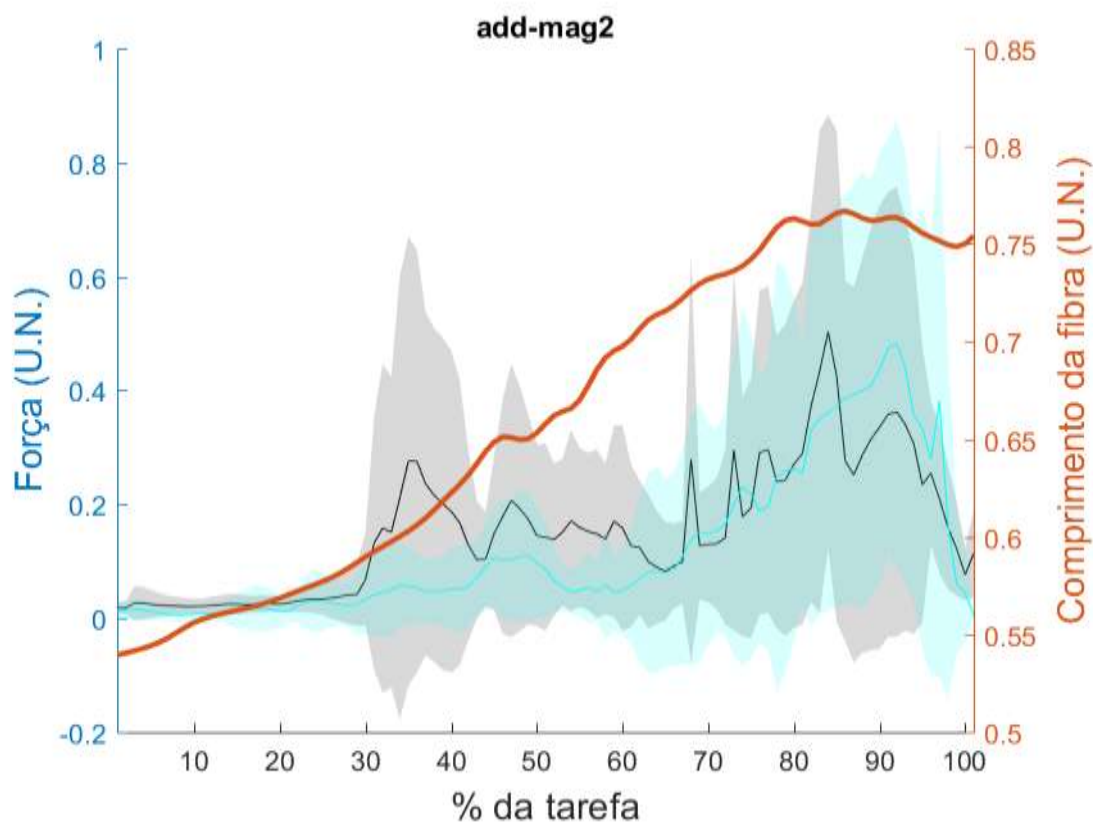
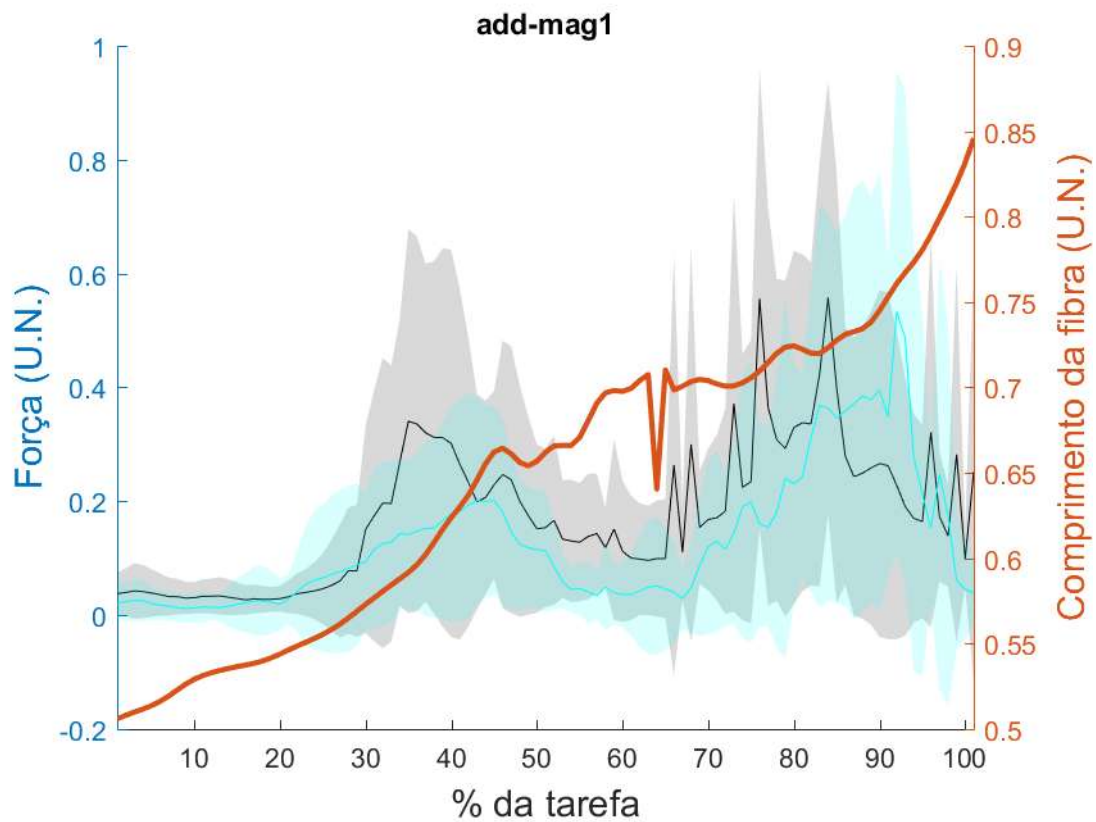
Done! Your files were recorded!

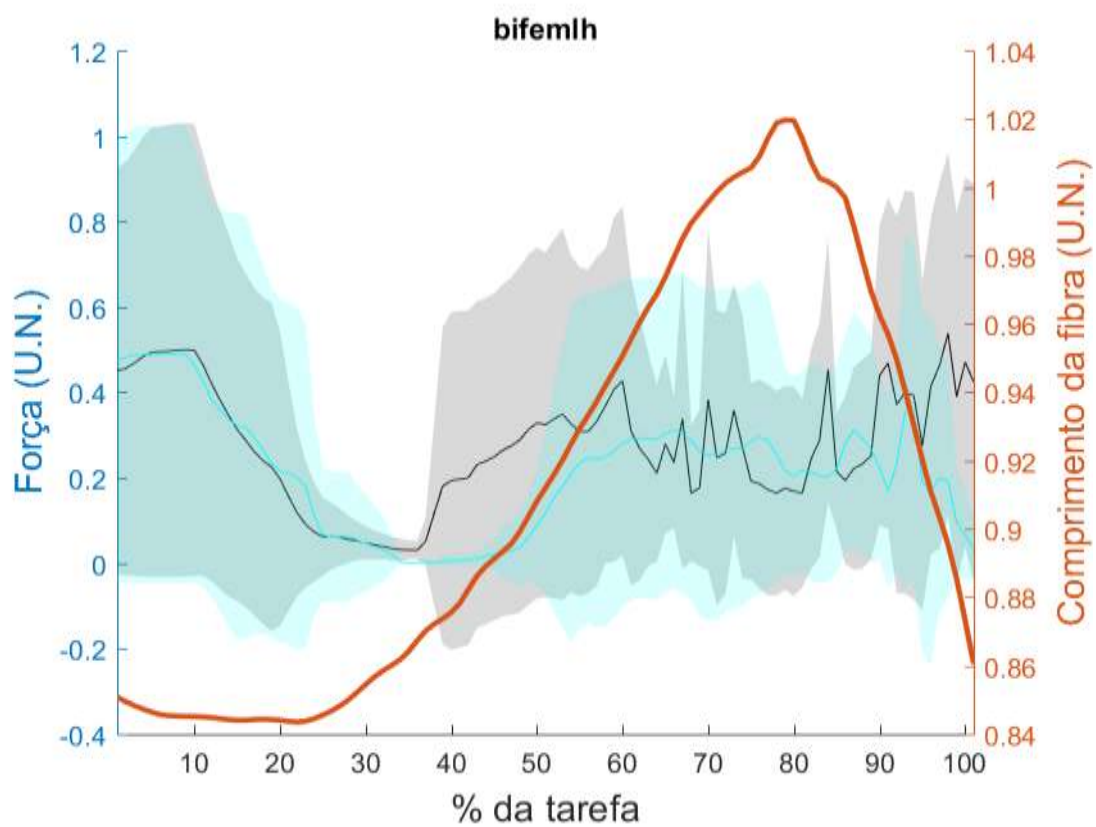
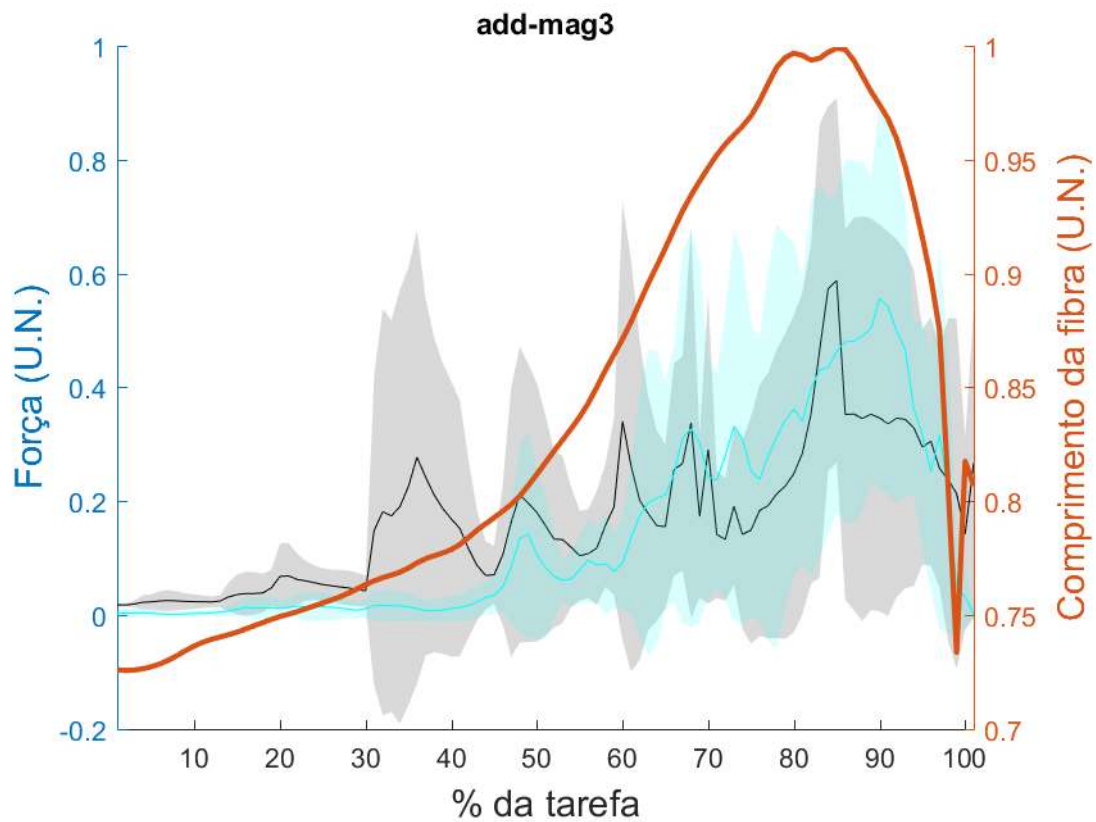
11 Anexo II

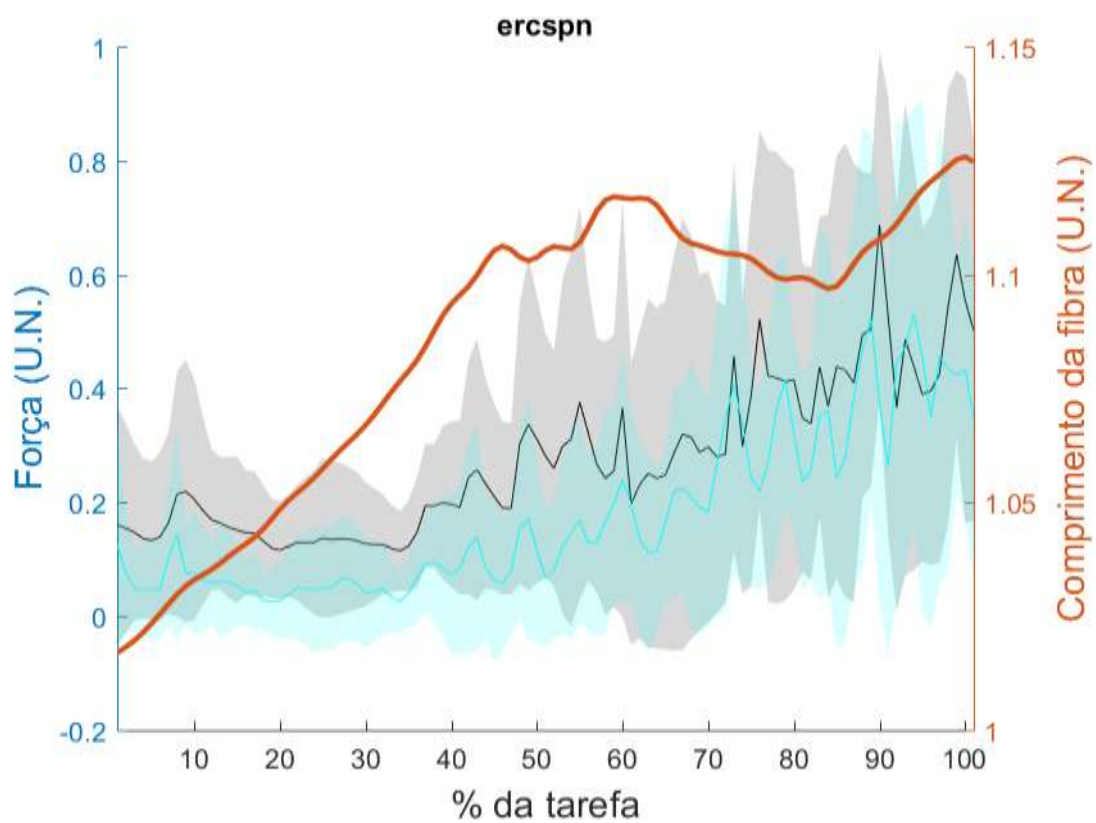
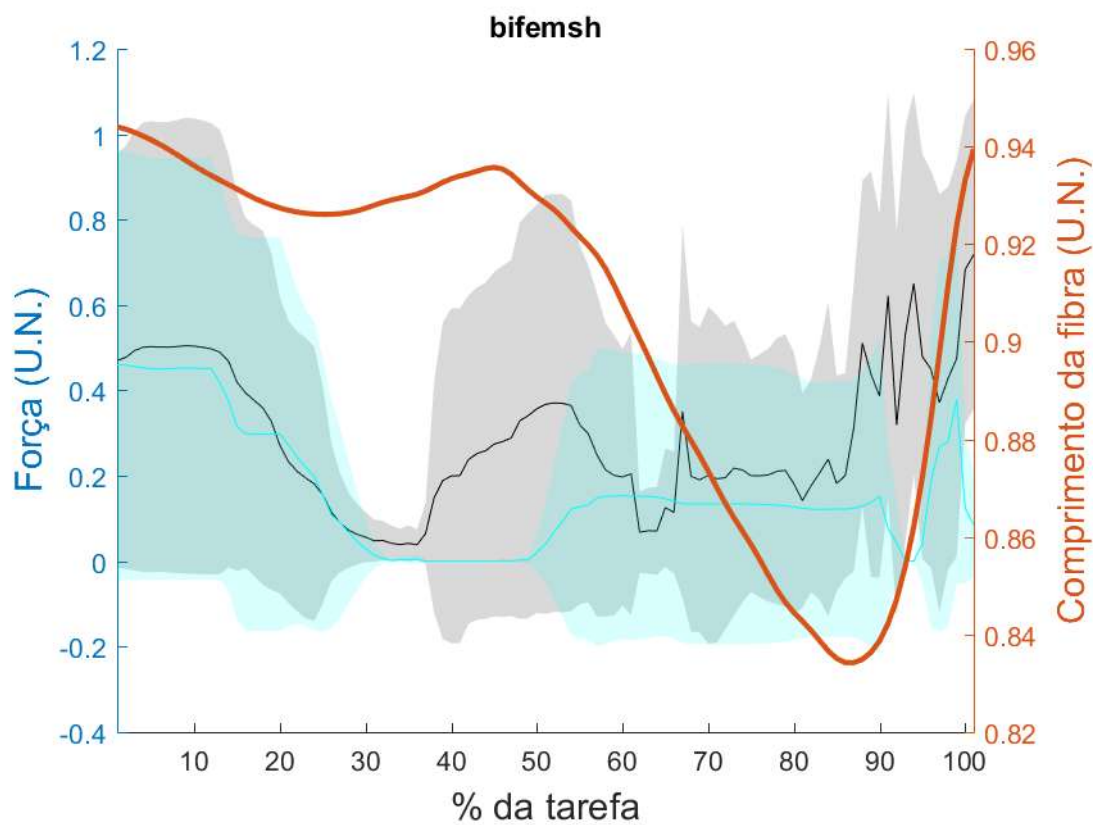
Os gráficos a seguir mostram os valores médios (n=10) das estimativas da força no tendão normalizadas pela força muscular isométrica máxima. Os resultados da RRA+SO são mostrados em azul e os resultados do CMC em preto. Um desvio padrão foi plotado acima e abaixo do valor médio. As linhas sólidas vermelhas representam o comprimento médio da fibra muscular normalizado pelo comprimento ótimo.

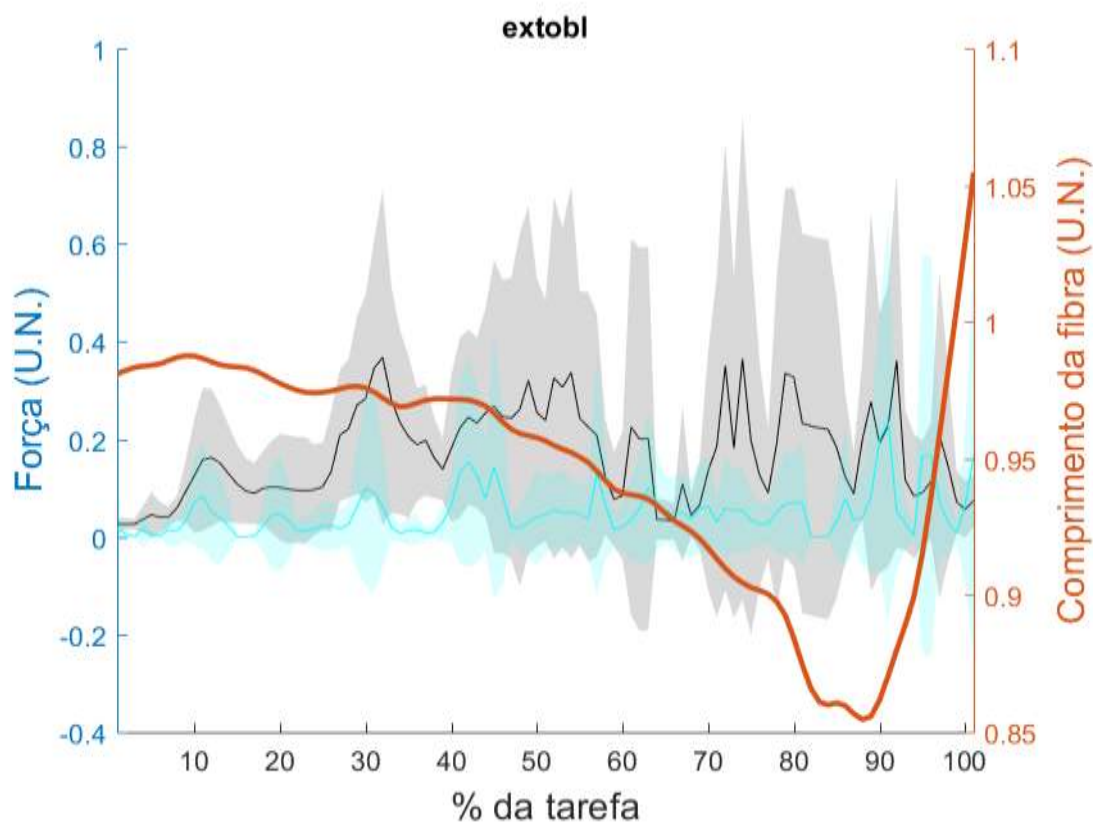
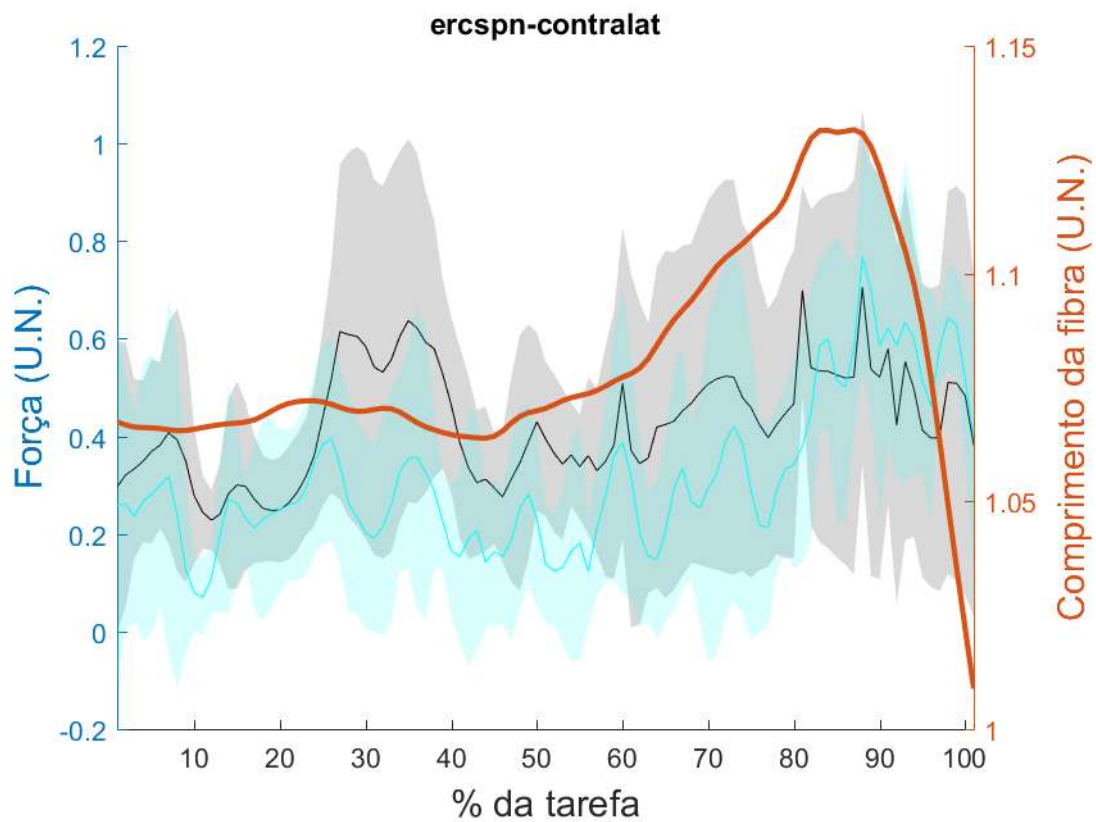
Os títulos dos gráficos se referem aos nomes no OpenSim de cada linha de ação muscular sendo os seguintes: adutor curto (add-brev), adutor longo (add-long), adutor magno (add-mag1, add-mag2 and add-mag3), cabeça longa do BF (bifemlh), cabeça curta do BF (bifemsh), eretores da espinha direito e esquerdo (ercspn and ercspn-contralat), oblíquos externos direito e esquerdo (extobl and extobl-contralat), gêmeos (gem), GMáx (glut-max1, glut-max2 and glut-max3), GMed (glut-med1, glut-med2 and glut-med3), glúteo mínimo (glut-min1, glut-min2 and glut-min3), grácil (grac), iliaco (iliacus), oblíquo interno direito e esquerdo (intobl and intobl-contralat), gastrocnêmio lateral (lat-gas), gastrocnêmio medial (med-gas), pectíneo (pect), piriforme (peri), psoas maior (psoas), quadrado femoral (quad-fem), reto femoral (rect-fem), sartório (sar), semimembranoso (semimem), semitendinoso (semiten), sóleo (soleus), tensor da fáscia lata (tfl), tibial anterior (tib-ant), vasto intermédio (vas-int), VL (vas-lat) and vasto medial (vas-med).

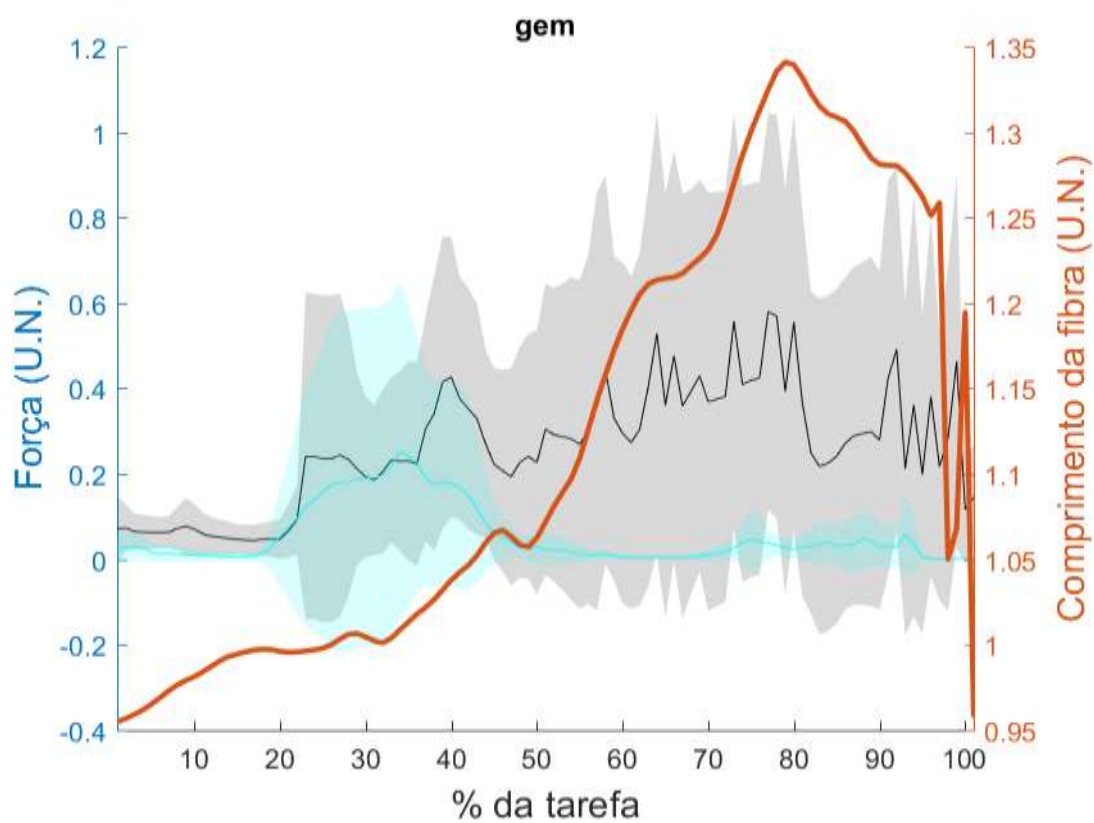
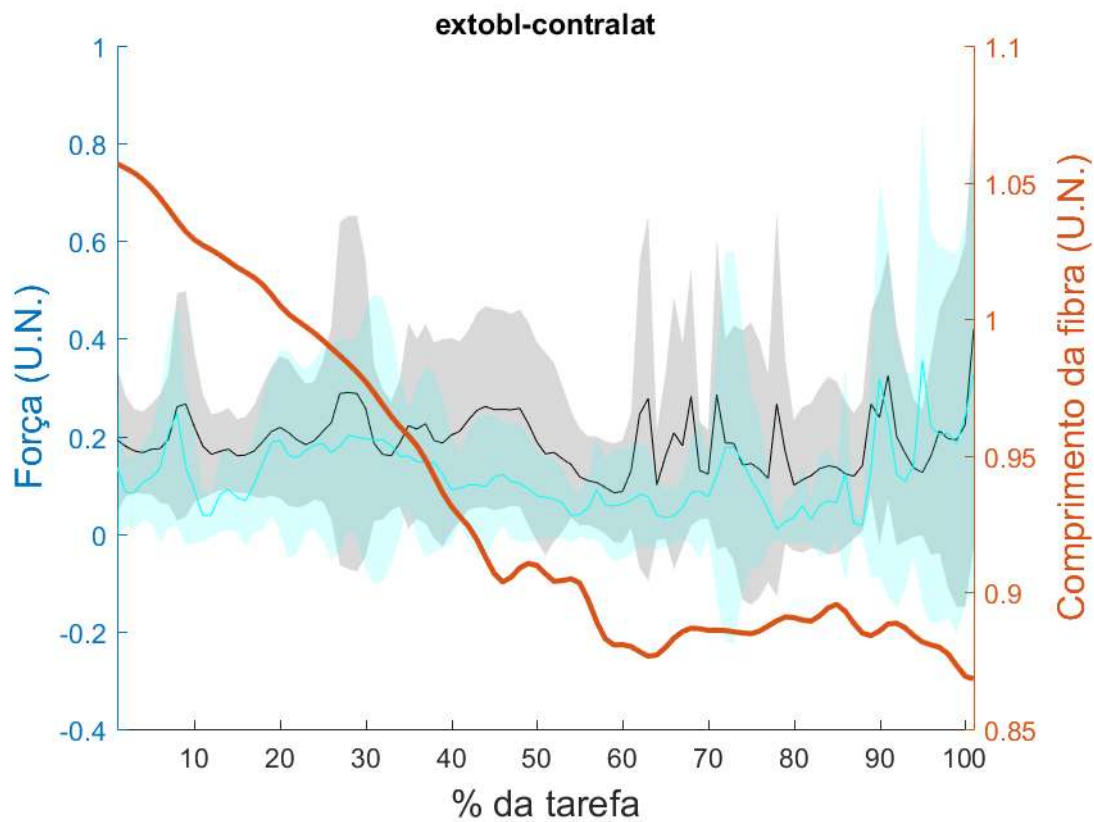


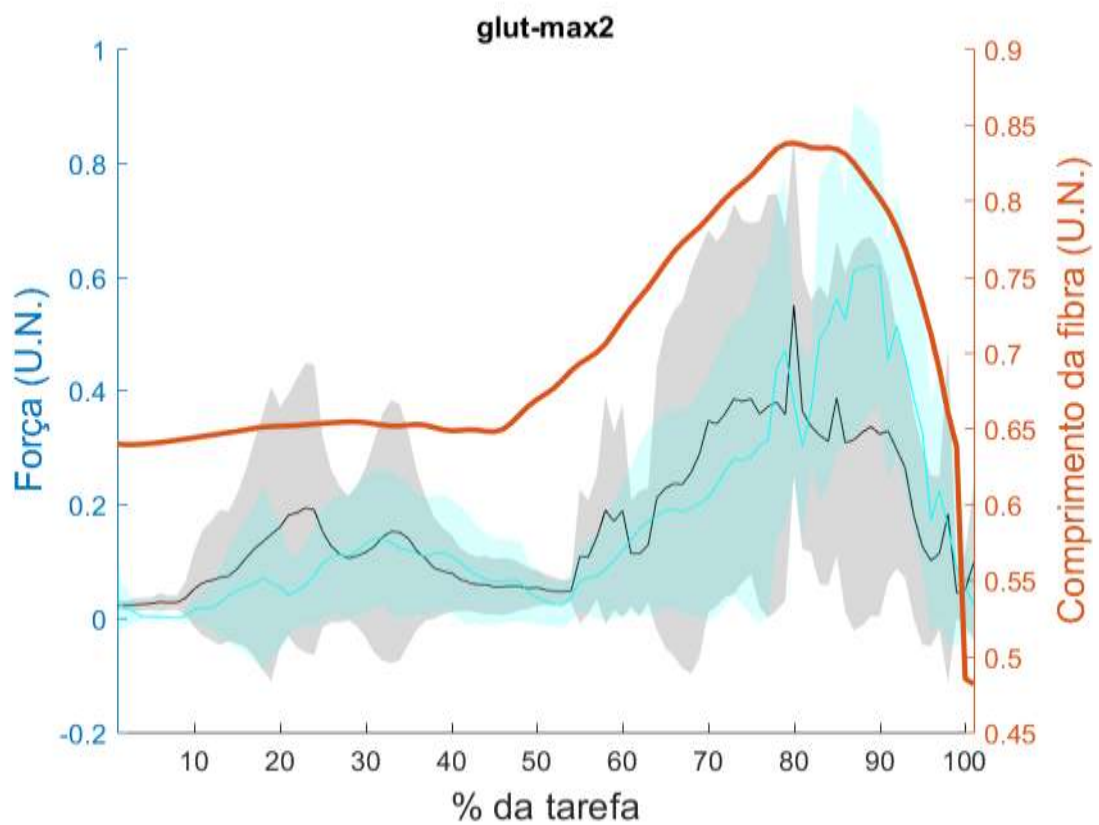
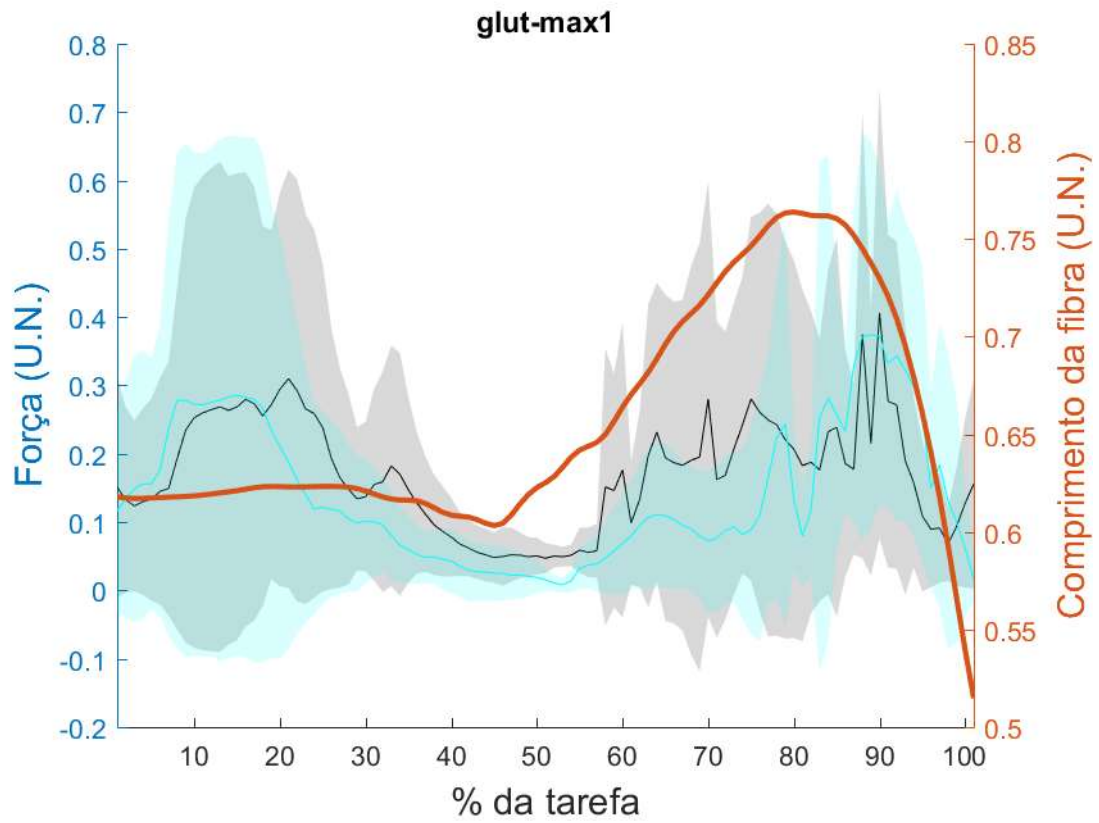


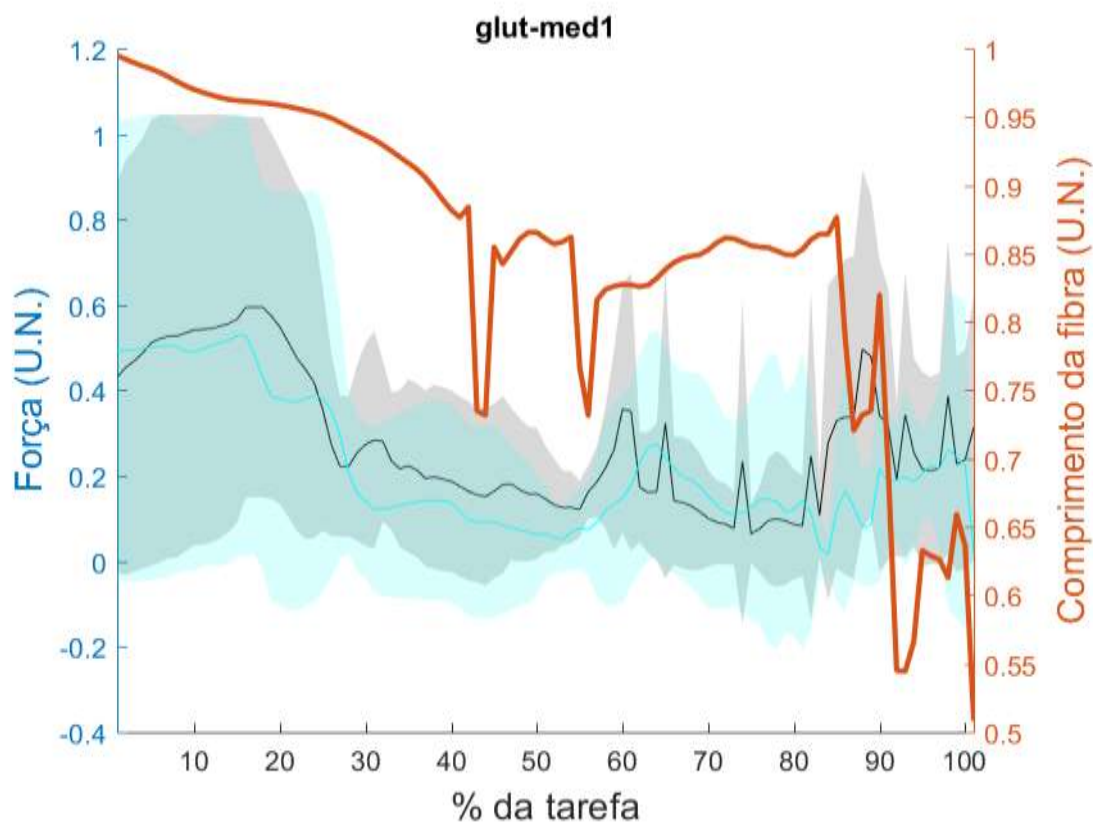
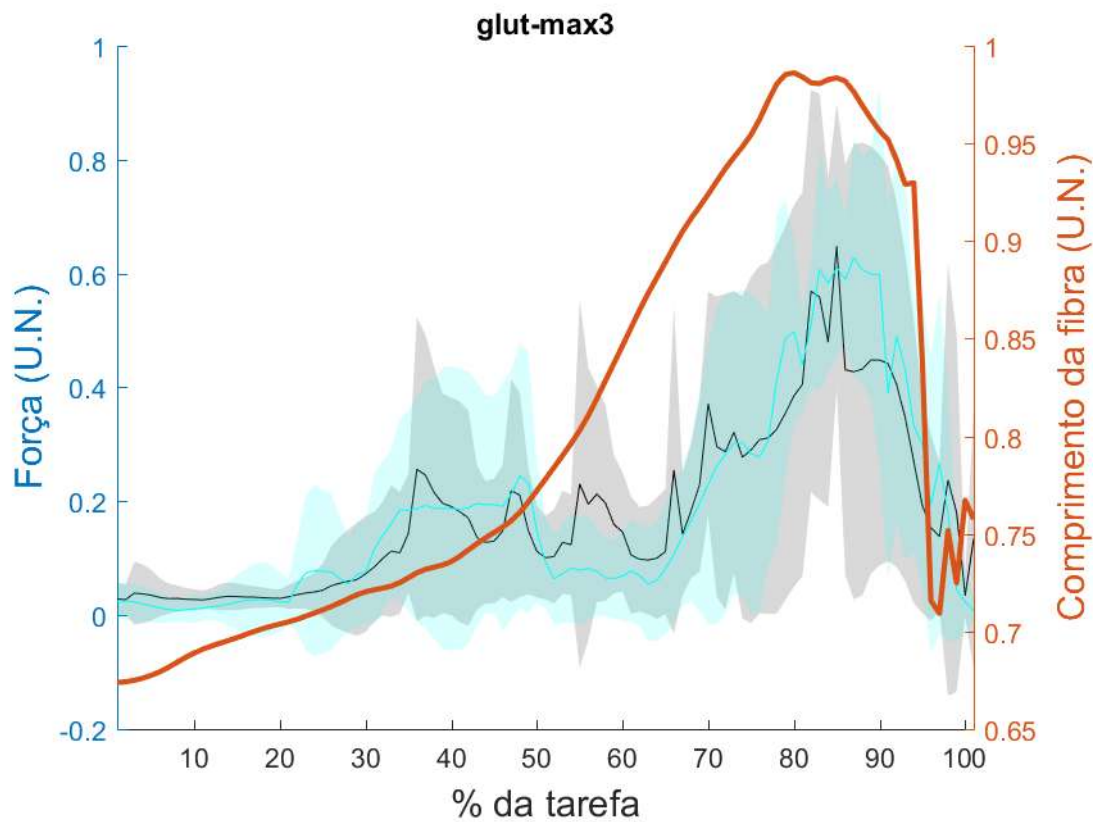


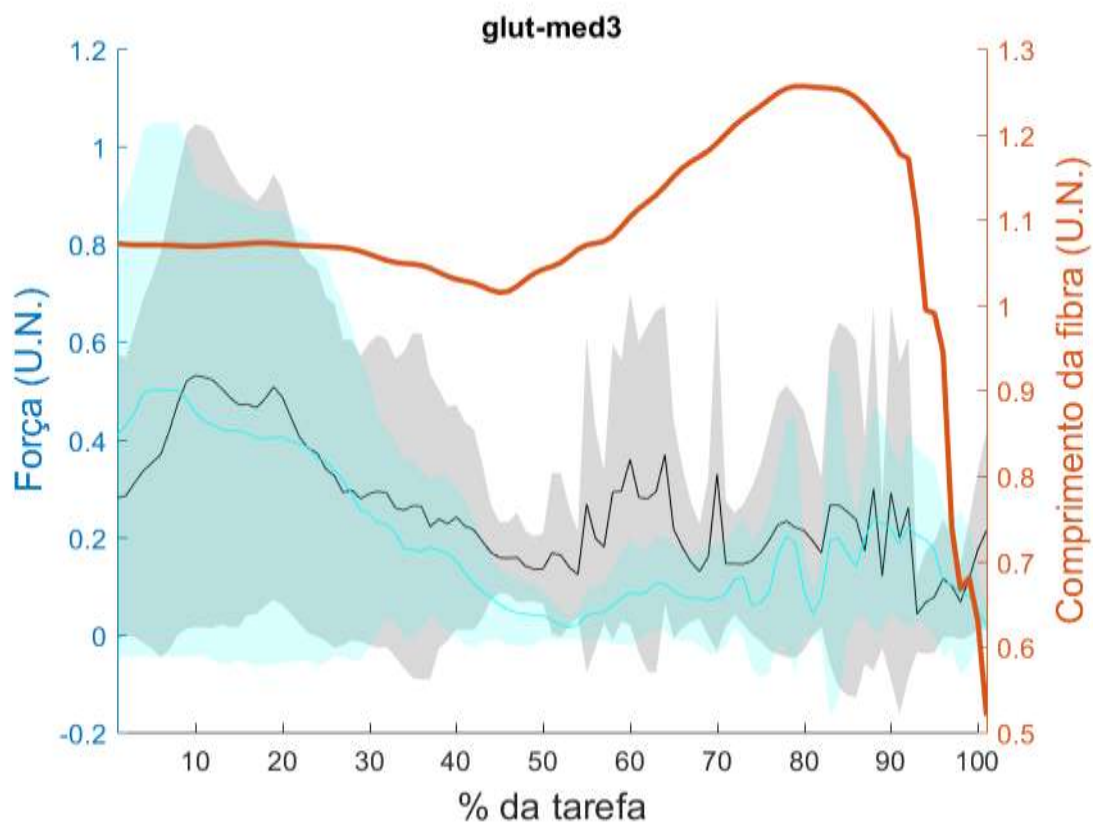
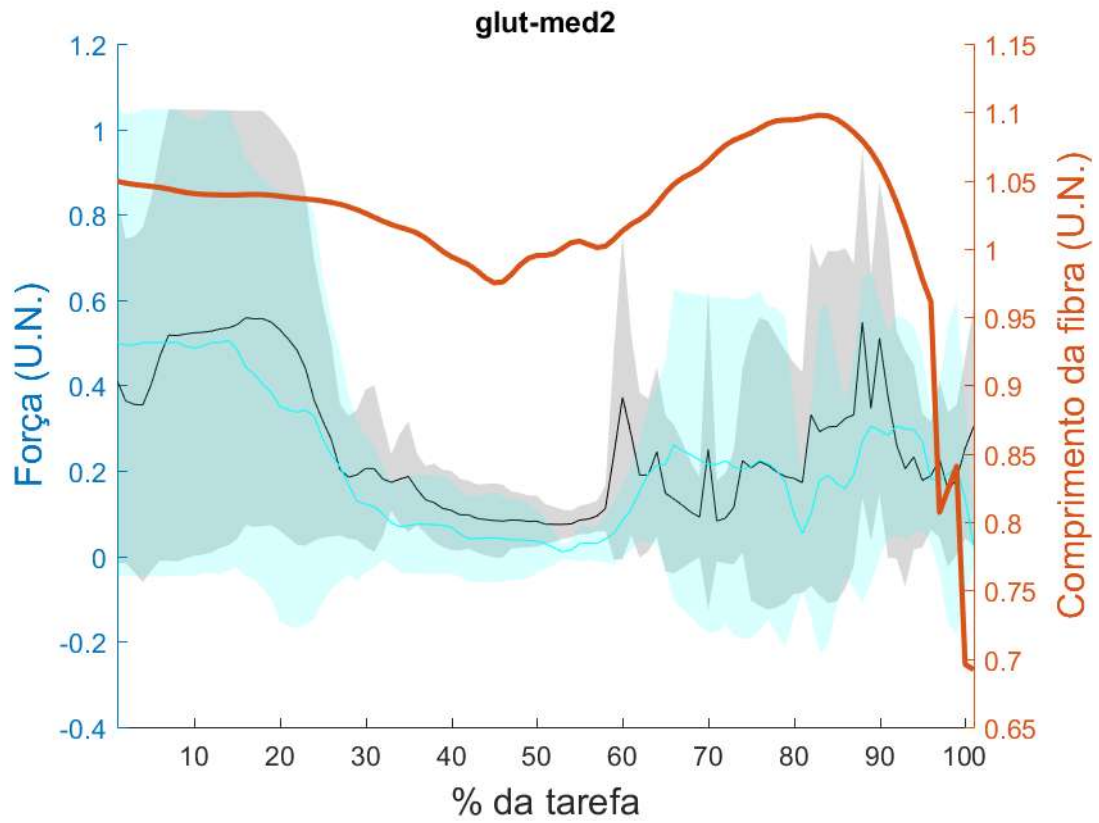


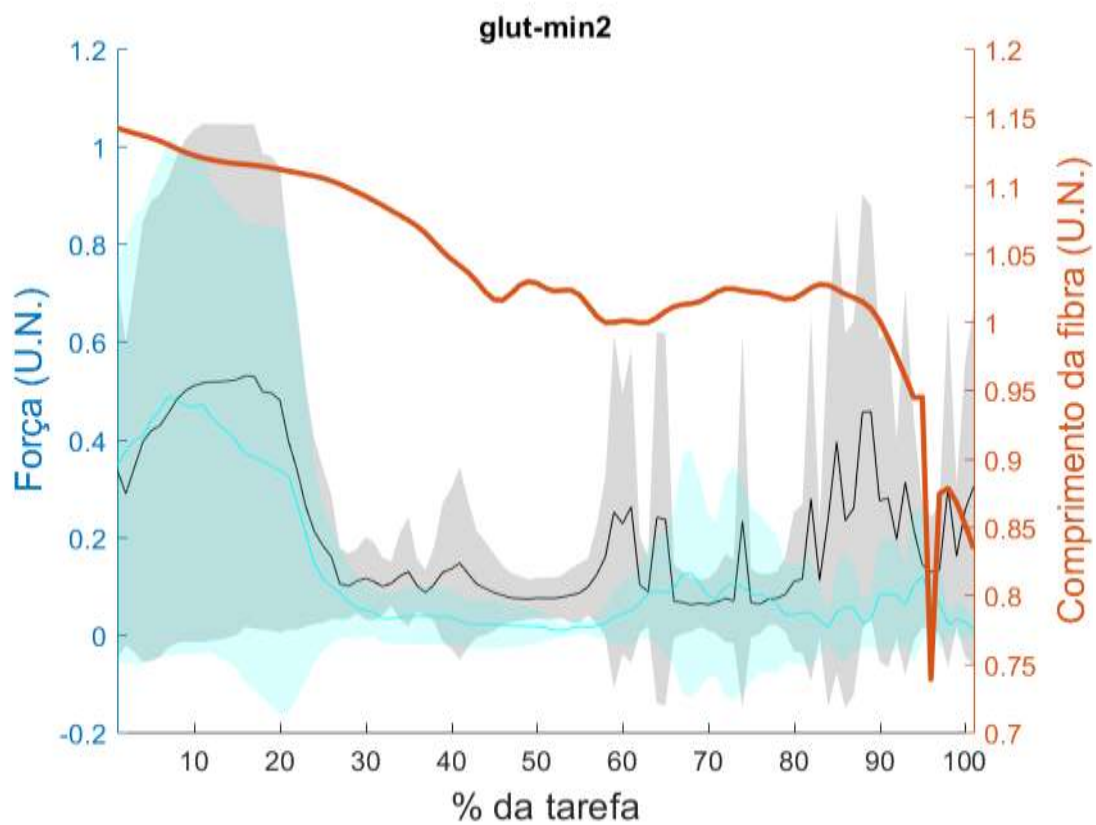
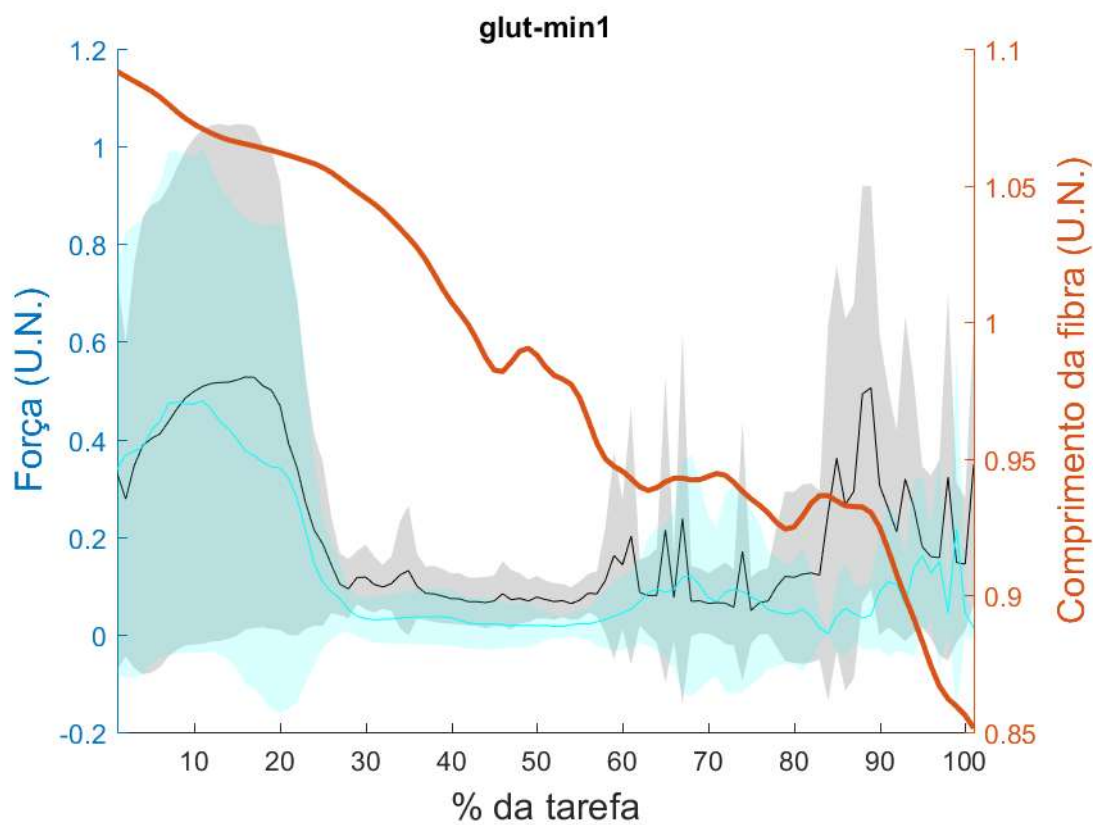


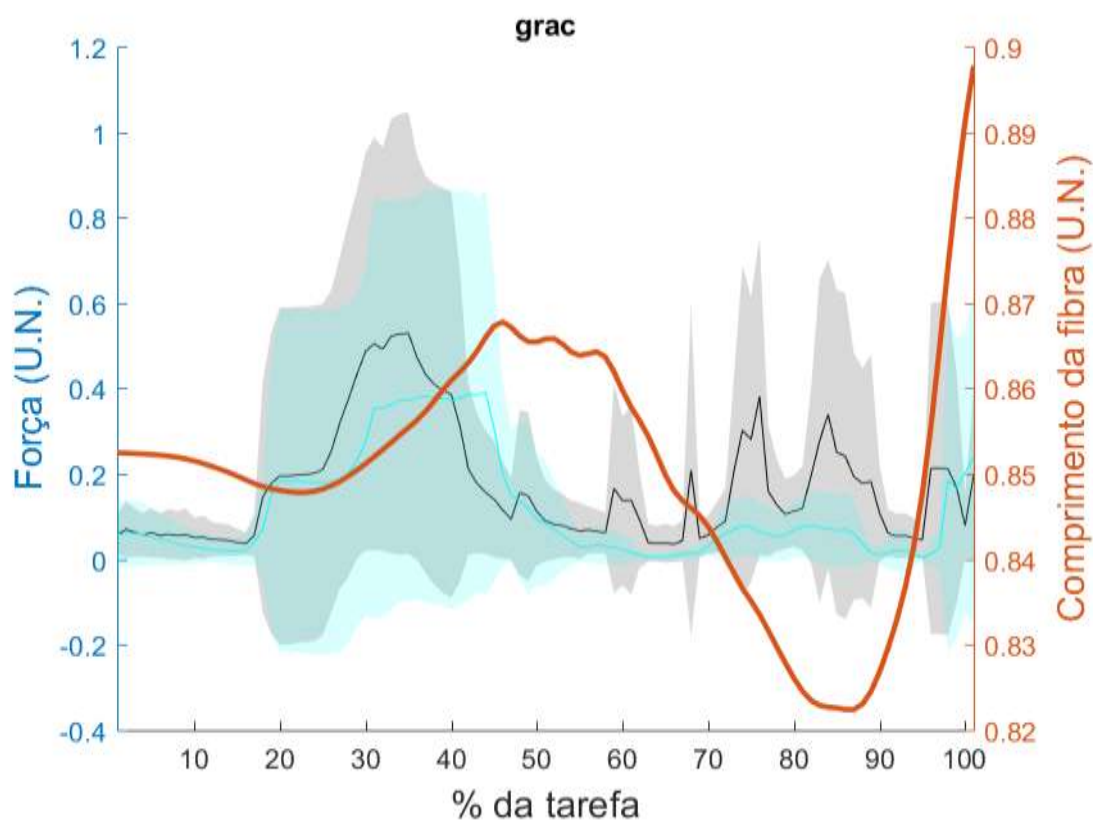
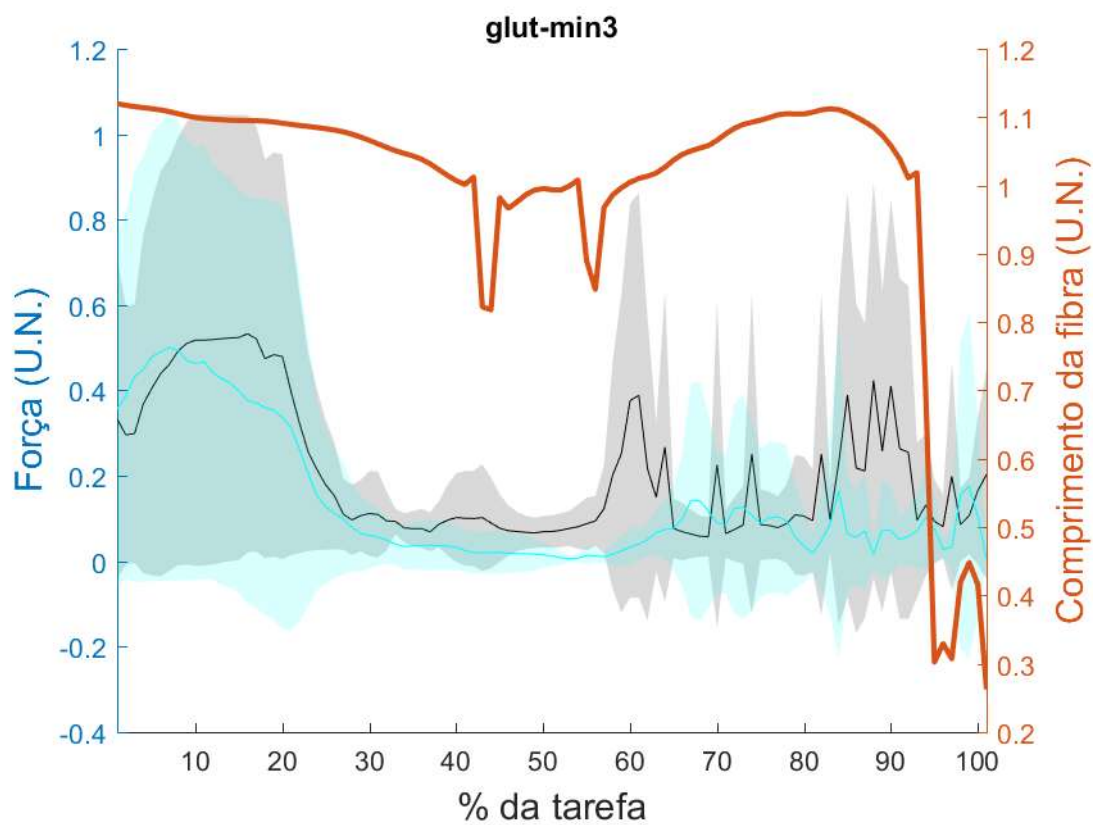


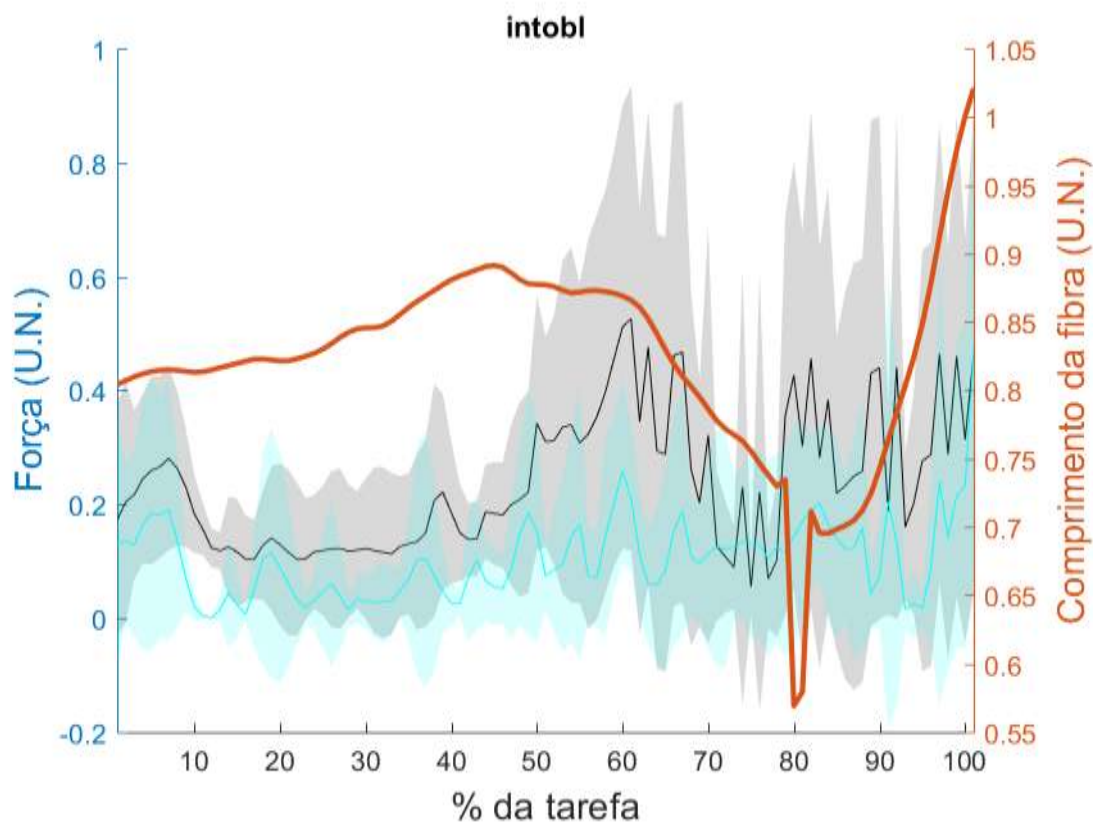
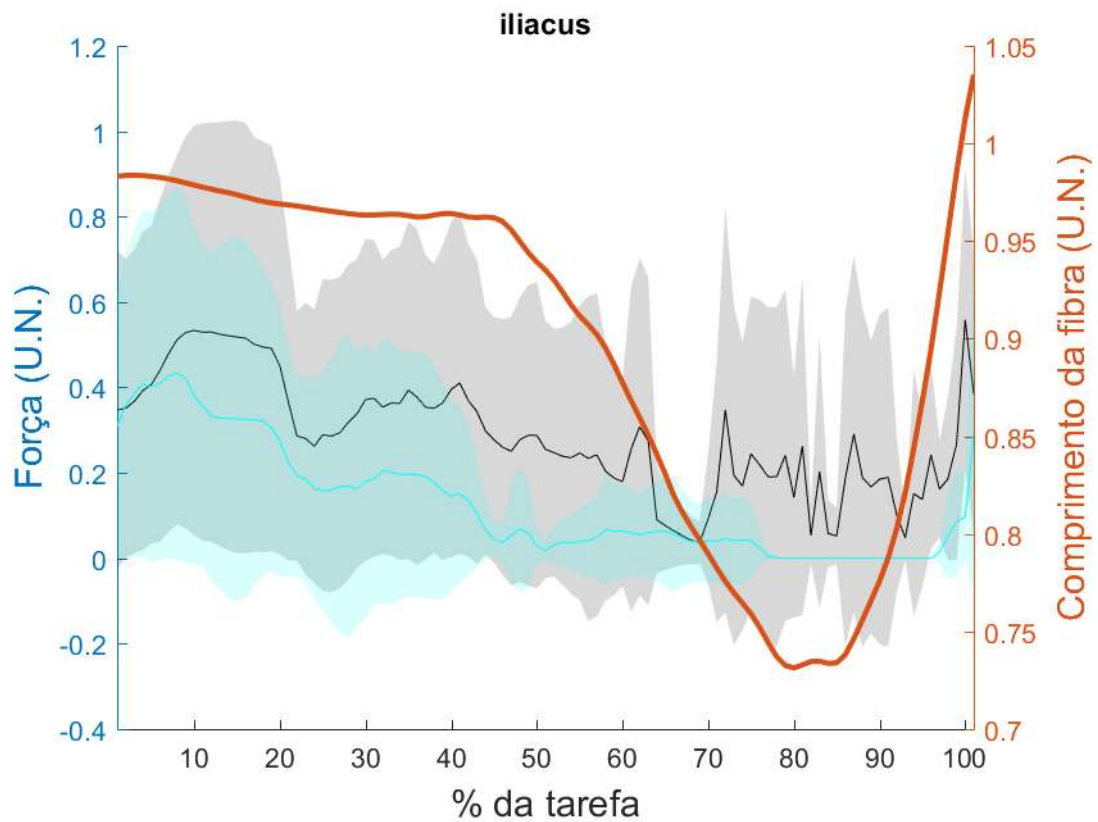


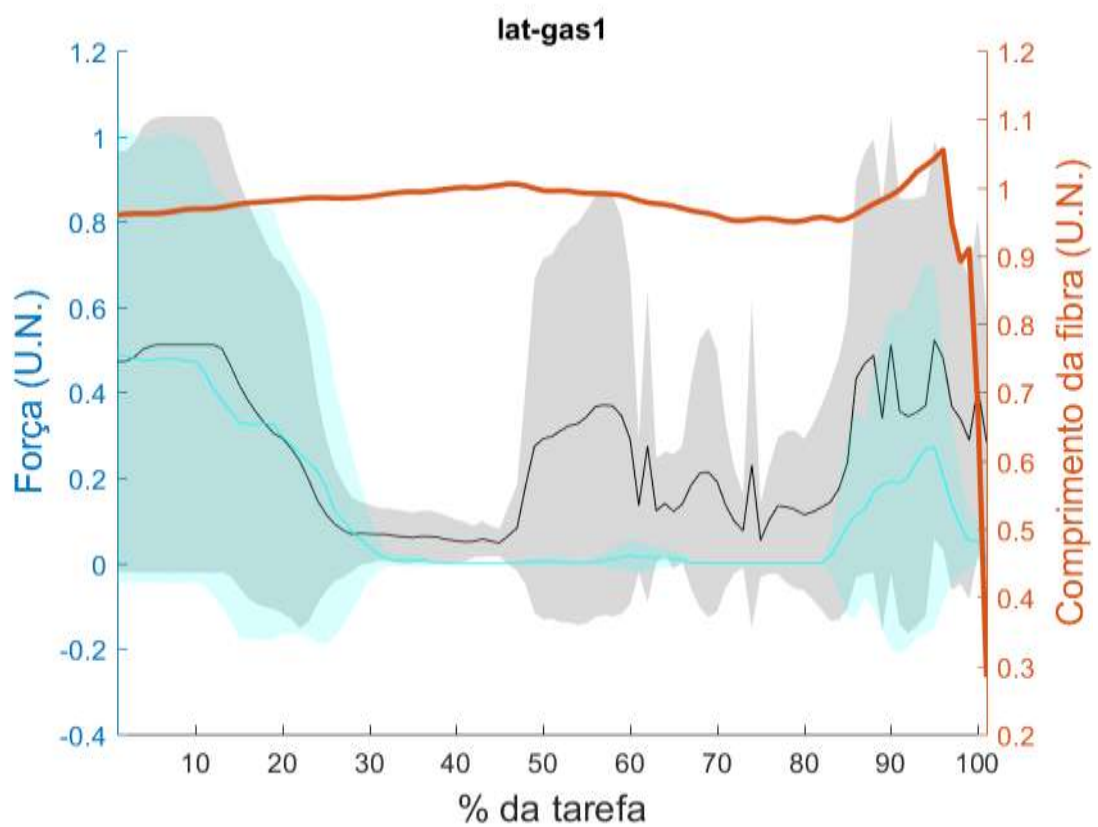
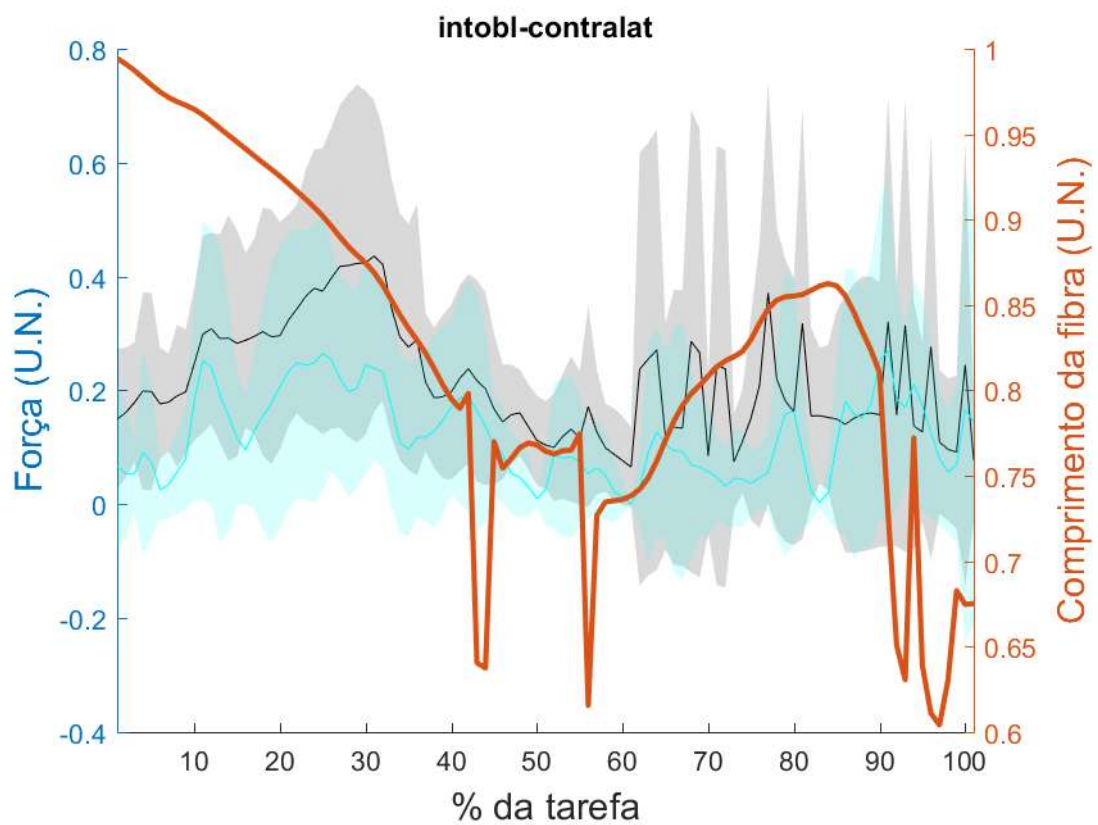


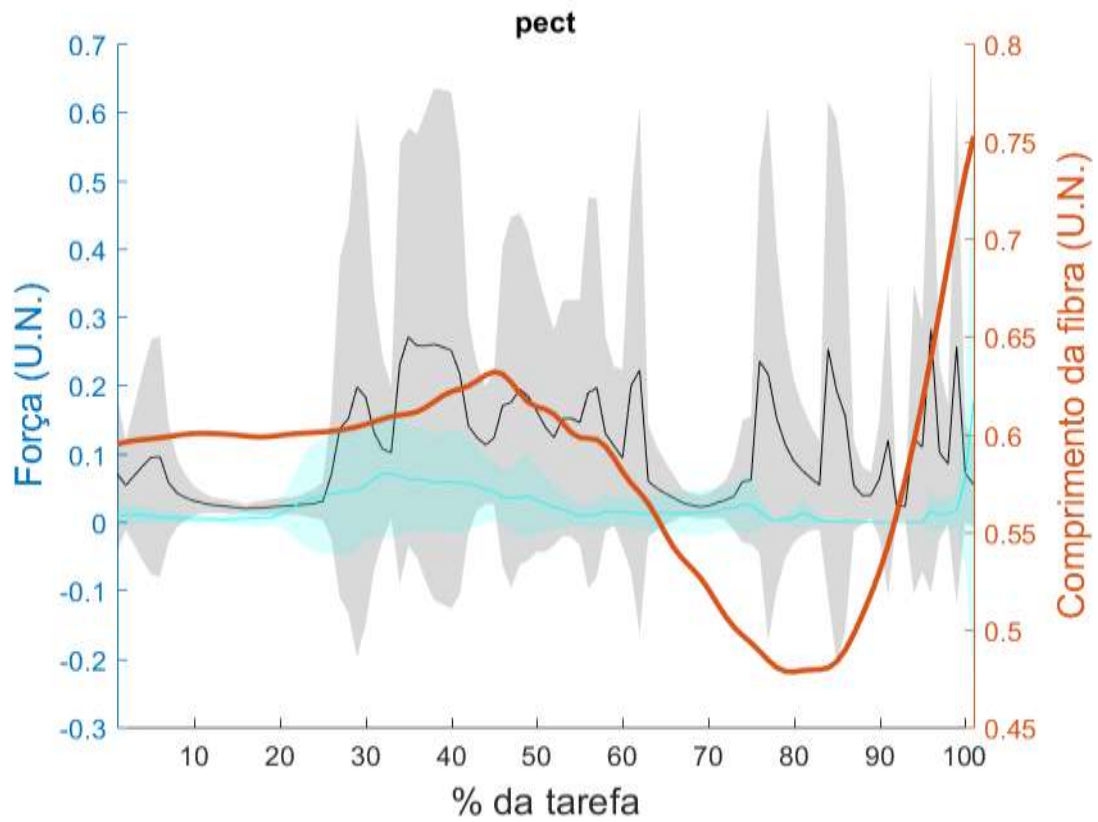
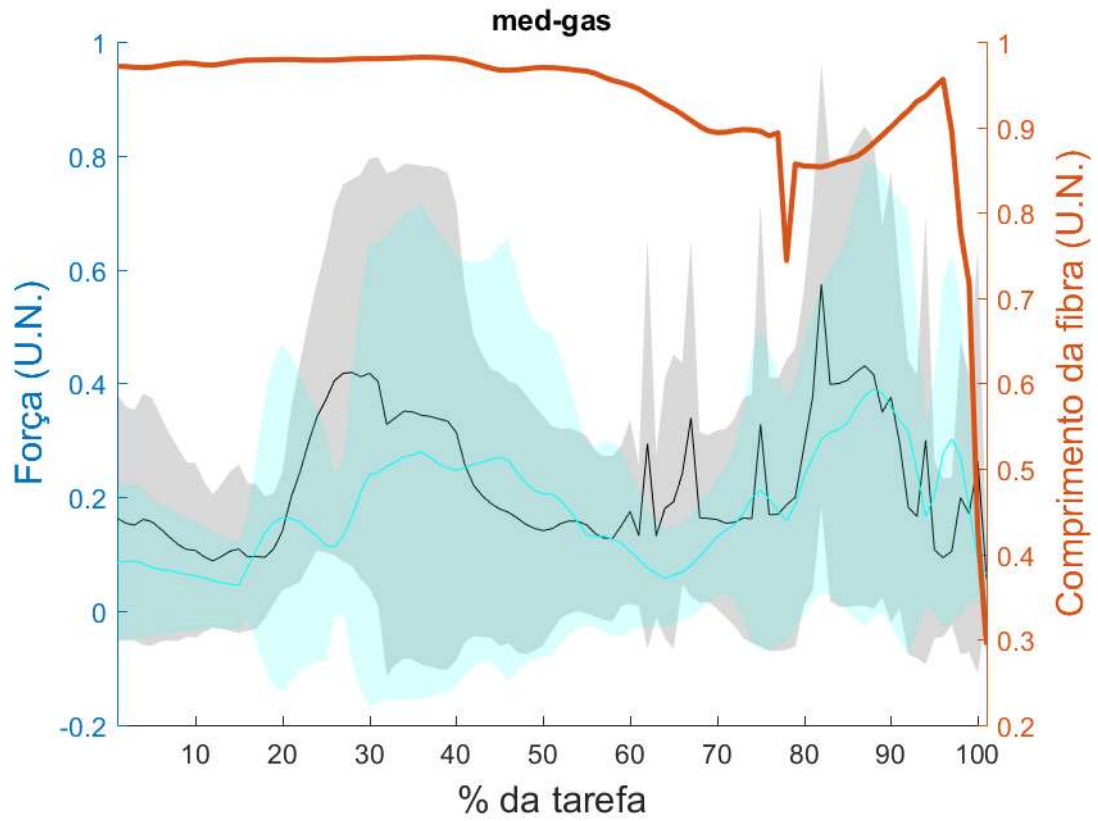


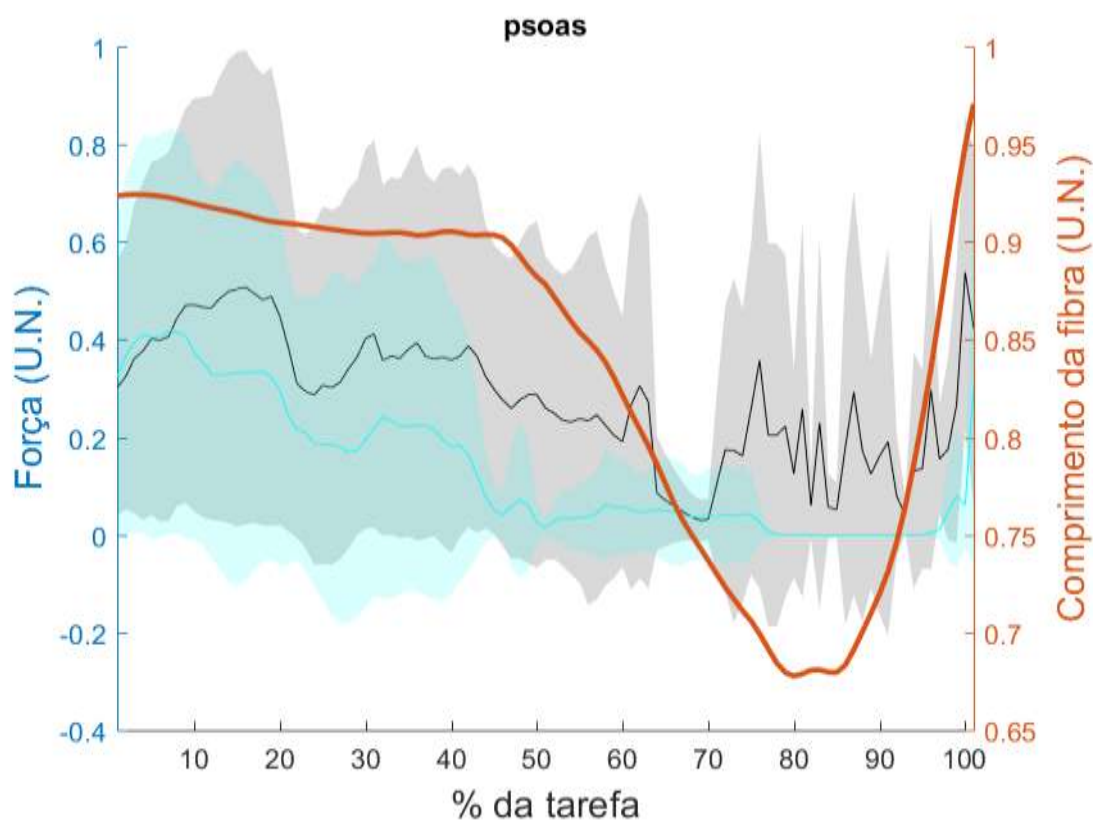
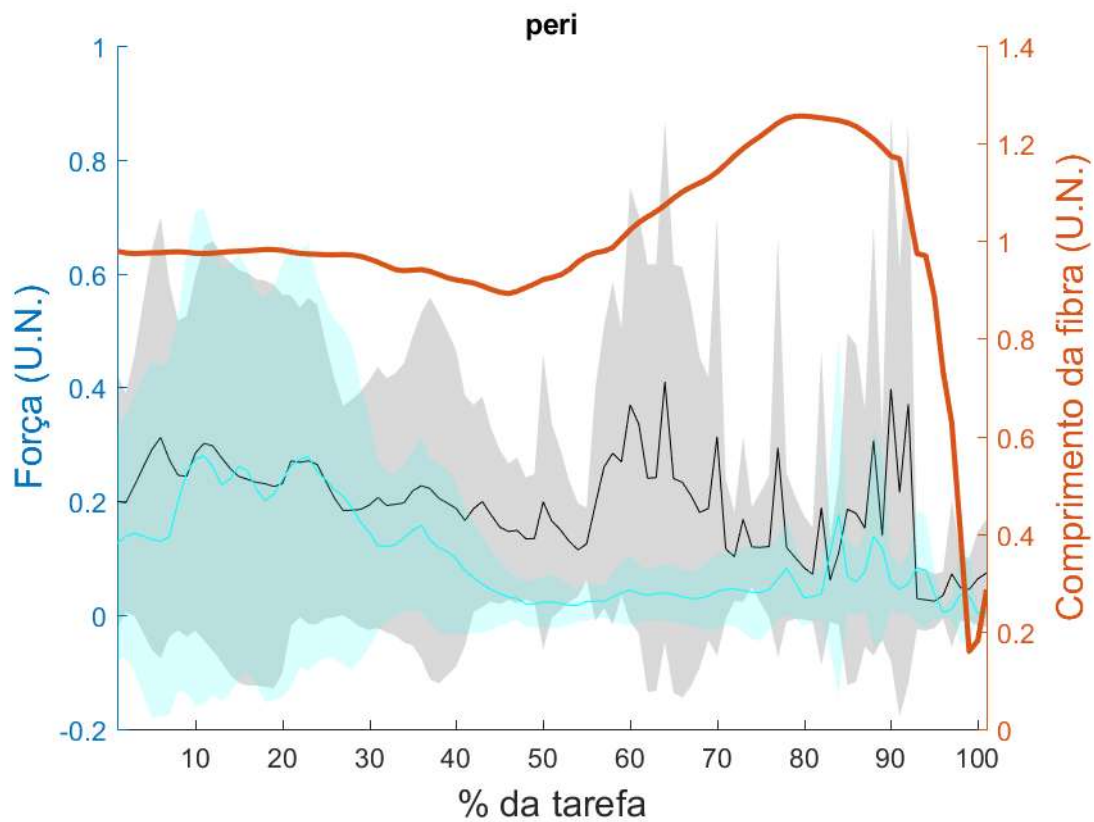


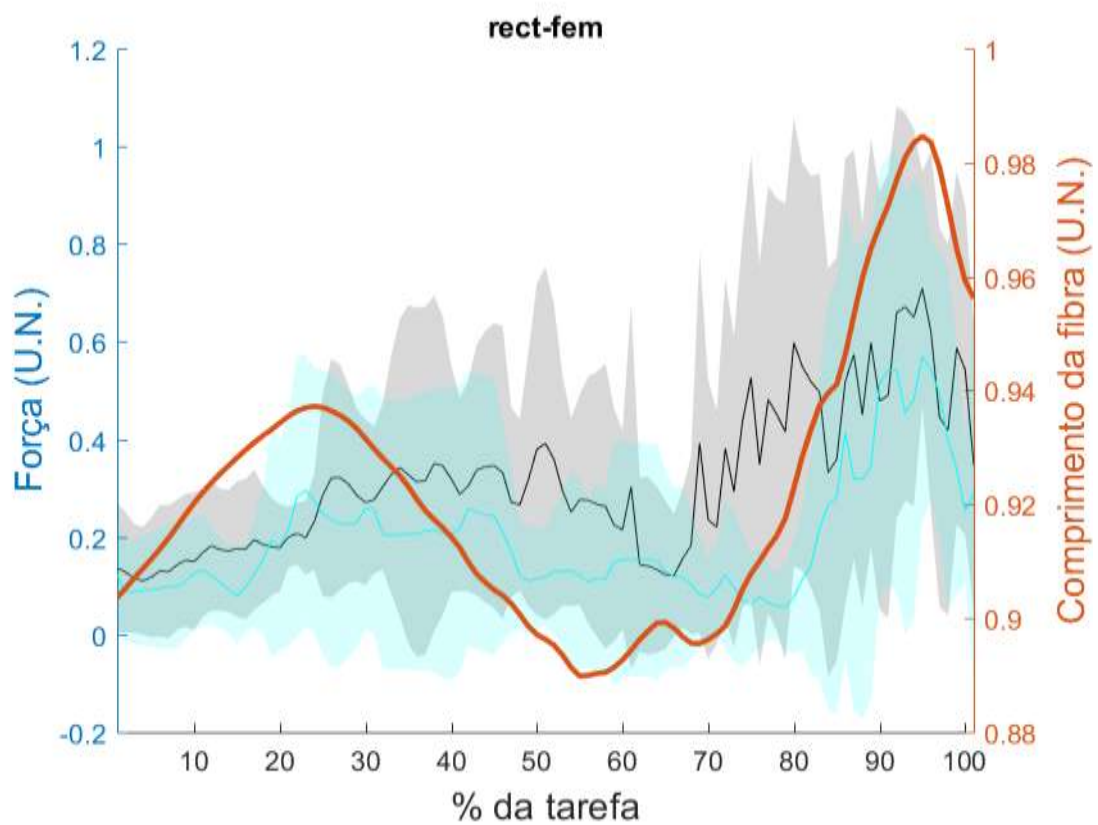
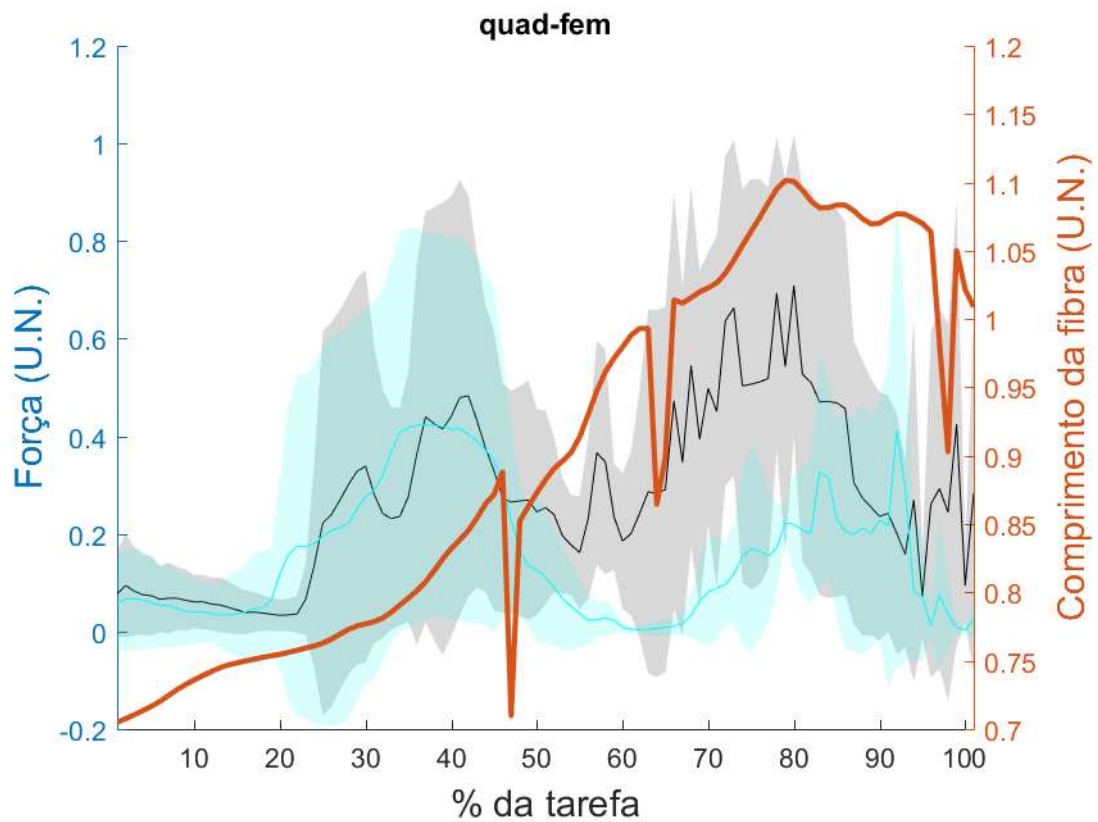


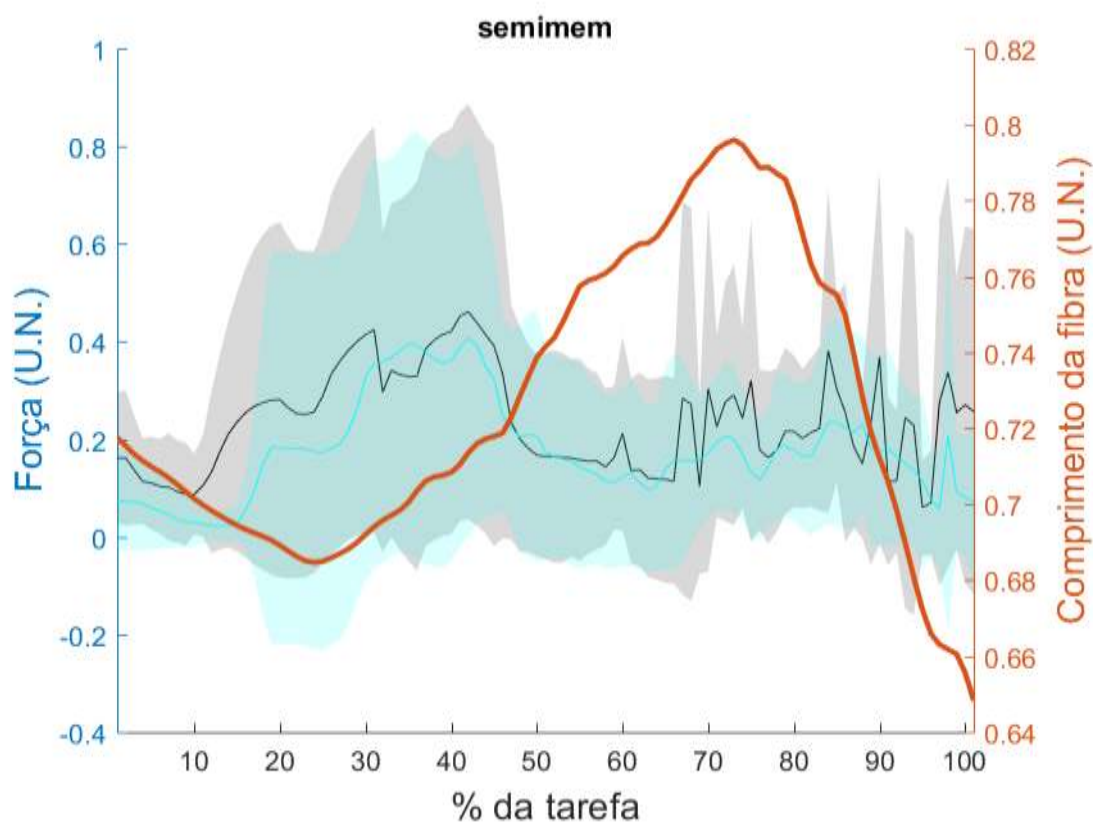
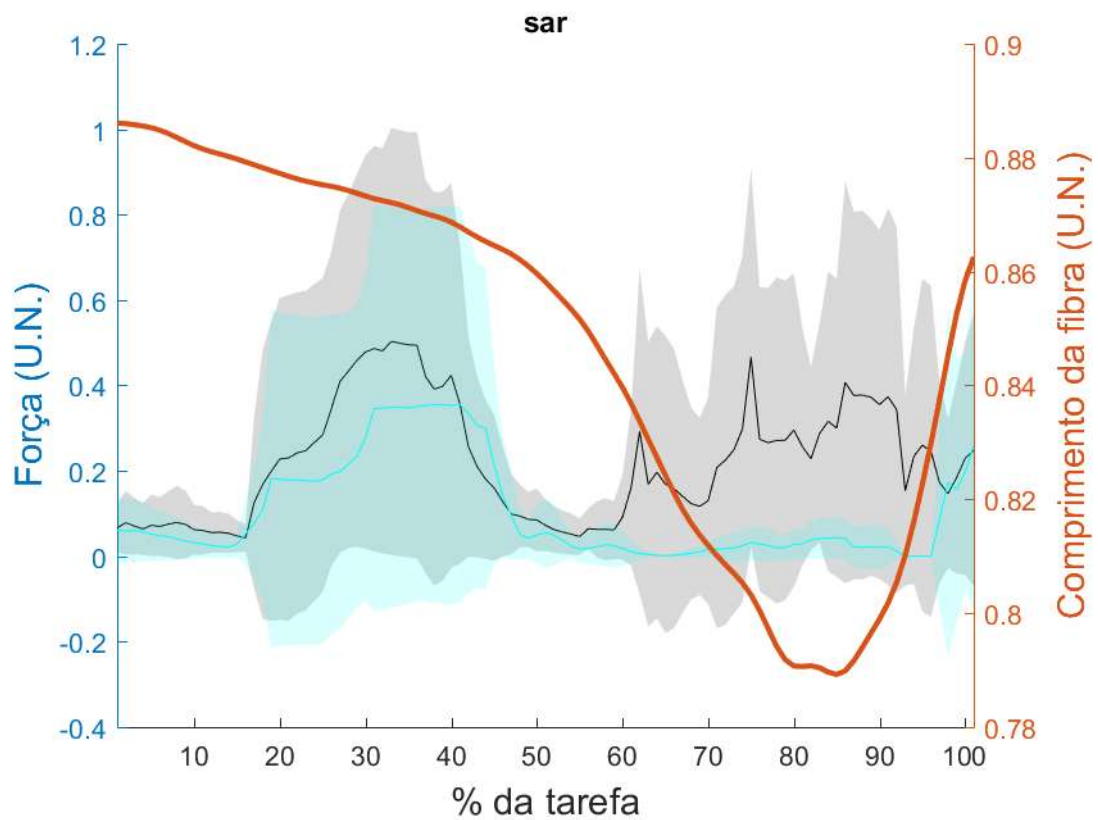


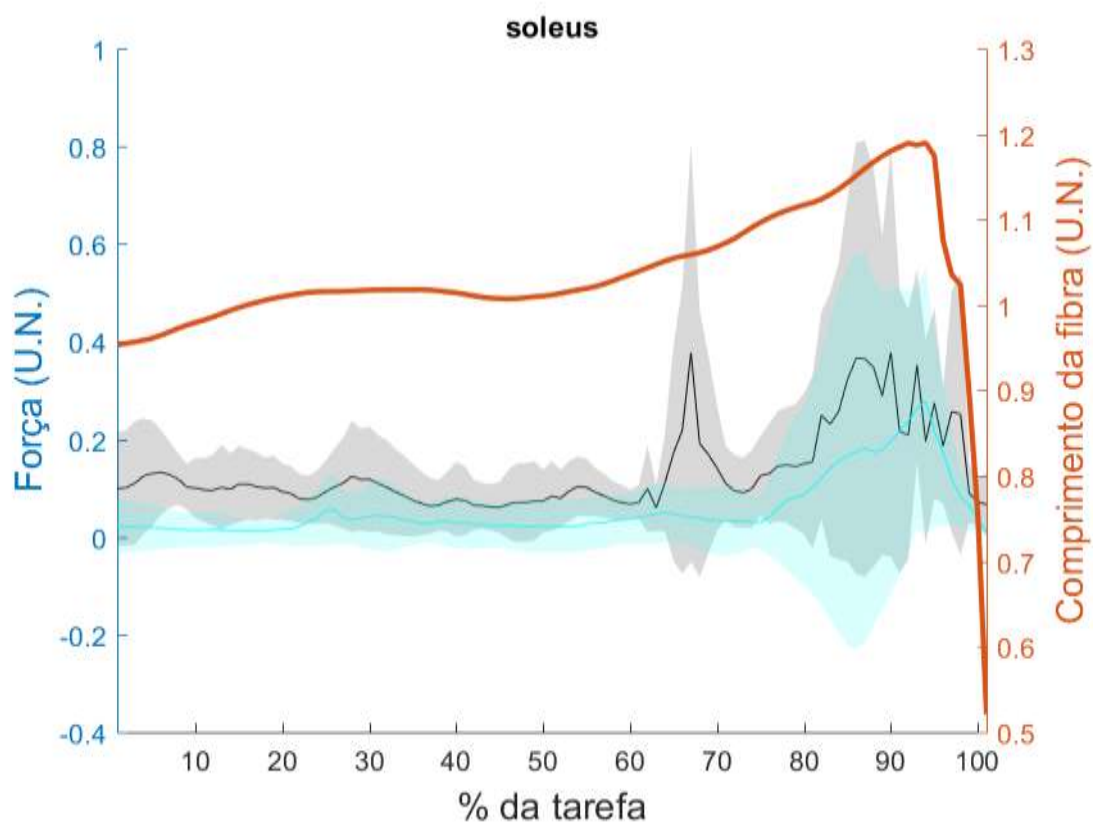
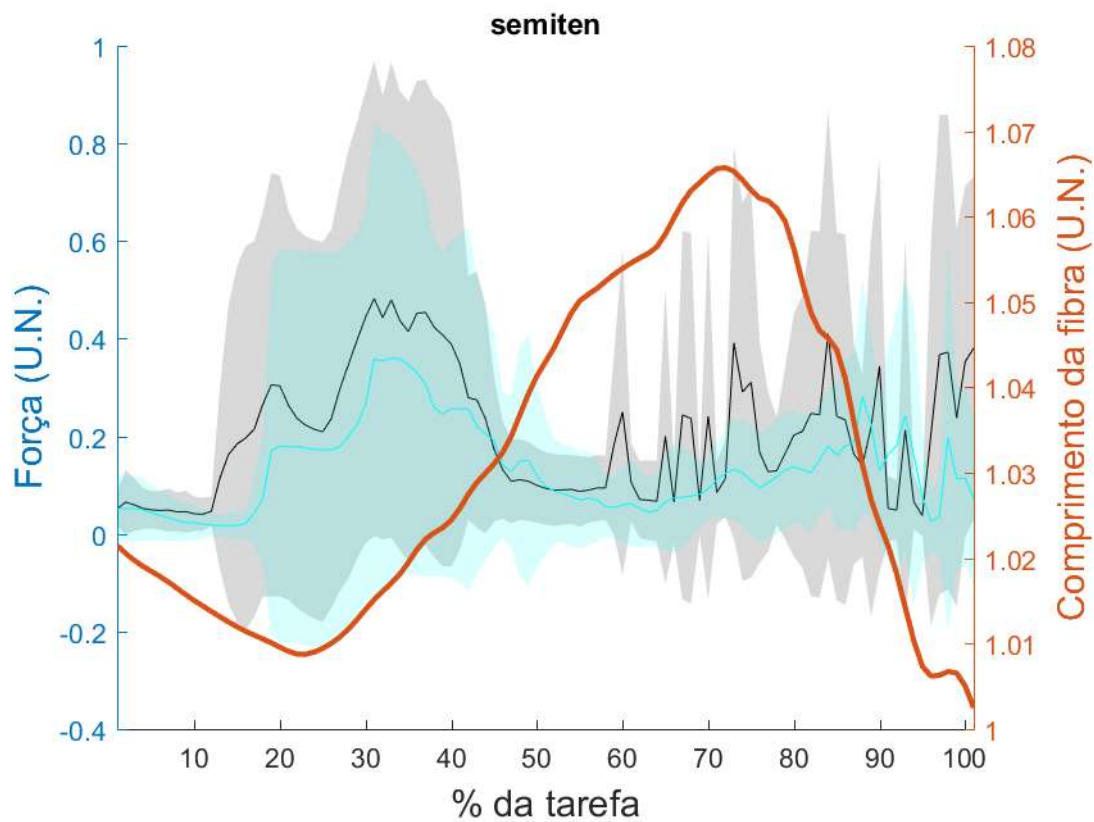


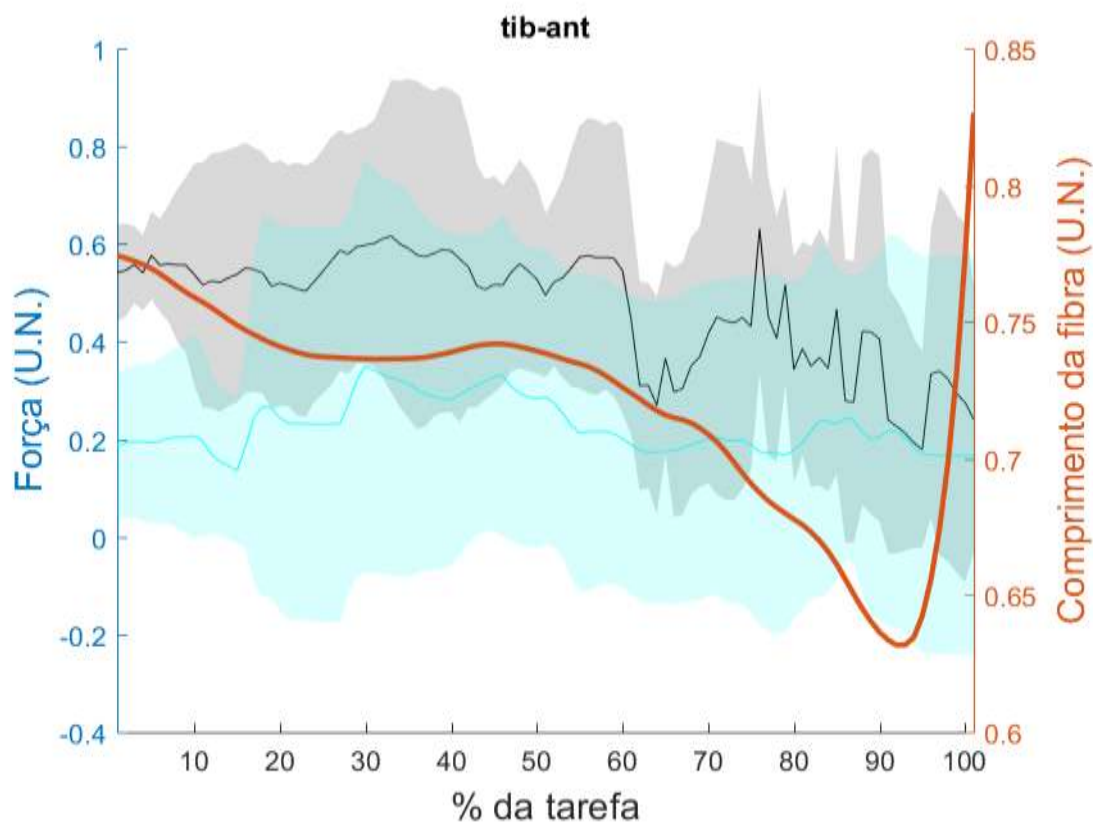
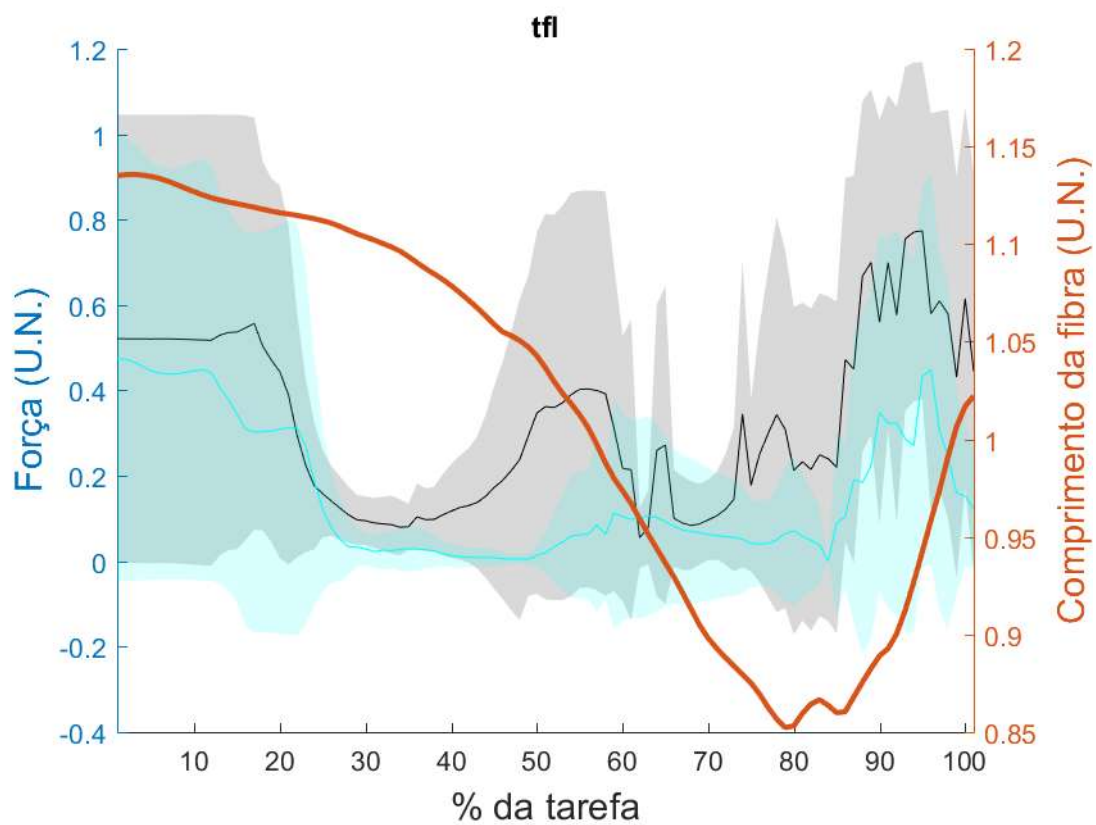


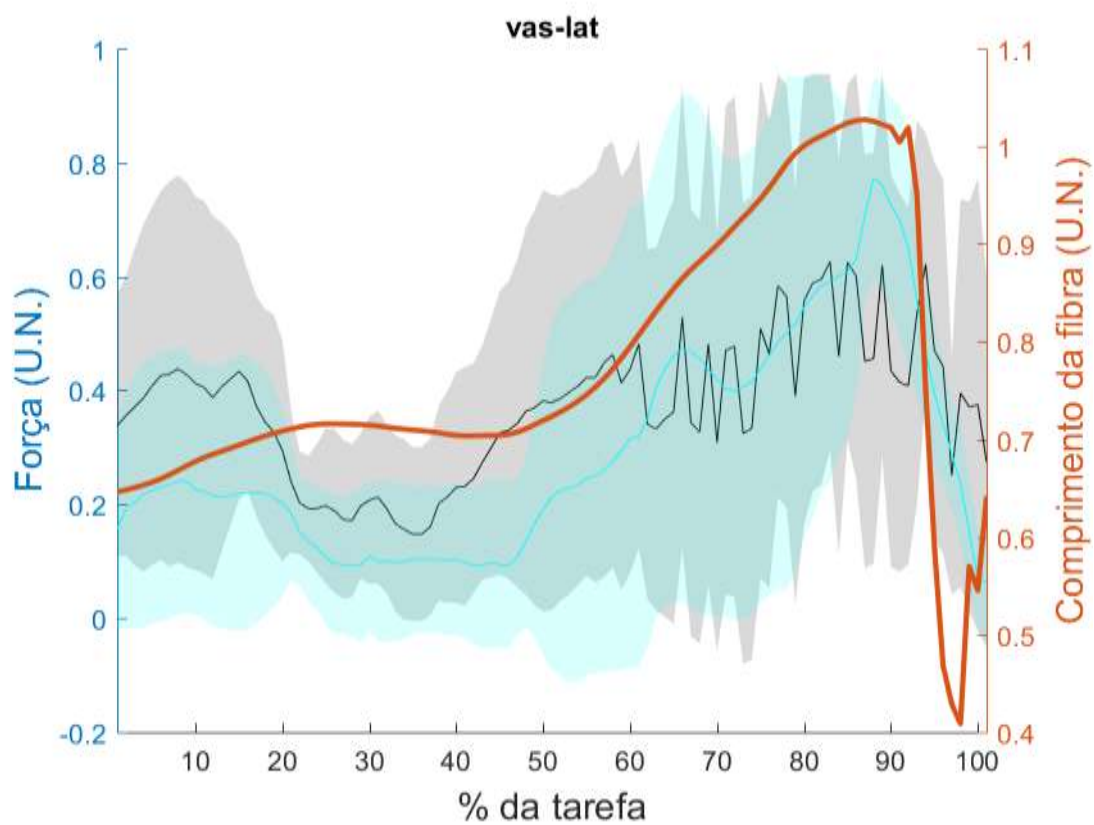
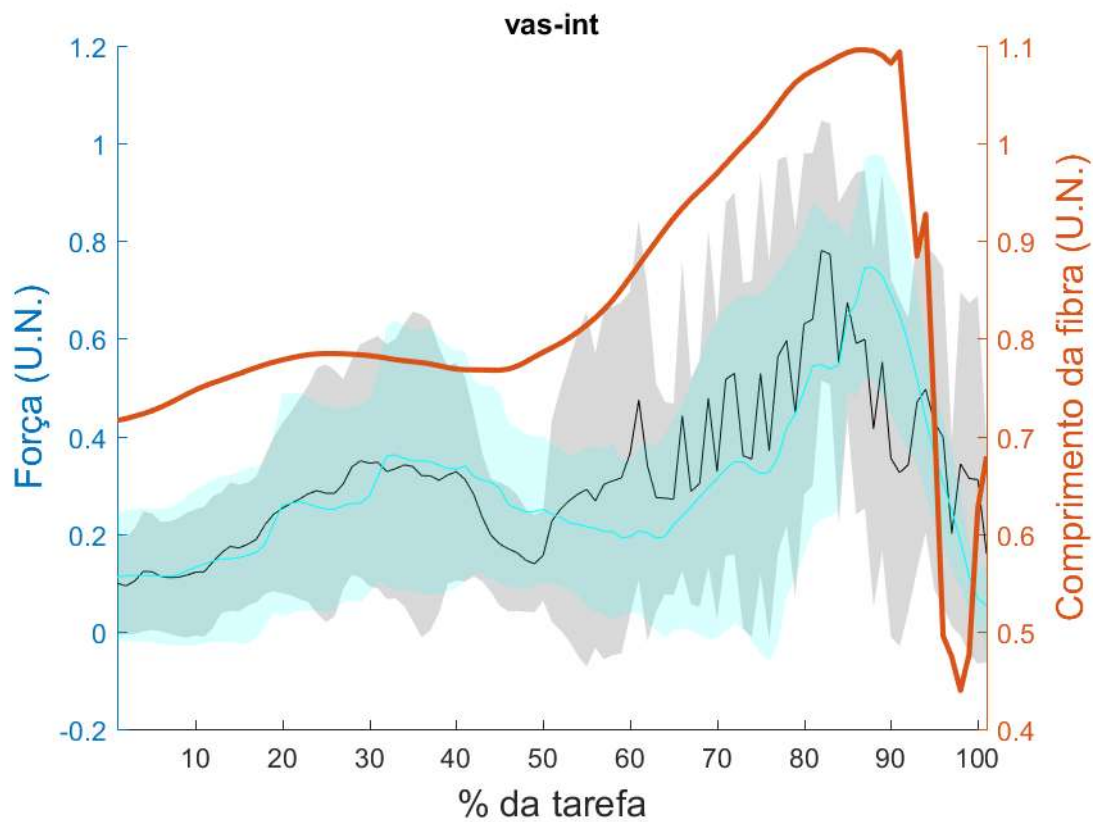


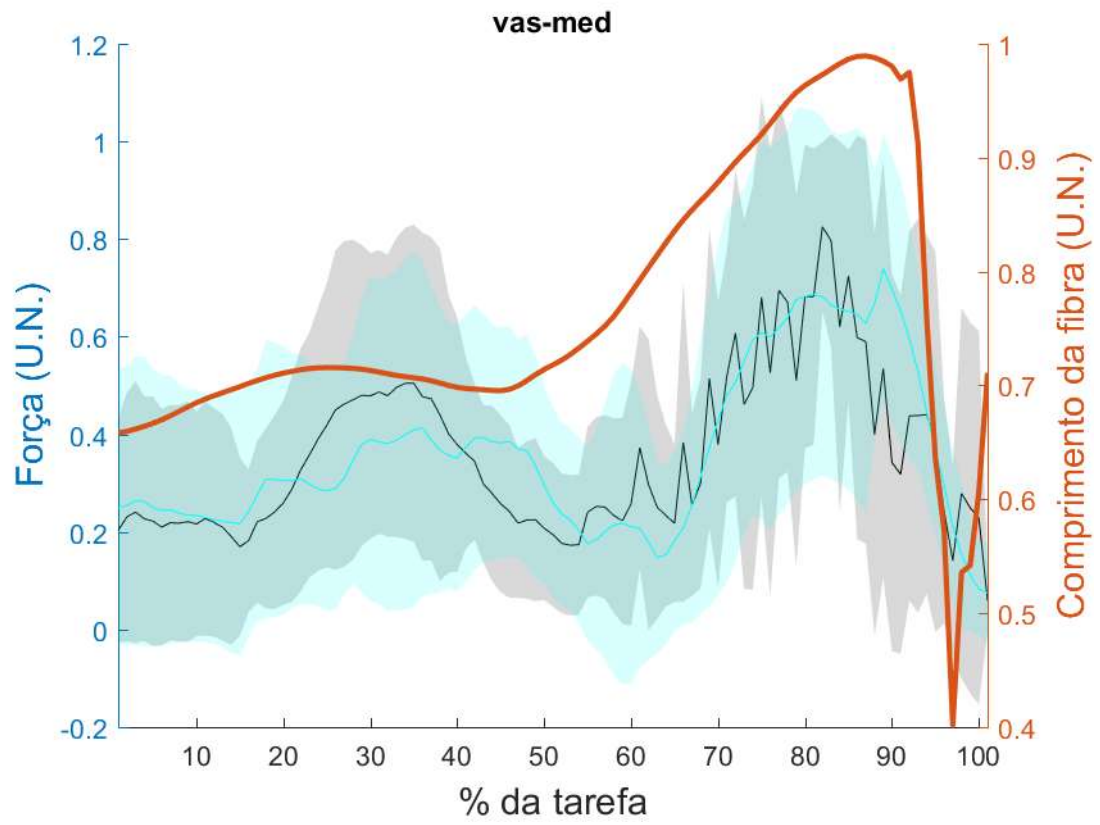












Anexo III

Predicting muscle forces during the propulsion phase of single leg triple hop test

Felipe Costa Alvim^{1*}, Paulo Roberto Garcia Lucareli², Luciano Luporini Menegaldo¹

1- Biomedical Engineering Program, COPPE, Federal University of Rio de Janeiro,
Rio de Janeiro, Brazil

2- Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory,
Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil

*Corresponding author, phone: +55 (21) 3938 8629; fax: +55 (21) 3938-8591; e-mail:
felipe.alvim@gmail.com

Keywords: triple hop test, inverse dynamics, static optimization, computed muscle
control

Word count: 2994

Predicting muscle forces during the propulsion phase of single leg triple hop test

Abstract

Functional biomechanical tests allow the assessment of musculoskeletal system impairments in a simple way. The muscle force synergies associated with the movement can provide additional information for the diagnosis. However, such forces cannot be directly measured noninvasively. This study aims at estimating the muscle activations and forces exerted during the preparation phase of the single leg triple hop test. Two different approaches were tested: static optimization (SO) and computed muscle control (CMC). As an indirect validation, the model-estimated muscle activations were compared with surface electromyography (EMG) of selected hip and thigh muscles. Ten physically healthy active women performed a series of jumps, while reaction forces, kinematics, and EMG data were recorded. An existing OpenSim model with 92 musculotendon actuators was used to estimate the muscle forces. Reflexive markers' data was processed using OpenSim Inverse Kinematics tool. Residual Reduction Algorithm (RRA) was applied recursively before running SO and CMC, using for both the same adjusted kinematics as inputs. Both approaches presented similar residual actuators amplitudes. However, SO showed a better agreement between the estimated activation and EMG of some muscles. The workflow presented in this study can be used to estimate muscle forces during the preparation phase of single leg triple hop test and allows investigations upon muscle activation and coordination.

1. Introduction

Isolated findings of physical assessment can frequently be poorly related to functional impairments. Otherwise, biomechanical evaluations of athletic performance and clinical conditions can be performed through functional exercises. Single leg triple hop test (SLTHT) can provide more relevant information on the knee stabilizer muscles than isolated isometric or isokinetic torques analysis [1,2,3].

Muscle force estimations in high demand tests have the potential to predict functional performance and define treatment plans. Musculoskeletal models allow estimating muscle synergies in terms of forces and activations during a functional task [4,5,6]. OpenSim is an open source software that combines musculoskeletal models and experimental data [7] allowing several kinds of analysis. Among them, muscle force estimations can be performed through inverse dynamics associated with static optimization (SO), or through computed muscle control (CMC) [8].

Main kinematics changes in patients with patellofemoral pain syndrome occurs in both preparation and landing phases of (SLTHT) and preparation phase has higher angular peaks [9]. This condition was also related to movement asymmetries and muscle recruitment timing alterations during weight bearing [10]. Several muscles present such alterations, including gluteus medius [11], hamstrings [12] and the different portions of the quadriceps femoris [13]. Thus, the knowledge of muscle forces during preparation phase of SLTHT may provide useful information for clinics. The present study has two objectives, regarding the preparatory phase of SLTHT. The first is comparing the residual actuators forces and torques (see Methods sec.), as well as activation

estimations, obtained from two different numerical approaches: SO and CMC, with surface EMG of gluteus maximus (GMax), gluteus medius (GMed), vastus lateralis (VL) and biceps femoris (BF). This test will indicate whether the estimations can be considered consistent with the experimental data for the main muscles involved in the task. The second objective is estimating the lower limb muscle forces and analyzing muscle synergies associated with this task, in a group of normal subjects.

2. Methods

2.1. Sample and experimental protocol

Ten physically healthy active women (23.2 ± 4 years, 59.3 ± 5.8 kg and 1.63 ± 0.06 m) with no history of lower limb injury were recruited to participate in the study. They reviewed and gave written informed consent. The study has been approved by the Universidade Nove de Julho Research Ethics Committee.

The volunteers performed a series of SLTHT while reaction force, kinematics and EMG data were recorded. Reflexive markers were attached to the skin according to the Vicon Plug-in Gait biomechanical model [14]. Eight infrared cameras (SMART-D BTS, Milan, Italy), sampling at 100 Hz, recorded the markers' trajectories. Kinematics was filtered using a fourth-order, zero-lag, Butterworth, 12 Hz low-pass filter [3]. A force plate (model 9286A, Kistler group, Winterthur, Switzerland) sampling at 400 Hz was used to record ground reaction force (GRF), filtered with a zero-lag, 12 Hz low-pass filter. Surface EMG data has been registered by a wireless system (FREE EMG, BTS Bioengineering, Milan, Italy) with four channels sampling at 1000 Hz per channel

digitalized by a 16-bit A/D converter and synchronized with the kinematic and force plate data. After skin preparation, surface electrodes (Medi-Trace 200 Kendall Healthcare/Tyco, Canada) were positioned according to Hermens et al. [15]. EMG data was filtered with a 3 Hz low-pass, zero-lag, second-order Butterworth filter. All signals were normalized by the subject isometric maximum voluntary contraction (MVC) EMG [16].

After warming up, each volunteer performed three consecutive single-leg hops, aiming to reach the greatest possible distance, with rest between two trials. A dataset of one representative trail for each subject was selected for data processing. More details of the protocol are found in Bley et al. [3].

The preparatory phase of SLTHT starts with one leg standing in the initial preparatory phase (IPP) and finishes at the end preparatory phase (EPP) when the foot loses contact with the platform. After IPP, the supporting leg knee, trunk and ankle start flexing, and the vertical ground reaction force (GRF) decreases; when knee reaches maximum flexion, the movement reverses towards leg extension, until the foot loses contact with the platform. The analysis was performed during the time window beginning 0.5 seconds before the instant that GRF reaches 90% of body weight and ending when GRF becomes 10% of BW [3], a short time before foot detachment.

2.2.Data processing, biomechanical model and simulations

Experimental data were converted to OpenSim compatible input files using the C3D2OpenSim open source MatLab[®] routines developed by the authors (tutorial and sample files are available at <https://simtk.org/home/c3d2opensim>).

A 21 rigid-bodies, 92 muscles and 37 generalized coordinates (GC) model of the whole human body [17] was modified to allow right and left knee adduction/abduction, adding two more GCs. Before scaling, upper limb joint were locked in the same way as the volunteers. Trunk, pelvis, thigh and shank length and center of mass position were scaled for each subject. The mass was scaled preserving mass distribution among body segments, and the inertia tensor of each segment was modified to reflect the new sizes and masses. An inverse kinematics (IK) problem was solved with OpenSim IK tool, to define the GCs time histories that reduce the errors between virtual and experimental markers [18].

The residual reduction algorithm (RRA) [7,6] was used for reducing errors inherent to markers' data acquisition and modeling procedures. RRA also changes trunk center of gravity and experimental kinematical data (limited to 2 cm for linear and 2° for angular degrees of freedoms). The sum of the residual and ground reaction forces becomes dynamically consistent with the mass-acceleration products of the body segments. Tentative residuals bounds between ground and pelvis joint were set at 20 N for force and 100 Nm for torque reserve actuators. Such values are twice the usually recommended for gait analysis, due to the high torque levels associated with the SLTHT[3]. The residuals obtained after a RRA run were compared to the predefined bounds. The process was repeated iteratively, decreasing the RRA tracking weights related to the degrees of freedom with smaller errors between experimental data and

RRA kinematics. The process was interrupted by one of the stopping criteria: residuals were smaller than the bounds, average RRA reduction between two iterations were less than 5%, or the maximum number of 15 iterations was reached. Optimizer derivative step size and optimizer convergence tolerance were set to 10^{-4} and 10^{-5} , respectively.

The scaled and RRA adjusted model was used for estimating muscle activations during the task, using the inverse dynamics/SO and CMC approaches. RRA increases the consistency with the GRF data of the model and kinematics. Therefore, it is supposed to reduce the needs for residuals actuators in the SO. In OpenSim SO implementation, maximum values for residual forces, called optimal forces, can be defined (see OpenSim documentation for ‘Working with Static Optimization’). If this parameter is small (here, 4 N for force and 2 Nm for torque actuators), a large control effort is needed, what penalizes the cost function. For CMC, the sum of squared actuator controls plus the sum of desired acceleration errors is minimized. Differently of SO, CMC algorithm admits constraining the residuals directly, which are limited to 20 N and 100 Nm to force and torque actuators, respectively.

2.3 Statistics

The errors between the estimated muscle activations and EMG data were assessed using a method proposed by Geers (1984)[19]. EMG can be better comparable to activation than to force since the processing from EMG to activation requires only the integration of the activation dynamics equation. For calculating force, the contraction dynamics should be integrated as well. The errors will be used to evaluate indirectly the accuracy of the muscle force estimations obtained from each approach (RRA+SO and CMC).

Geersmethod is based on the calculus of magnitude M (eq. 1) and phase P (eq. 2) errors between two curves.

$$M = \sqrt{\frac{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} c(t)^2 dt}{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} m(t)^2 dt}} - 1 \quad (1)$$

$$P = \frac{1}{\pi} \cos^{-1} \frac{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} m(t) c(t) dt}{\sqrt{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} m(t)^2 dt \frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_2}^{t_1} c(t)^2 dt}} \quad (2)$$

where $m(t)$ is the measured EMG, $c(t)$ is the activation, and t_1 to t_2 is the time span of interest. Furthermore, C (eq. 3) combines errors from magnitude and phase and produce a single value for a global comparison. M and P should approach to zero when no differences of magnitude and phase exist between the curves.

$$C = \sqrt{M^2 + P^2} \quad (3)$$

A Wilcoxon rank sum test was used to identify the differences between M , P and C obtained with RRA+SO and with CMC, relatively to the EMG. All statistical tests were performed with a significance level of 5%.

3. Results

Residual forces and torques (average values \pm SD and maximum) obtained after RRA+SO were similar to RRA only (Table 1). Figure 1 shows the residuals obtained throughout the RRA iterations (fading shades of gray) and after the RRA+SO (dashed). The CMC residuals remained within the predefined limits, as expected.

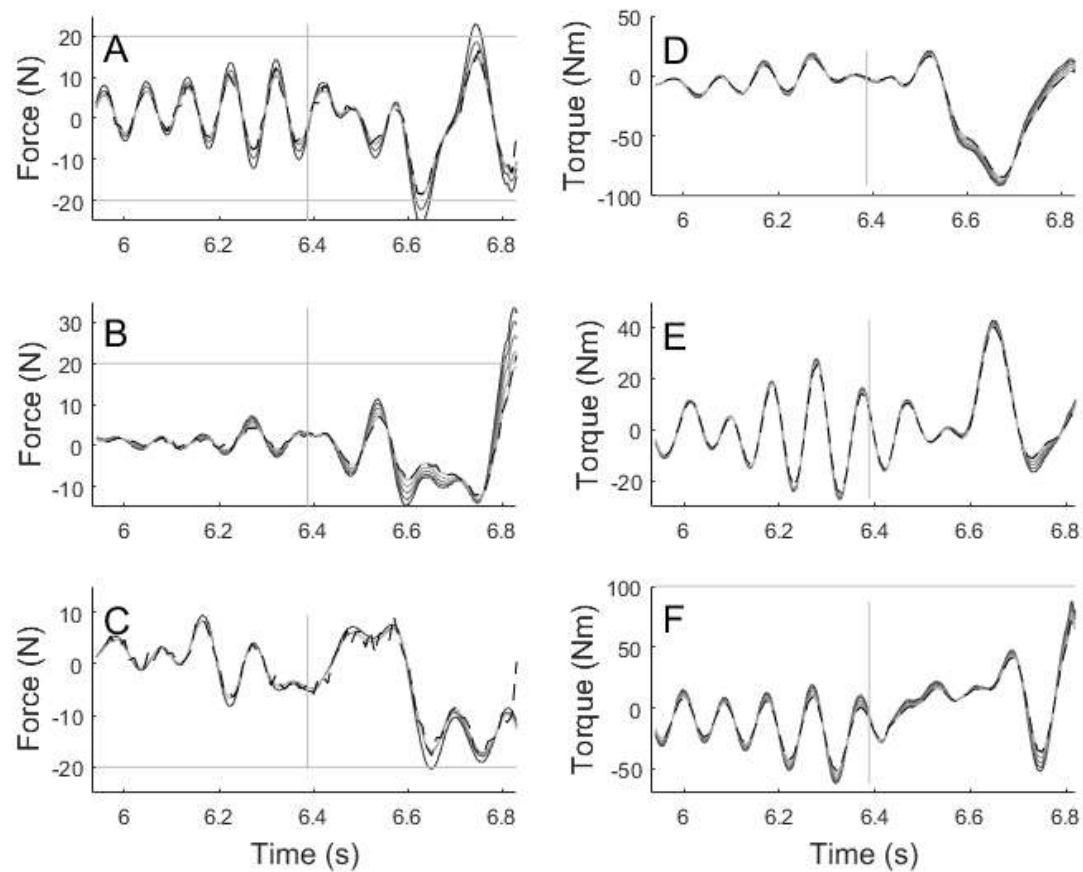


Figure 1: Iterative residuals reduction by applying the RRA recursively, for one trial. Fading gray shaded lines (from darker to lighter) represent the successive iterations. The dashed line corresponds to the static optimization result using the output of the last RRA run. Horizontal gray lines mark the desired residual bounds. The gray vertical line indicates the beginning of the descending phase in the SLTHT preparation phase. For this trial, the task lasts for 1.15 seconds. Residual forces for x, y and z-axis: (A), (B) and (C), respectively. For residual torques: (D), (E) and (F).

Table 1: Mean \pm standard deviations (maximum values) of residual actuators forces and torques, after performing iteratively the RRA and further the static optimization (RRA+SO). (n = 10)

	RRA	RRA+SO
FX (N)	-1.08 \pm 8.6 (52.63)	-1.16 \pm 8.71 (52.87)
FY (N)	0.58 \pm 2.39 (13.71)	0.18 \pm 2.9 (20.58)
FZ (N)	0.71 \pm 1.97 (7.47)	0.8 \pm 1.92 (4.8)
MX (Nm)	-5.17 \pm 7.25 (24.84)	-7.12 \pm 7.93 (24.55)
MY (Nm)	1.19 \pm 4.1 (19.04)	1.24 \pm 4.14 (16.89)
MZ (Nm)	-8.81 \pm 9.27 (44.39)	-6.3 \pm 9.49 (41.75)

Joint angles and corresponding moments (average \pm SD) are shown in Figure 2. Pelvis tilts anteriorly during the entire movement, despite a tendency towards posterior tilt moment in last 10% of the task (Figure 2A). The pelvis side contralateral to the supporting leg rotates anteriorly and downwards in the frontal and transverse planes, as the volunteer descends her center of mass. During the propulsion phase (that starts at about 80% of the task), pelvis rotates upwards and posteriorly (Figure 2B and 2C). This movement is accompanied by internal followed by external rotation of the hip (Figure 2F). Hip stands in a slightly adducted position, moving towards abduction during maximal power production (Figure 2E). In the sagittal plane, hip stays flexed in the most of the task and extends in the last 20% (Figure 2D). A similar pattern is observed for the knee (Figure 2G). Knee also tends to adduct (Figure 2H). The ankle flexes dorsally and until 90% of the task, followed by a vigorous plantarflexion (Figure 2I).

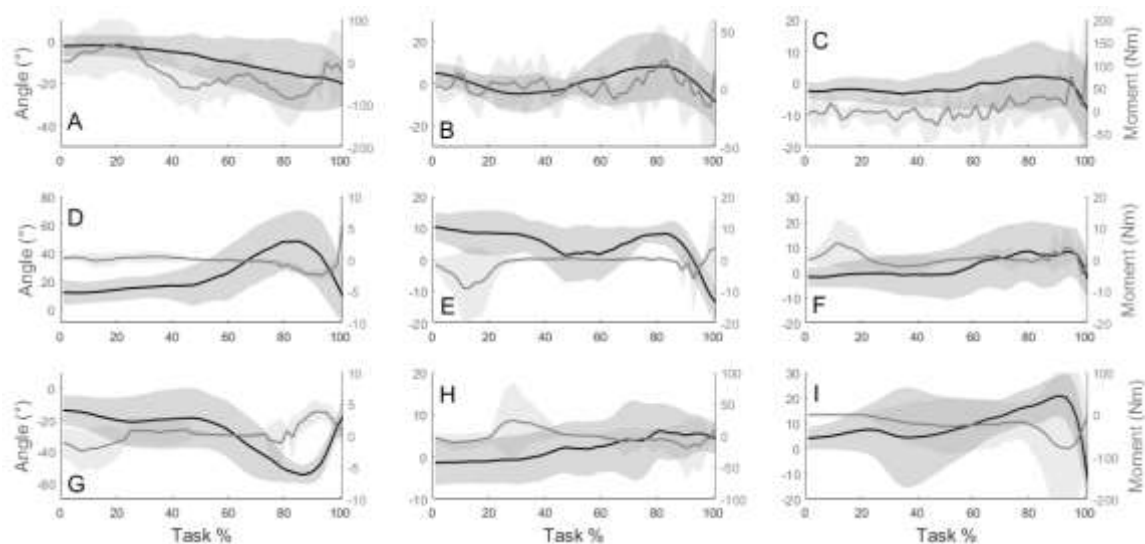


Figure 2: Joint angles \pm SD (black line and left y-axis) and corresponding moments \pm SD (gray line and right y-axis). A: pelvis tilt (+ anterior tilt); B: pelvis list (+ superior pelvis tilt to the jumping side), C: pelvis rotation (+ posterior pelvis rotation contralateral to jumping side), D: hip flexion (+ flexion), E: hip adduction (+ adduction), F: hip rotation (+ internal rotation), G: knee angle (+ extension), H: knee adduction (+ adduction) and (I) ankle angle (+ dorsiflexion).

Muscle activation estimations, averaged among all subjects, for GMax, GMed, BF, and VL, are shown in Figure 3, using either RRA+SO or CMC, compared to the normalized EMG. For Gmax (Figure 3A), a good agreement can be observed among EMG, SO and CMC estimations. GMed activation (Figure 3B) presented a better concordance with EMG in the second half of the task. CMC was apparently more accurate than SO at the beginning of the movement for BF (Figure 3C). However, this pattern inverts in the last part. Finally, for VL (Figure 3D) SO estimation apparently presented a good agreement with EMG while, in the first half of the task, CMC provided poorer results. Mean values of M , P and C errors between EMG and activation, for both methods, are shown in Table 2. For C , SO presented significantly smaller errors than CMC for GMax ($p < .01$) and VL

($p < .01$). For GMax, both M and P were statistically significantly lower ($p < .01$) for SO than CMC; for VL, only P error was smaller ($p = .03$).

Table 2: Median values of M , P and C between EMG and muscles activation estimations for RRA + SO and CMC algorithms. p-value from statistical analysis between the two estimation errors.

Muscle		M	p-value	P	p-value	C	p-value
gluteus maximus	RRA + SO CMC	.12 .61	<.01*	.18 .35	<.01*	.21 .64	<.01*
gluteus medius	RRA + SO CMC	.11 .15	.45	.30 .39	.10	.43 .49	.26
biceps femoris	RRA + SO CMC	.10 .33	.53	.26 .31	.32	.44 .59	.45
vastus lateralis	RRA + SO CMC	.01 .17	.21	.19 .35	.03*	.19 .69	<.01*

* indicate statistical difference found in the medians between groups.

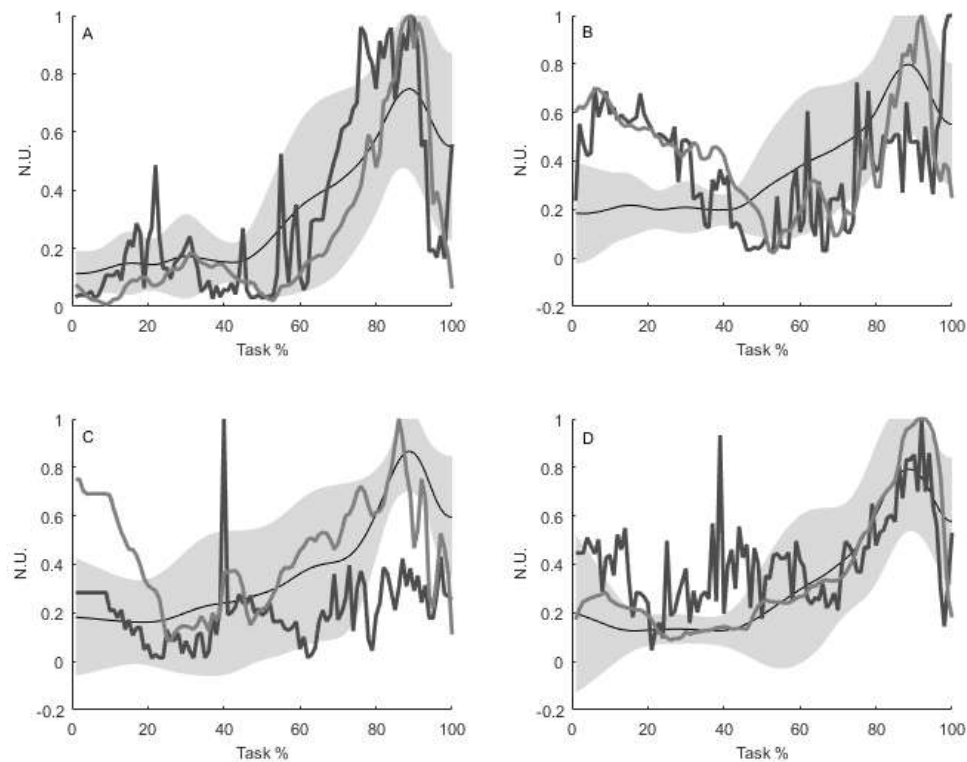


Figure 3: Muscle activation estimations \pm SD, by static optimization (light gray line), computed muscle control (black line) and normalized surface EMG (thin continuous line, ± 1 SD)($n=10$). (A) gluteus maximus; (B) gluteus medius; (C) biceps femoris long head; and (D) vastus lateralis; N.U. – normalized unities.

The averaged tendon force ($n=10$ subjects) normalized by muscle maximum isometric force \pm SD and averaged muscle fiber length, normalized by optimal fiber length, of all modeled muscles, are shown in the Supplementary Material. In general, the first half of the movement was characterized by ankle, knee and hip flexion with eccentric contraction of the extensor muscles, slowly lowering the center of mass. This pattern was remarkable in the hip extensor BF, semimembranosus, semitendinosus, and GMax force patterns. The psoas hip flexor increased anterior pelvic tilt and hip flexion while GMed and minimus stabilized the pelvis in the frontal plane. The knee extensors and ankle plantar flexors were also active in this phase.

The second half of the task is related to high power production to propel the body towards the upper-forward direction. Erector spinae (ipsi and contralateral), adductor magnus, GMax, quadriceps femoris and plantar flexors are highly activated to generate trunk, hip, knee and ankle extensor torques. Muscle fiber normalized lengths show a sudden shortening. GMed and gluteus minimus also stay active, stabilizing the pelvis in the frontal plane.

4. Discussion

The main novelty presented in this paper were the muscle activation and force estimations during the preparation phase of the SLTHT, for a group of healthy young women. A comparison between two methods for muscle estimation was also shown using OpenSim implementation of these algorithms. A previous study comparing both approaches was found [20] for gait and running. The preparation phase of SLTHT is a moderate speed and high force task, relatively prone to larger modeling and experimental errors when compared to a standard task such as normal gait. The kinematical error bounds (2 cm for linear and 2° for angular variables) were satisfied, and the original kinematics did not change significantly. The recursive application of RRA before the SO was able to keep the residual forces and torques within predefined bounds, as expected (Figure 1 and Table 1).

For the muscles with collected EMG (Figure 3), the activation profiles presented a reasonable similarity with EMG in the second half of the task, for both SO and CMC. In the first half, both techniques showed good results for GMax muscle, but for GMed a

poor agreement was observed. For BF, CMC yielded better estimations for the first half of the task, although for VL SO worked better. Statistical tests showed smaller errors in SO activation estimations for GMax and VL compared to CMC. Furthermore, SO activation waveforms were smoother.

CMC uses a proportional derivative (PD) feedback control loop what can introduce phase distortions. We hypothesized that the differences between CMC and SO results with EMG could be associated to phase shift caused by the PD controller. The phase errors were determined by P and magnitude errors by M , resulting a global error variable C (eqs. 1-3) between estimated activations and EMGs. Wilcoxon rank sum test has shown statistical differences between SO and CMC in GMax and VL, for C . Analyzing P and M separately, both were smaller in SO estimation of GMax, compared to CMC. For VL, only P was smaller. Therefore, CMC may introduce phase distortions in the activation estimations. These findings, associated with lower computational times and smoother activation and force curves, suggest that RRA associated to SO is more suitable than CMC for the studied task.

In the SLTHT preparation phase, the volunteer slightly lowers her body center of mass and, then, changes the movement direction, producing high hip abduction, hip extension, and knee extension torques to perform the first jump [2]. The subset of muscles with collected EMG (GM, GMed, BF, and VL) have shown high activity in some phases of the task (Figure 3). Spägle et al. reported EMG data during vertical jump and their results, during the propulsion phase, are similar to ours, except for gluteus medius, which is not reported [6]. Optimal control estimated activations differs from ours for ilipsoas, hamstrings and soleus, what can be related to the use of a simpler

plane model and to the nature of vertical jump, which demands no forward acceleration of the body. Other authors have estimated muscle forces in high torque tasks, such as vertical jumping and running [4,5,6]. The forward dynamics optimal control solution of the bilateral vertical jumping has shown elevated vasti and GMax forces [4]. Here, large GMax, GMed, and erector spinae forces (see Supplementary Material) can also be related to the compensation of the adduction torque produced by the contralateral body weight during single leg support. Hamner and Delp observed increased GMed and VL forces during the early stance phase of running when single leg weight support is required [5].

Net knee flexion torque (Figure 2G) and biceps femoris activity (Figure 3D and Supplementary Material) were observed at the beginning of the movement. The hamstrings are hip extensors and knee flexors, with exception of the BF. However, the knee extensors also showed a moderate activity (Figure 3D and Supplementary Material), possibly to compensate for the knee flexing action of the hamstrings and stabilize the knee by co-contraction. The observed activation and force patterns in this phase are related to controlling eccentrically hip and knee flexion during the descending phase [21]. GMax, adductor magnus, vasti and rectus femoris forces increase in the second half of the task may, associated with the powerful leg extension necessary to perform the single side jump. Corroborating these findings, Pandy and Zajac [4] found high GMax, vasti and plantar flexors contributions during the preparatory phase of the bilateral vertical jump [4].

The plantar flexion torque increases slowly during the eccentric descending phase, presenting a peak in the propulsion, shared by the three components of triceps surae.

Soleus presented smaller force contributions than the gastrocnemii in the descending phase. In the first 30% of the movement, gastrocnemius lateralis exerted higher forces than the medial head; however, in the 20-50% stretch, this pattern inverts. Tibialis anterior performed concentric contraction during the whole descending phase, showing a co-contraction pattern with the plantar flexors.

Some methodological limitations of this paper can be highlighted. The lower limb model from Hammer et al. [17] is formulated upon anthropometric and muscle data from several sources. Maximum isometric muscle force (F_{om}) is a sensitive parameter in Hill-type muscle models [22]; Mass scaling factor for adjusting F_{om} to children has been suggested [23], however, we found no specific technique in the literature to scale F_{om} for young women. In this study, subtalar ankle joint was locked neutral making invertors and eversors estimated muscle forces negligible. Another limitation is the relatively inflexible choice of the CMC performance criterion. The EMG collecting of a few but representative subset of muscles can also be considered a limitation of this study.

5. Conclusions

To conclude, it can be stated that, for the preparatory phase of SLTHT, running the RRA recursively before a static optimization solution is a useful strategy. The combination of both techniques can generate muscle activation estimations closer to EMG measurements, compared to CMC. The residuals are likely to remain small after the SO solution. The calculated muscle activations are coherent with the measured EMG. The joint torques and muscle force synergies are plausible and consistent with

the measured movements. Further work is in progress to compare the muscle force patterns obtained here, for subjects with patellofemoral pain.

Conflict of interest statement

Authors disclose any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence their work.

Acknowledgements

Authors would like to acknowledge Brazilian research funding agencies CNPq, CAPES, FINEP, FAPERJ, and FAPESP.

References

- [1] J. Augustsson, R. Thomee, C. Linden, M. Folkesson, R. Tranberg, J. Karlsson, Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis, *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 16 (2006) 111–120. doi:10.1111/j.1600-0838.2005.00446.x.
- [2] R.T. Hamilton, S.J. Shultz, R.J. Schmitz, D.H. Perrin, Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power, *J. Athl. Train.* 43 (2008) 144–151. doi:10.4085/1062-6050-43.2.144.
- [3] A.S. Bley, J.C.F. Correa, A.C. Dos Reis, N.D.D.A. Rabelo, P.H. Marchetti, P.R.G. Lucareli, Propulsion Phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study, *PLoS One.* 9 (2014) e97606. doi:10.1371/journal.pone.0097606.
- [4] M.G. Pandy, F.E. Zajac, Optimal muscular coordination strategies for jumping, *J. Biomech.* 24 (1991) 1–10. doi:10.1016/0021-9290(91)90321-D.
- [5] S.R. Hamner, S.L. Delp, Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds, *J. Biomech.* 46 (2013) 780–787. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.11.024.
- [6] T. Spägle, A. Kistner, A. Gollhofer, Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump, *J. Biomech.* 32 (1999) 521–530. doi:10.1016/S0021-9290(98)00145-6.
- [7] S.L. Delp, F.C. Anderson, A.S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C.T. John, E. Guendelman, D.G. Thelen, OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54 (2007) 1940–1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024.
- [8] D.G. Thelen, F.C. Anderson, Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *J. Biomech.* 39 (2006) 1107–1115. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.02.010.
- [9] P.R.G. Lucareli, C.R. Amir, A.S. Bley, D.A.R. Nayra, N.M. Jeniffer, T.Y. Fukuda, C.F.C. João, Does the high-impact active increase the dynamic knee valgus mechanism in women with patellofemoral pain syndrome?, *Gait Posture.* 39 (2016) S130–S131. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.04.181.
- [10] J.E. Earl, C.S. Vetter, Patellofemoral Pain, *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 18 (2007) 439–458. doi:10.1016/j.pmr.2007.05.004.
- [11] C.J. Barton, S. Lack, P. Malliaras, D. Morrissey, Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review, *Br. J. Sports Med.* 47 (2013) 207–214. doi:10.1136/bjsports-2012-090953.
- [12] J.J. Elias, M.S. Kirkpatrick, A. Saranathan, S. Mani, L.G. Smith, M.J. Tanaka, Hamstrings Loading Contributes to Lateral Patellofemoral Malalignment and Elevated Cartilage Pressures: An In Vitro Study, *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 26 (2011) 841–846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.016.
- [13] S.M. Cowan, P.W. Hodges, K.L. Bennell, K.M. Crossley, Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural

- task, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83 (2002) 989–995.
doi:10.1053/apmr.2002.33234.
- [14] R.B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, A gait analysis data collection and reduction technique, *Hum. Mov. Sci.* 10 (1991) 575–587. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- [15] H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, G. Hägg, European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, *Roessingh Res. Dev.* 10 (1999) 8–11. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [16] T.S. Buchanan, D.G. Lloyd, K. Manal, T.F. Besier, Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command, *J. Appl. Biomech.* 20 (2004) 367–395. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1357215/>.
- [17] S.R. Hamner, A. Seth, S.L. Delp, Muscle contributions to propulsion and support during running, *J. Biomech.* 43 (2010) 2709–2716. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025.
- [18] T.-W. Lu, J.J. O’Connor, Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints, *J. Biomech.* 32 (1999) 129–134. doi:10.1016/S0021-9290(98)00158-4.
- [19] T.L. Geers, An objective error measure for the comparison of calculated and measured transient response histories, *Shock Vib. Bull.* 54 (1984) 99–107. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.208.2552>.
- [20] Y.-C. Lin, T.W. Dorn, A.G. Schache, M.G. Pandy, Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* 226 (2012) 103–112. doi:10.1177/0954411911429401.
- [21] S. Westing, A. Cresswell, A. Thorstensson, Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 62 (1991) 104–108. doi:10.1007/BF00626764.
- [22] C.Y. Scovil, J.L. Ronsky, Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters, *J. Biomech.* 39 (2006) 2055–2063. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.06.005.
- [23] T. a. Correa, M.G. Pandy, A mass–length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb, *J. Biomech.* 44 (2011) 2782–2789. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.08.024.

Anexo IV

Differences in kinematics and estimated muscle forces in women with patellofemoral pain and healthy controls during propulsion phase of single leg triple hop test

Felipe Costa Alvim^{1*}, Adriane Mara de Souza Muniz¹, Paulo Roberto Garcia Lucareli²,

Luciano Luporini Menegaldo¹

3- Biomedical Engineering Program, COPPE, Federal University of Rio de Janeiro,
Rio de Janeiro, Brazil

4- Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory,
Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil

*Corresponding author, phone: +55 (21) 3938 8629; fax: +55 (21) 3938-8591; e-mail:

felipe.alvim@gmail.com

Keywords: triple hop test, inverse dynamics, static optimization, patellofemoral pain syndrome

Word count: 4424

Differences in kinematics and estimated muscle forces in women with patellofemoral pain and healthy controls during propulsion phase of single leg triple hop test

Abstract

Approximately 25% of orthopedic knee conditions are related to patellofemoral pain syndrome (PPS) whereas young women are the most affected. This condition could be caused by lack of lower limb stabilization which increase femur movement under the patella during weight bearing support activities. The specific combination of computer biomechanical models, inverse dynamics, and optimizations techniques allows muscle forces and activations estimations during a functional task. The aim of this study is to compare kinematic and muscle force patterns estimated by OpenSim between PPS subjects and healthy controls during the preparation phase of single leg triple hop test by a principal component analysis approach. Ten physically active women (23.2 ± 4 years, 59.3 ± 5.8 kg and 1.63 ± 0.06 m) with no history of lower limb injury (CG) and eleven volunteers (23.5 ± 2 years, 55.4 ± 4.9 kg and 1.66 ± 0.04 m) with PPS (PPSG) were recruited. They performed a series of single leg triple hop tests while ground reaction forces and kinematic data were recorded. Estimated muscle forces were grouped by common muscle actions and compared between PPSG and CG. PPSG showed higher lumbar extension, hip internal rotation and knee flexion after 50% of the task. PPSG presented poor lumbar muscle control, weakness on hip external rotators and an increased force in hip abductors. Knee flexors force is increased in PPSG also and could increase shear vector in patellofemoral joint. These techniques could be extended to a large set of functional tasks as a tool to improve understanding of pathomechanics of movement disorders.

1. Introduction

Patellofemoral pain syndrome (PPS) is characterized by pain at peripatellar region in the knee joint. Usually, it starts insidiously as a poor localized pain at anterior knee (Collado and Fredericson, 2010) and it can be worst during squatting, running, stairs climbing or even being seating for long periods (Post, 1999). Approximately 25% of orthopedic knee conditions are related to PPS (Cutbill et al., 1997 and Baquie and Brukner, 1997) whereas women between 16 and 25 years old are the most affected (Pappas and Wong-Tom, 2012).

The first attempts to explain the pathomechanics of PPS were based upon quadriceps dysfunction. In this condition, unbalanced forces acting over the patella or impaired muscle timing activations modifies the normal patellar movement in patellar groove of the femur (Cowan et al., 2001; Cowan et al., 2002; Owings and Grabiner, 2002). Such force unbalance could cause the lateral shift of the patella, increasing the stress between patellar articular cartilage and lateral condyle of the femur. Recently, the idea of poor stabilization of lumbar, pelvis, hip (Ferber et al., 2003; Ireland et al., 2003; Pollard et al., 2004), knee (Hewett et al., 2004; Kernozek et al., 2005) or ankle joints was added to this rationality. The lack of lower limb stabilization could increase femur movement under the patella during weight bearing support activities (Earl and Vetter, 2007). Liao et al. (2015) investigating patellofemoral joint stress in females using finite element models showed higher compression forces when models' femur was internally rotated by 5° during bilateral squats.

Literature suggest a relationship between muscle weakness and lack of trunk and lower limb dynamic stabilization in PPS subjects (Almeida et al., 2015; Biabanimoghadam et al., 2016; Rojhani Shirazi et al., 2014; Yilmaz Yelvar et al., 2016), however Thijs et al.(2011) found that isometric hip strength has not related to development of PPS. Studies evaluating muscle force production during a functional task in patients with PPS were not found. Furthermore, (Lucareli et al., 2014) states that single leg triple hop test (SLTHT) could be well suited to evaluate the mechanics of the knee joint because of the higher loads imposed to the joint during the task, thus evidencing dynamic stabilization impairments.

The use of musculoskeletal models of human body to answer questions in biomechanics is relatively recent. The specific combination of these models, inverse dynamics, and optimizations techniques allows muscle forces and activations estimations during a functional task such can provide some insight on muscle synergies (Delp et al., 2007; Hamner and Delp, 2013). One of the most world widely used computer modeling platform in biomechanics is the OpenSim which is an open source software. However, no optimization technique was used to estimate muscle force during a jump task in subjects with PPS have been reported. Therefore, the aim of this study is to compare kinematic and muscle force patterns estimated by OpenSim between PPS subjects and healthy controls during the preparation phase of single leg triple hop test.

2. Methods

2.1. Sample and experimental protocol

Ten physically active women (23.2 ± 4 years, 59.3 ± 5.8 kg and 1.63 ± 0.06 m) with no history of lower limb injury (CG) and eleven volunteers (23.5 ± 2 years, 55.4 ± 4.9 kg and 1.66 ± 0.04 m) with PPS (PPSG) were recruited to participate in the study. Women with PPS were assessed by a 10-years expertise physical therapist and were included in PPSG if they had anterior knee pain for at least 3 months and reported increase of the symptoms for at least 2 activities that increases knee pain (Thomeé et al., 1995). All volunteers reviewed and gave written informed consent, before participation. The study has been approved by the UniversidadeNove de Julho Research Ethics Committee under the protocol number 15426/2012.

The volunteers performed a series of single leg triple hop tests while ground reaction forces and kinematic data were recorded simultaneously. Reflexive markers were attached to the skin with adhesive tape according to the Vicon Plug-in Gait biomechanical model (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990). Eight infrared cameras (SMART-D BTS, Milan, Italy), sampled at 100 Hz, recorded marker trajectories. A force plate (model 9286A, Kistler group, Winterthur, Switzerland) sampling at 400 Hz was used to record ground reaction force (GRF). Kinetics and kinematics were offline filtered using a fourth-order, zero-lag, Butterworth, 12 Hz low-pass filter and both systems was interfaced to the same microcomputer enabling the synchronization of the data.

The subject initially stood still on a force platform, without moving the arms and hands kept crossed in chest. They performed three consecutive single-leg hops, aiming to

reach the greatest possible distance. A dataset of one trial for each subject was selected for data processing. For the details of the protocol, see Bley et al. (2014).

2.2. This paper deals with the propulsion phase of SLTHT. The initial propulsion phase (IPP) starts with the volunteers lowering the center of mass in unipodal supporting and finishes at the end propulsion phase (EPP) when the movement reverses and occurs the highest muscle force production to project the body upwards and straightforward until the foot loses contact with the platform. After IPP, the knee, trunk and ankle of the supporting leg continues to flexing and the GRF decreasing; when knee reaches to its maximum, the movement reverses towards leg extension, until the end of contact with the platform(Bley et al., 2014). Here, EPP was considered starts at the instant that GRF reaches 90% of body weight (BW) and ending when GRF becomes 10% of BW (Bley et al., 2014), a short time before foot leaves the ground. In this study, in order to avoid differences in phase duration among subjects, IPP represented the first half of the task and EPP the last half. Therefore, IPP was considered to have the same duration of the EPP Muscle forces estimation

Experimental data were converted to OpenSim compatible input files using the C3D2OpenSim open source MatLab® routines developed by the authors. MatLab© routines, tutorial and example files are available at <https://simtk.org/home/c3d2opensim>.

A 21 rigid-bodies, 92 muscles and 39 generalized coordinates (GC) model of the whole human body (Hamner et al., 2010), was modified to allow right and left knee adduction/abduction calculation. Before scaling, model's upper limbs were set to the

same positions of the volunteers. Trunk, pelvis, thigh and shank length and center of mass position were scaled for each subject. The mass was scaled preserving mass distribution among body segments and the inertia tensor of each segment was modified to reflect new sizes and masses. An inverse kinematics problem was solved to define the GCs time histories (Lu and O'Connor, 1999).

For reducing errors inherent to markers data acquisition and modeling procedures, the residual reduction algorithm (RRA) was used (Delp et al., 2007; Thelen and Anderson, 2006). RRA changes center of gravity of the trunk and the experimental kinematical data (limited to 2 cm to linear and 2° to angular degrees of freedoms), such that sum of the residual and ground reaction forces become dynamically consistent with mass-acceleration products of the body segments. Tentative residuals bounds between ground and pelvis joint were set at 20 N for force and 100 Nm for torque reserve actuators. These values are twice the usually recommended for gait analysis, due to high torque levels associated with the task. The obtained residuals, after a RRA run, were compared to these bounds. The process was repeated iteratively, decreasing the RRA tracking weights related to the degrees of freedom with smaller errors between experimental data and RRA kinematics. The scaled and RRA adjusted model was used for estimating muscle forces during the task, using SO approach. In SO cost function, the sum of squared actuator controls was minimized.

Aiming to reduce the amount of data and to provide more functional meaningful information, estimated muscle forces were added according to joint movements performed. Table 1 shows what muscles lines of actions were included in each

group. Thus comparisons were made between PPSG and CG muscle groups estimated forces during the referred task.

Table 1: muscle included in each muscle groups according to OpenSim muscle groups settings.

Muscle groups	Muscles lines of action
lumbar flexors	external obliques and external obliques
lumbar extensors	erectors spinae
lumbar bending (ipsilateral to the jumping side)	erector spinae, external oblique and internal oblique (all ipsilateral to jumping leg)
lumbar bending (contralateral to the jumping side)	erector spinae, external oblique and internal oblique (all contralateral to jumping leg)
lumbar rotation (ipsilateral to the jumping side)	erector spinae and internal oblique (both ipsilateral to jumping leg); and external oblique (contralateral to jumping leg)
lumbar rotation (contralateral to the jumping side)	erector spinae and internal oblique (both contralateral to jumping leg); and external oblique (ipsilateral to jumping leg)
hip abductors	gluteus maximus (line 1), gluteus medius (lines 1, 2 and 3), gluteus minimus (lines 1, 2 and 3), piriformis, sartorius and tensor fascia lata
hip flexors	adductor brevis, adductor longus, gluteus medius (line 1), gluteus minimus (line 1), gracilis, pectineus, iliacus, psoas, rectus femoris, sartorius and tensor fascia lata
hip internal rotators	gluteus medius (line 1), gluteus minimus (line 1), iliacus, psoas and tensor fascia lata
hip external rotators	gemellus, gluteus medius (line 3), gluteus minimus (line 3), piriformis and quadratus femoris
hip extensors	adductor longus, adductor magnus (lines 1, 2 and 3), long head of biceps femoris, gluteus maximus (lines 1, 2 and 3), gluteus medius (line 3), gluteus minimus (line 3), semitendinosus and semimembranosus
hip adductors	adductor longus, adductor brevis, adductor magnus (lines 1, 2 and 3), long head of biceps femoris,

	gracilis, pectineus, semitendinosus and semimembranosus
knee flexors	biceps femoris (long and short heads), gracilis, gastrocnemius (medial and lateral), sartorius, semitendinosus and semimembranosus
knee extensors	rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis and vastus intermedius
ankle plantarflexors	gastrocnemius (medial and lateral) and soleus
ankle dorsiflexors	tibialis anterior

2.3. PCA and statistical analysis

The differences between the kinematics and force estimations from CG and PPSG were assessed by principal component analysis (PCA). Each generalized coordinate and muscle groups estimation was separately stored in a matrix \mathbf{E} with 21 rows (CG and PPSG) and 101 columns (samples of each signal waveform). PCA was applied to the covariance matrices \mathbf{S} (101×101) from each \mathbf{E} , separately, by the solutions of the linear system according to (Jolliffe, 2002).

$$\mathbf{S}x_p = \lambda_p x_p$$

where λ is the eigenvalue of \mathbf{S} ranked in decreasing order and x is the corresponding normalized eigenvector or principal component (PC). This PC is an independent waveform feature based on the original waveform variability. The first PCs correspond to the largest sources of variation, being orthogonal to each other. The number of principal components used in the analysis was its necessary to reconstruct 95% of the original data (Jackson, 1993). The PC scores of the CG and PPSG correspond to the

product of the respective eigenvector and the matrix \mathbf{E} (Jolliffe, 2002). Each eigenvector presents the same number of points of the original waveform data (101), where each epoch represents the loading factor applied to corresponding sample of the original waveform (McKean et al, 2004) and it was used to locate throughout the propulsion phase of SLTHTcycle changes due to PPSG. After that, a non-parametric statistical test was used to find differences between the scores of two groups and, thus, find divergent contributions to the variance of the signal between PPSG and CG. Mann-Whitney tests were performed between PC scores to compare group's differences. The significance level set was $\alpha = 0.05$. These steps were applied in both kinematics and muscle group forces estimations. Therefore, to help the interpretation of the attained information by those PCs which presented statistical difference between groups, the mean signal waveforms from PPSG were visually compared with that of the CG (Muniz et al., 2010).

3. Results

From two to five principal components were retained in the analysis for kinematic data (Table 2). The first principal component score from lumbar extension, the third principal component score from hip rotation and knee flexion presented statistical difference between CG and PPSG (Table 2).

Table 2: Numbers of principal components retained and percentage of variance explained after data reduction for each generalized coordinate and p-value for comparisons between scores of CG and PPSG, that are from first to last principal component retained.

Generalized coordinate	Number of principal components retained (%)	p – value
------------------------	---	-----------

	of variance explained)	
lumbar extension	2 (98.66)	<.01*; .73
lumbar bending	5 (97.45)	.40; .88; .88; .59; .35
lumbar rotation	4 (97.44)	.26; .52; .66; .59
pelvis sagittal tilt	2 (96.94)	.06; .14
pelvis frontaltilt	4 (96.95)	.73; .35; .66; .40
pelvis rotation	4 (95.70)	.52; .81; .10; .81
hip flexion	3 (95.06)	.81; .30; .12
hip adduction	5 (96.30)	.73; .46; .22; .46; .46
hip rotation	4 (96.84)	.96; .81; .04*; .30
knee flexion	3 (96.45)	.59; .22; <.01*;
knee adduction	4 (96.21)	.52; .07; .52; 1
ankle dorsiflexion	4 (97.26)	.35; .15; .81; .18

* indicate statistical difference found in the PC scores between groups.

The highest loading factors (values far from zero) represented signal epochs where a marked difference between group's averages was observed (Figure 1). Higher loading factor from lumbar extension on EPP was between 70 to 100% of the task (Figure 1), on these epochs PPSG performed lumbar extension while CG lumbar flexion (Figure 1A). On hip rotate, higher loading factor was also on EPP phase at 80 to 90% of task and PPSG internally rotate the hip while CG externally rotate this joint (Figure 1B). Sagittal kinematic of the Knee joint also presented higher loading factors on EPP phase, with reduced knee flexion for PPSG compared to CG (Figure 1C).

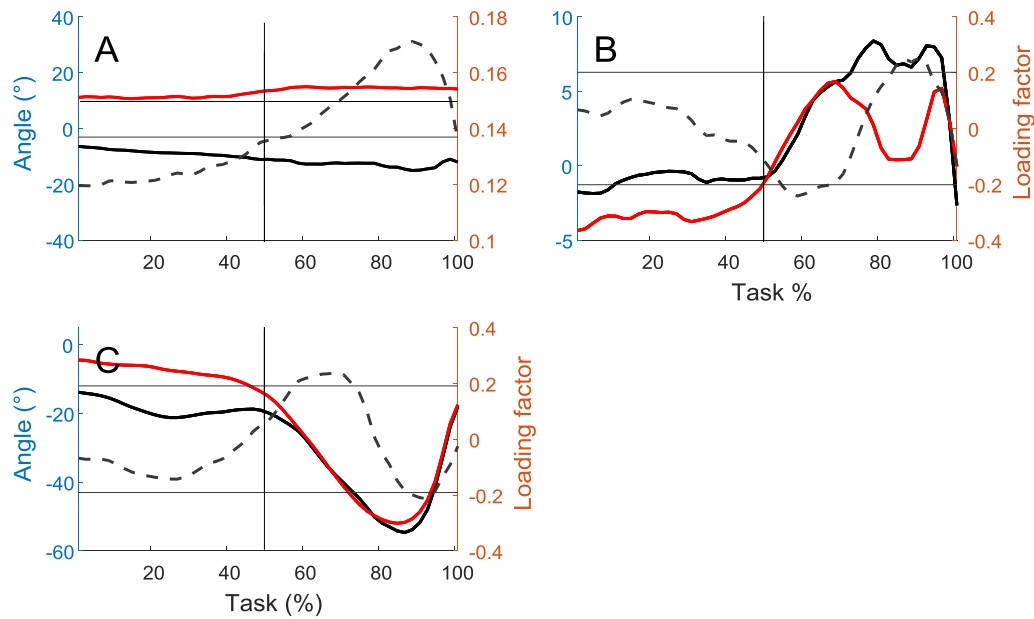


Figure 1: Kinematics (solid lines labeled at left y-axis) and loading factors (dashed lines labeled at right y-axis) which has statistical differences found between PPSG and CG. In kinematics black lines refers to the CG and red lines to the PPSG. Loading factors showed in dashed line. The subplots showed refers to: (A)lumbar extension; (B)hip external rotation; and (C) knee flexion. Horizontal black lines represent the threshold of 80% of the maximum loading factor. Vertical lines represent the end of IPP and the beginning of EPP phase.

From five to eleven principal components were retained for each muscle group force estimation (Table 3). The tenth principal component score was different between groups for lumbar extensor, the sixth for ipsilateral lumbar bending and lumbar rotators, the fifth for hip abductors and external rotators, as well as the eighth for knee flexors.

Table 3: Number of principal components retained and percentage of variance explained after data reduction for each muscle group force estimation and p-value for comparisons between scores of CG and PPSG that are from first to last principal component retained.

Muscle group	Principal componentes retained(% of variance explained)	p- value
lumbar extensors	10 (95.42)	.46; .73; .21; .06; .35; .46; .73; .26; 1; .03*
lumbar flexors	8 (95.11)	.46; .30; 1; .73; .88; .26; .66; .88
lumbar bending (ipsilateral)	10 (95.29)	.73; .52; .88; .52; .81; <.01*; .59; .66; .81; .35
Lumbarbending (contralateral)	11 (96.18)	.15; .10; .30; .46; 1; .22; .96; 1; .96; .46; .30
lumbar rotators (ipsilateral)	10 (95.04)	.59; .73; .81; .40; .88; .01*; .52; .18; .66; .40
lumbar rotators (contralateral)	11 (95.51)	.07; .21; .52; .59; .66; .25; .88; .59; .54; .66; .40
hip abductors	6 (95.52)	.40; .46; .46; .22; .02*; .96
hip flexors	6 (95.06)	.52; .96; .81; .52; .66; .81
hip internal rotators	5 (95.88)	.52; .73; .81; .14; .30
hip external rotators	6 (95.15)	.46; .30; .52; .81; .03*; .66
hip extensors	8 (96.20)	.73; .12; .40; .81; .22; 1; .88; .07;
hip adductors	9 (96.04)	.81; .59; .59; .35; .52; .81; .06; .26; .73
knee flexors	8 (95.18)	.81; .66; .46; .88; .52; .59; .18; <.01*
knee extensors	7 (96.58)	.52; .08; .88; .10; .40; .81; .96
ankle plantarflexors	5 (97.04)	.73; .22; .40; .40; .96
ankle dorsiflexors	5 (96.19)	.66; .59; .35; .30; .96

* indicate statistical difference found in the PC scores between groups.

Higher loading factors for lumbar extensors was found at three spikes around 20% and 40% of the IPP, as well as at around 90% of EPP phase (Figure 2 A). In these epochs the estimated force showed higher values at around 20%, as well as lower values at the others epochs for PPSG. Higher loading factors for lumbar bending and ipsilateral lumbar rotation was observed at three speaks from 80% to 95% of the task (Figure 2B and C). Both muscles showed a similar pattern with lower estimated force for PPSG compared to CG, except for a spike just after 80% of task (Figures 2B and C).

Higher loading factor for hip abductors occurs at 80% and at close to the end of the task (Figure 2D). This result pointed to higher estimated force for hip abductors for PPSG compared to CG at this two epochs during EPP (Figure 2D). Hip external rotators presented higher loading factors around 10 and 20% of the task during IPP and around 90% during EPP with lower estimated force for PPSG compared to CG (Figure 2E). Higher loading factor for knee flexors were observed at the very end of EPP where higher estimated force was observed for PPSG (Figure 2F).

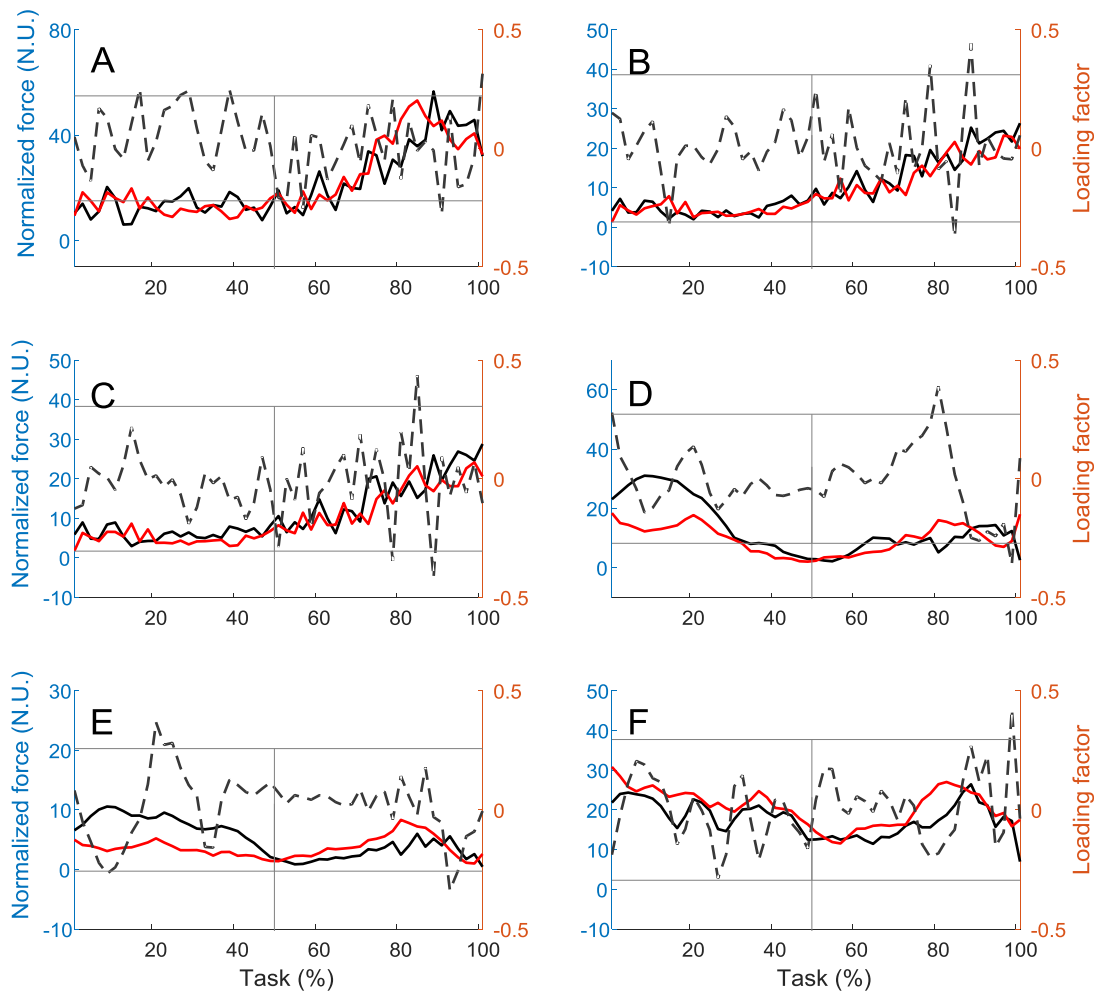


Figure 2: Estimated muscle forces (solid lines labeled at left y-axis) and loading factors (dashed lines labeled at right y-axis) which has statistical differences found between PPSG and CG. In muscle forces black lines refers to the CG and red lines to the PPSG. Loading factors with statistical significance are showed in dashed lines in subplots. The subplots showed refers to: (A) lumbar extensors; (B) lumbar bending (ipsilateral do the jumping leg); (C) lumbar rotators (ipsilateral do the jumping leg); (D) hip abductors; (E) hip external rotators; and (F) knee flexors. Vertical lines represents the end of IPP end the beginning of EPP phase.

4. Discussion

The objective of this study was to investigate kinematic and muscle force patterns estimated by OpenSim between PPS subjects and healthy controls during the preparation phase of single leg triple hop test. Although both preparation and landing phases of SLTHT showed the main kinematics changes in patients with patellofemoral

pain syndrome, preparation phase also has higher angular peaks (Lucareli et al., 2014). Additionally, applying dynamic biomechanical models to a dynamic act, such as jumping, takes into account the acceleration and momentum effects. A detailed dynamic biomechanical force simulation of jumping showed poor trunk, hip and knee control in PPSG characterized by increased lumbar extension and hip internal rotation, as well as reduced knee flexion at the end of EPP. PPSG showed reduced force at core muscles (lumbar extensors, lumbar bending and lumbar rotators) and at hip external rotators while increase force at hip abductors and knee flexors. Some of these findings are in accordance with previous findings of the literature (Almeida et al., 2015; Biabanimoghadam et al., 2016; Rojhani Shirazi et al., 2014; Yilmaz Yelvar et al., 2016) which relate patellofemoral pain syndrome to uncontrolled trunk pelvis, hip and knee movement.

Modeling techniques used to estimate muscle forces in both groups produces a large set of data. Too many muscles were modeled in a hundred of points. To avoid parameterization of data and possibly loss of information (Chau, 2001), muscles were grouped in common action and principal component analysis was used for data reduction. Although PCA has been large applied on biomechanics data, such technique has not been applied in muscle forces estimative profiles originated from different groups of subjects. Kinematic and estimated forces with statistical differences evidenced higher loading factor at the end of EPP. This jump phase is related to high joint torque demand during all the task. Thus, kinematic and main muscle differences between PPSG and CG occurs at this point of the task. Moreover, lumbar extensors and hip rotators presented difference during IPP. Muscle group forces differences between groups may help to explain the altered different kinematics patterns in PPSG.

PPSG performed lumbar extension instead of lumbar flexion during the task (Figure 1A). Estimated lumbar force pointed to reduced forces of back extensor, lumbar bending and rotations in PSG compared to CG with some spikes of higher force of PSG (Figure 2 A, B and C). (Yilmaz Yelvar et al., 2016) found that PPS patients showed poor neuromuscular control of the trunk and lower endurance of core muscles than age-matched pain free controls. Biabanimoghadam et al.(2016) and Rojhani Shirazi et al. (2014) showed that a delay in core muscles in patients with PPS during a sudden movement which evidences poor control of such muscles in these patients. Almeida et al. (2015) relate lowest peak torque of lateral core stability, hip abductors, and extensors with lower function in women with PFP. Otherwise, Thijs et al.(2011) have not found relationship between core or lower limb isometric weakness and patellofemoral pain. Isometric torque evaluation may not be the best choice since once it fixes body posture without take in to account influences of other joints position to muscle force production and does not take into account the force velocity relationship during muscle contraction. Biomechanical models overcome that issues and provide accurate muscle forces estimations providing insights about muscle forces synergies during the dynamic. Thus, allowing physical health professionals be benefit from these techniques once it provides information of muscle impairments during the task.

Once the core muscles dynamically stabilizes the trunk, their weakness may disrupt lumbar and pelvis stability causing inappropriate force transfer to distal segments of the body (Rivera, 2016). This, in turn, causes poor femur stabilization during weight bearing tasks and may predisposes such individual to lateral shift of the patella at the patellar groove (Earl and Vetter, 2007). Baldon et al. (2014) found better patellofemoral pain symptoms on subjects who underwent an exercise program to increase dynamic stability

of lumbar spine, pelvis and lower limb compared to subjects who performed only lower limb strengthening.

Hip showed higher internal rotation in PPSG during EPP (Figure 1B) and no differences were found in abduction. These findings are related to lower force production by hip external rotators (Figure 2E) and increased abductors (Figure 2D) force after 90% of the task. Hip abductors weakness has been described in literature in patients with PPS when evaluated during other tasks (Ireland et al., 2003). Here, increased hip abductors force could be compensatory to the excessive hip internal rotation in PPSG once this muscle group has potential to exert external rotation even greater than external rotators group as hip flexion increases (Figure 3A). Excessive internal hip rotation (Figure 1B) could laterally shift the quadriceps resultant vector and increase the stress between the articular surface of the patellar groove and lateral patellar articular surface. Furthermore, increase in hip adduction angle was not found in the PPSG as might be expected from a dynamic valgus. Figure 3B shows that in hip flexion angles between 50° to 75°, hip extensors have the greatest abduction moments which may be disallowing hip abduction.

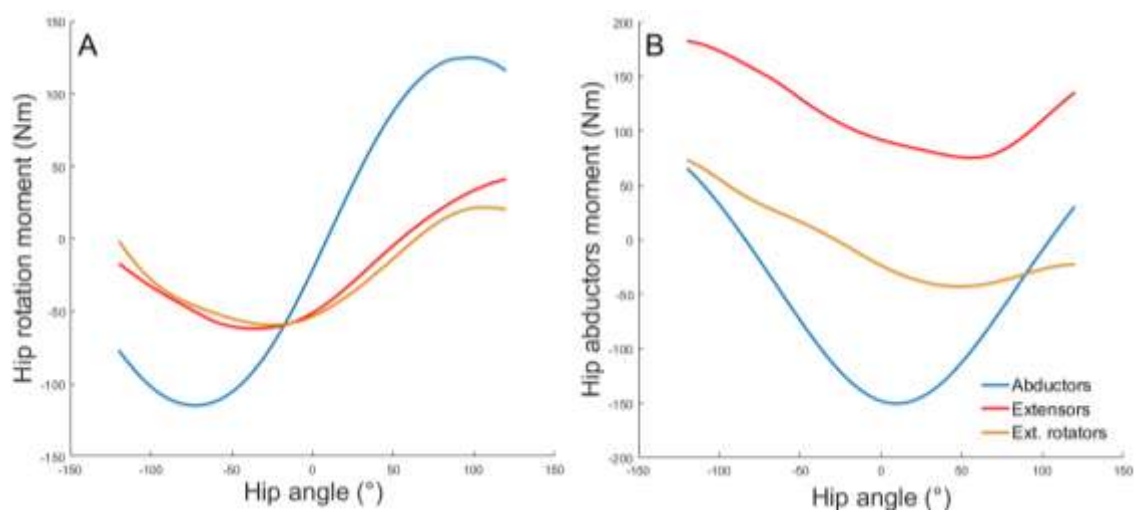


Figure 3: Total moment of hip muscles groups on generating (A) hip rotation and (B) hip abduction depending of hip flexion angle. Blue, red and yellow lines shows moments exerted by hip abductors, hip extensors and external rotators, respectively.

Loading factors pointed to a reduced knee flexion angle for PPSG about 90% (Figure 1C) with lower estimated knee flexion force at the end of the task (Figure 2F). Esculier et al.(2015) have not found kinematics differences of knee angle or even quadriceps electromyographic differences between PPS and healthy controls. Otherwise, quadriceps weakness has already related to PPS (Van Der Heijden et al., 2015).Increased activation of knee flexors (Figure 2F), as we found in this study, has described to cause a posterior translation of the tibia and this, in turn, increases tension in patellar tendon and compression in patellofemoral joint (Elias et al., 2011). Although this finding has been described in literature, this is the first time that it is shown during a functional task. Recent recommendations for patellofemoral pain management include quadriceps strengthening (Harvie et al., 2011)as it may have the potential to improve the patellar alignment,however, some patients shows no improvements in pain relief with this approach (Peng and Song, 2015). This study findings suggests that not only quadriceps impairments could be responsible for knee modifications on PPS.

This manuscript has some methodological limitations related to the data acquisition and the modeling process. The Plug in Gait model used in kinematic data acquisition models foot as one rigid body and, therefore, does not allow separate kinematics of the subtalar joint. Thus, in our model the subtalar joint was locked in neutral position which may have precluded the muscle force estimations of inverters/eversors muscles at the ankle. For these reason, these muscles was not includes at this paper analysis. Tiberio (1988)reported that excessive foot pronation may lead to compensatory changes in gait that result in PFPS and the lack of model ankle inversion/eversion in this study may

preclude such observation. The lower limb model from Hamner et al.(2010)is formulated upon anthropometric and muscle data from several sources. Maximum isometric muscle force (F_{om}) is a sensitive parameter in Hill-type muscle models(Scovill and Ronsky, 2006).Correa and Pandy (2011) suggested a mass scaling factor for adjusting F_{om} to children. However, we found no specific technique in the literature to scale F_{om} for young females and the standard OpenSim scaling tool was employed. Another limitation is the weighted sum of squared actuator controls plus the sum of desired acceleration errors is minimized as the CMC performance criterion which is relatively inflexible.

The advantages of techniques employed in this study is the possibility of estimate muscle forces of several muscles of the body during a functional activity. Other means of estimate muscle function like EMG has methodological limitations related to the number of muscles allowed during each trial.

Future possibilities of these techniques includes the expansion of its uses to explore how musculoskeletal system works to generate normal movement and, hence, provide the necessary knowledge to understanding the pathomechanics of various movement disorders.

5. Conclusions

Since most of the kinematics finds has been suggested in literature is the first time that muscle forces are showed during a functional task. Women with patellofemoral pain syndrome presented poor lumbar muscle control, weakness on hip external rotators and an increased force in hip abductors, probably as a compensatory strategy to minimize

hip internal rotation. Knee flexors force is increased in PPSG also and could increase shear vector in patellofemoral joint. These techniques could be extended to a large set of functional tasks as a tool to improve understanding of pathomechanics of movement disorders and to help rehabilitation professionals to improve their treatment plan and prognosis.

Conflict of interest statement

Authors disclose any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence their work.

Acknowledgements

Authors would like to acknowledge Brazilian research funding agencies CNPq, CAPES, FINEP, FAPERJ, and FAPESP.

References

- Almeida, G.P.L., Carvalho e Silva, A.P. de M.C., França, F.J.R., Magalhães, M.O., Burke, T.N., Marques, A.P., 2015. Does anterior knee pain severity and function relate to the frontal plane projection angle and trunk and hip strength in women with patellofemoral pain? *J. Bodyw. Mov. Ther.* 19, 558–564.
doi:10.1016/j.jbmt.2015.01.004
- Baldon, R.D.M., Serrão, F.V., Scattone Silva, R., Piva, S.R., 2014. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J. Orthop. Sports*

Phys. Ther. 44, 240-A8. doi:10.2519/jospt.2014.4940

Baquin, P., Brukner, P., 1997. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin. J. Sport Med.* 7, 28–31. doi:10.1097/00042752-199701000-00006

Biabanimoghadam, M., Motealleh, A., Cowan, S.M., 2016. Core muscle recruitment pattern during voluntary heel raises is different between patients with patellofemoral pain and healthy individuals. *Knee* 23, 382–386. doi:10.1016/j.knee.2016.01.008

Bley, A.S., Correa, J.C.F., Reis, A.C. Dos, Rabelo, N.D.D.A., Marchetti, P.H., Lucareli, P.R.G., 2014. Propulsion Phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study. *PLoS One* 9, e97606. doi:10.1371/journal.pone.0097606

Chau, T., 2001. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture* 13, 49–66.

Collado, H., Fredericson, M., 2010. Patellofemoral pain syndrome. *Clin. Sports Med.* 29, 379–398. doi:10.1016/j.csm.2010.03.012

Correa, T. a., Pandey, M.G., 2011. A mass–length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb. *J. Biomech.* 44, 2782–2789. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.08.024

Cowan, S.M., Bennell, K.L., Hodges, P.W., Crossley, K.M., McConnell, J., 2001. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 183–189. doi:10.1053/apmr.2001.19022

- Cowan, S.M., Hodges, P.W., Bennell, K.L., Crossley, K.M., 2002. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 989–995. doi:10.1053/apmr.2002.33234
- Cutbill, J.W., Ladly, K.O., Bray, R.C., Thorne, P., Verhoef, M., 1997. Anterior Knee Pain: A Review. ' 7.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.* 10, 575–587. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024
- Earl, J.E., Vetter, C.S., 2007. Patellofemoral Pain. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 18, 439–458. doi:10.1016/j.pmr.2007.05.004
- Elias, J.J., Kirkpatrick, M.S., Saranathan, A., Mani, S., Smith, L.G., Tanaka, M.J., 2011. Hamstrings loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. *Clin. Biomech.* doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.016
- Esculier, J.-F., Roy, J.-S., Bouyer, L.J., 2015. Lower limb control and strength in runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 41, 813–819. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.02.020
- Ferber, R., Davis, I.M., Williams, D.S., 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 18. doi:10.1016/S0268-0033(03)00025-1

- Ford, K.R., Myer, G.D., Hewett, T.E., 2003. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 1745–50. doi:10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9
- Hamner, S.R., Delp, S.L., 2013. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *J. Biomech.* 46, 780–787. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.11.024
- Hamner, S.R., Seth, A., Delp, S.L., 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J. Biomech.* 43, 2709–2716. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Harvie, D., O’Leary, T., Kumar, S., 2011. A systematic review of randomized controlled trials on exercise parameters in the treatment of patellofemoral pain: what works? *J. Multidiscip. Healthc.* 4, 383–392. doi:10.2147/JMDH.S24595
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., 2004. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J. Bone Joint Surg. Am.* 86–A, 1601–1608. doi:86/8/1601 [pii]
- Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M., 2003. Hip Strength in Females With and Without Patellofemoral Pain. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 33, 671–676. doi:10.2519/jospt.2003.33.11.671
- Jackson, D. a., 1993. Stopping rules in principal components analysis: A comparison of heuristical and statistical approaches. *Ecology.* doi:10.2307/1939574
- Joliffe, I.T., 2002. *Principle Component Analysis, Geography.* doi:10.1002/0470013192.bsa501
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower

extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 8, 383–392.

doi:10.1002/jor.1100080310

Kernozek, T.W., Torry, M.R., Van Hoof, H., Cowley, H., Tanner, S., 2005. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 1003–1012. doi:10.1249/01.mss.0000171616.14640.2b

Liao, T., Yang, N., Ho, K., Farrokhi, S., Powers, C.M., Perry, J., Biomechanics, M., Angeles, L., Vegas, L., 2015. Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 47, Epub ahead of print. doi:10.1249/MSS.0000000000000617

Lu, T.-W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.* 32, 129–134. doi:10.1016/S0021-9290(98)00158-4

Lucareli, P.R.G., Amir, C.R., Bley, A.S., Nayra, D.A.R., Jeniffer, N.M., Fukuda, T.Y., João, C.F.C., 2014. Does the high-impact active increase the “dynamic knee valgus” mechanism in women with patellofemoral pain syndrome? *Gait Posture* 39, S130–S131. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.04.181

Muniz, a M.S., Liu, H., Lyons, K.E., Pahwa, R., Liu, W., Nadal, J., 2010. Quantitative evaluation of the effects of subthalamic stimulation on gait in Parkinson's disease patients using principal component analysis. *Int. J. Neurosci.* 120, 609–16. doi:10.3109/00207454.2010.504904

Owings, T.M., Grabiner, M.D., 2002. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. *Am. J. Sports Med.* 30, 483–487.

- Pappas, E., Wong-Tom, W.M., 2012. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports Health* 4, 115–20. doi:10.1177/1941738111432097
- Peng, H. Te, Song, C.Y., 2015. Predictors of treatment response to strengthening and stretching exercises for patellofemoral pain: An examination of patellar alignment. *Knee* 22, 494–498. doi:10.1016/j.knee.2014.10.012
- Pollard, C.D., Davis, I.M., Hamill, J., 2004. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clin. Biomech.* 19, 1022–1031. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.07.007
- Post, W.R., 1999. Current Concepts Clinical Evaluation of Patients With Patellofemoral Disorders. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.* 15, 841–851. doi:10.1053/ar.1999.v15.015084
- Rivera, C.E., 2016. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 27, 319–337. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003
- Rojhani Shirazi, Z., Biabani Moghaddam, M., Motealleh, A., 2014. Comparative evaluation of core muscle recruitment pattern in response to sudden external perturbations in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95, 1383–1389. doi:10.1016/j.apmr.2014.01.025
- Scovil, C.Y., Ronsky, J.L., 2006. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *J. Biomech.* 39, 2055–2063. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.06.005
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., 2006. Using computed muscle control to generate

- forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J. Biomech.* 39, 1107–1115. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.02.010
- Thijs, Y., Pattyn, E., Van Tiggelen, D., Rombaut, L., Witvrouw, E., 2011. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. *Am. J. Sports Med.* 39, 1877–1882.
doi:10.1177/0363546511407617
- Thomeé, R., Renström, P., Karlsson, J., Grimby, G., 1995. Patellofemoral pain syndrome in young women. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 5, 237–244.
doi:10.1111/j.1600-0838.1995.tb00040.x
- Tiberio, D., 1988. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys. Ther.* 68, 1840–9.
- Van Der Heijden, R.A., Vollebregt, T., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Van Middelkoop, M., 2015. Strength and pain threshold handheld dynamometry test reliability in patellofemoral pain. *Int. J. Sports Med.* 36, 1201–1205. doi:10.1055/s-0035-1555855
- Yilmaz Yelvar, G.D., Çirak, Y., Dalkılıç, M., Demir, Y.P., Baltacı, G., Kömürçü, M., Yelvar, G.D.Y., 2016. Impairments of postural stability, core endurance, fall index and functional mobility skills in patients with patello femoral pain syndrome. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 1, 1–8. doi:10.3233/BMR-160729