

**Escola Superior de Saúde
Instituto Politécnico do Porto**

Patrícia de Campos Paiva Peres

**Análise da coativação agonista/antagonista nos
membros inferiores durante o *sit-to-stand-to-sit* em
indivíduos saudáveis**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva, Professora Adjunta da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e sob coorientação da Professora Doutora Andreia Sousa e do Professor Doutor Rubim Santos.

Novembro de 2017

Análise da coativação agonista/antagonista nos membros inferiores durante o *sit-to-stand-to-sit* em indivíduos saudáveis

Patrícia Peres¹, Andreia Sousa², Rubim Santos³, Augusta Silva²

¹ESS-P. Porto – Escola Superior de Saúde, Politécnico do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCF – Área Técnico-Científica da Física

Resumo

Introdução: A análise do movimento típico baseada em componentes neuro-motores do controlo postural, como a coativação agonista/antagonista, ainda carece de investigação.

Objetivos: Analisar a coativação agonista/antagonista de pares musculares dos membros inferiores, entre subfases do *sit-to-stand* e do *stand-to-sit* e entre segmentos proximais e distais.

Métodos: Estudo transversal analítico, realizado a 12 indivíduos voluntários saudáveis da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto. Os participantes realizaram as tarefas *sit-to-stand* e *stand-to-sit*, cuja divisão em subfases foi feita com recurso a uma plataforma de forças e ao registo cinemático. Foi recolhida a atividade do reto femoral, bicípite femoral, tibial anterior e dos flexores plantares gastrocnémio medial e solear do membro inferior dominante, através da eletromiografia de superfície. Foi calculada e analisada a coativação agonista/antagonista dos pares musculares RF/BF e TA/FP, para cada subfase. Estatisticamente, recorreu-se aos testes *Wilcoxon Signed-Rank* e *ANOVA de Friedman*, com nível de significância de 0,05.

Resultados: No *sit-to-stand*, foram observadas diferenças significativas na coativação agonista/antagonista do par TA/FP, entre a subfase antigravítica e ambas as subfases de *seat-off* e estabilização. Já no *stand-to-sit*, houve diferenças significativas para o par RF/BF, entre as subfases de controlo excêntrico e *seat-on*, e para o par TA/FP, entre a subfase *stop standing* e ambas as subfases de *seat-on* e estabilização, bem como entre o controlo excêntrico e o *seat-on*. Entre segmentos, verificaram-se diferenças significativas para todas as subfases exceto na subfase antigravítica do *sit-to-stand*. A coativação agonista/antagonista do par RF/BF foi sempre significativamente superior, comparativamente ao par TA/FP, exceto nas subfases de *seat-on* e estabilização do *stand-to-sit*.

Conclusão: No *sit-to-stand-to-sit*, a modulação da coativação agonista/antagonista a nível da tibiotalar parece estar mais associada à transição entre subfases, comparativamente a segmentos mais proximais.

Palavras-chave: Controlo motor; Coativação agonista/antagonista; Eletromiografia de superfície; *Sit-to-stand*; *Stand-to-sit*

Abstract

Background: Typical movement analysis based on neuromotor components of postural control, such as antagonist coactivation, still need further study.

Aims: To analyze antagonist coactivation of lower limb muscle pairs, between sit-to-stand and stand-to-sit subphases and between proximal and distal body segments.

Methods: Analytical cross-sectional study, conducted on 12 healthy volunteers from Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto. Participants performed sit-to-stand and stand-to-sit tasks, whose subphases division was based on force platform and cinematic data. Muscle activity of the rectus femoris, biceps femoris, tibial anterior and plantar flexors gastrocnemius medialis and soleus from the dominant lower limb were collected through surface electromyographic. Antagonist coactivation of RF/BF and TA/PF muscle pairs were calculated and analyzed for each subphase. Statistically, Wilcoxon Signed-Rank test and Friedman ANOVA test were used, both with a significance level of 0,05.

Results: During sit-to-stand, significant differences were observed in antagonist coactivation for TA/PF pair, between antigravity subphase and both seat-off and stabilization subphases. Concerning stand-to-sit, there were significant differences for RF/BF pair, between eccentric control and seat-on subphases, and for pair TA/PF, between stop standing subphase and both seat-on and stabilization subphases, so as between eccentric control and seat-on. Among body segments, significant differences were found for all subphases except antigravity subphase of sit-to-stand. Antagonist coactivation of RF/BF pair was always higher, comparably to TA/PF pair, except in seat-on and stabilization subphases of stand-to-sit.

Conclusion: During sit-to-stand-to-sit, antagonist coactivation modulation at tibiotarsic seems to be more strongly related to transition between subphases, comparably to more proximal segments.

Key words: Motor control; Antagonist coactivation; Surface electromyography; Sit-to-stand; Stand-to-sit

1 Introdução

Em tarefas funcionais de grande exigência, como o *sit-to-stand* (*SitTS*) e o *stand-to-sit* (*StandTS*) (Bishop, Brunt, Pathare, Ko, & Marjama-Lyons, 2005; Bobbert, Kistemaker, Vaz, & Ackermann, 2016; Roy et al., 2006), é necessária uma ação sincronizada dos membros inferiores (Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008; Schofield et al., 2013) e entre segmentos (Cuesta-Vargas & Gonzalez-Sanchez, 2013), de forma a assegurar um adequado controlo postural (CP) (Fernandes, Sousa, Couras, Rocha, & Tavares, 2015; Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009).

Quando o enfoque da análise de uma tarefa funcional é o CP, existe uma maior necessidade de interligar os componentes biomecânicos com o respetivo *input* para o sistema nervoso central (SNC) (Sousa, Silva, & Tavares, 2012). Em meados do século passado, esta perspetiva terá influenciado o aparecimento de uma teoria de destaque no âmbito do controlo motor: a teoria do ponto de equilíbrio (Ambike, Mattos, Zatsiorsky, & Latash, 2016; Feldman, 2016). Esta teoria veio contestar o chamado “reduccionismo mecânico”, caracterizado pelo uso exclusivo de variáveis biomecânicas para descrever o movimento (Feldman & Levin, 2009). Com base na mesma, poder-se-á dizer que o *output* motor é também resultado de uma tendência para atingir um estado de equilíbrio, que deverá depender da interação entre a musculatura agonista e antagonista envolvente (Feldman, 2016; Feldman & Levin, 2009). Deste modo, o ponto de equilíbrio de uma articulação poderá estar associado a mecanismos neurofisiológicos, como a coativação agonista/antagonista (Feldman & Levin, 2009).

Já em 1967, Bernstein propunha as sinergias como estratégias neurais que simplificariam o processo de controlo motor (Bernstein, 1967). Na verdade, os padrões de ativação muscular recíproca, como é o caso da coativação, são exemplos de sinergias entre músculos antagonistas, que estão tipicamente envolvidas no CP (Sousa et al., 2012). Isto poderá sugerir que o rácio de coativação agonista/antagonista possa ser um componente neuro-motor representativo do CP. Esta coativação deverá também ser ajustada à capacidade de os músculos variarem o seu nível de atividade face à alternância de papéis desempenhados durante uma tarefa, integrando também o conceito de CP (Gjelsvik & Syre, 2016; Sousa et al., 2012).

A modulação desta atividade muscular, relacionada com o papel dos sistemas descendentes com disposição ventromedial, em parceria com o cerebelo, para a regulação dos neurónios motores extensores (Brodal, 1981; Kiernan, 2005; Siegel & Sapru, 2011), poderá ser considerada crucial para a regulação do movimento seletivo, especialmente em subfases de tarefas funcionais que impliquem variações na transferência de carga, como acontece no *SitTS* e no *StandTS*.

Estas sequências de movimento têm sido bastante exploradas, com destaque para o *SitTS* (Roy, 2006). Em termos metodológicos, tem-se recorrido sobretudo a variáveis cinemáticas, baseadas nomeadamente na análise de segmentos corporais e do centro de pressão (CoP), para descrever o movimento em termos de orientação, velocidade e aceleração (Frykberg & Hager, 2015; Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Na maioria dos estudos, este tipo de análise tem sido associado a variáveis cinéticas, como as forças de reação do solo e os momentos de força (Janssen et al., 2002). Embora a eletromiografia de superfície também tenha vindo a ser incorporada em vários estudos, poucos são os que procuram analisar estas tarefas funcionais dando a devida atenção aos componentes neuro-motores do CP (Goulart & Valls-Sole, 1999; Khemlani, Carr, & Crosbie, 1999; Silva et al., 2013; Silva et al., 2012). Relativamente à seleção dos músculos para a análise eletromiográfica, tem-se optado sobretudo pela musculatura ao nível dos membros inferiores. No entanto, é importante salientar a ausência de esclarecimentos apresentados, na generalidade dos estudos, para justificar a pertinência dos músculos selecionados. Por outro lado, verifica-se uma certa inconsistência quanto ao processo de divisão em subfases das sequências estudadas, o que dificulta a comparação entre estudos (Stevermer & Gillette, 2016).

O conhecimento acerca do movimento típico em indivíduos saudáveis é fundamental para que seja possível identificar quais os componentes neuro-motores em falta em indivíduos com patologia. No processo de raciocínio clínico, isto torna-se determinante para a seleção de estratégias de intervenção, especialmente em casos de lesão ou disfunção do SNC. Atendendo à falta de evidência focada no estudo de componentes neuro-motores do CP, no que concerne ao *SitTS* e ao *StandTS*, revela-se pertinente explorar a análise da coativação agonista/antagonista, considerando o papel dos músculos e a relação entre pares musculares nas diferentes subfases destas tarefas funcionais. Deste modo, o presente estudo tem como propósito analisar os níveis de coativação agonista/antagonista de pares musculares ao nível dos membros inferiores, entre as diferentes subfases do *SitTS* e do *StandTS* e entre segmentos proximais e distais. Como hipótese, será expectável encontrar diferenças entre subfases e entre segmentos, com valores de coativação eventualmente superiores a nível de segmentos distais.

2 Métodos

2.1 Amostra

O presente estudo observacional, analítico e transversal, foi realizado em indivíduos saudáveis pertencentes à população-alvo de estudantes e professores universitários da Escola Superior de

Saúde do Instituto Politécnico do Porto (ESS-P. Porto). Todos os participantes foram submetidos às mesmas tarefas (*SitTS* e *StandTS*), num único momento de recolha de dados.

Foram incluídos indivíduos com idades compreendidas entre os 20 e os 40 anos, que fossem considerados sedentários de acordo com a *American College of Sports Medicine* e a *American Heart Association* (Haskell et al., 2007). Como critérios de exclusão, foram tidos em consideração os seguintes: o uso de medicação passível de afetar a *performance* motora (Silva et al., 2013); a incapacidade de realizar as sequências de movimento de sentar e levantar de forma independente (Dehail et al., 2007); história prévia de patologias do foro neurológico (como acidente vascular encefálico, Parkinson, lesões a nível da ponte e/ou cerebelo, alterações da sensibilidade, etc.) (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005; Silva et al., 2013), diabetes, tromboflebitis, história de cirurgia aos membros inferiores (Silva et al., 2013; Silva et al., 2012) ou qualquer outra condição do foro ortopédico, reumático ou sistémico (Ashford & De Souza, 2000; Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011; Roldan-Jimenez, Bennett, & Cuesta-Vargas, 2015), capaz de interferir com o levantar ou o sentar. Desta forma, apresenta-se de seguida o diagrama de constituição da amostra.

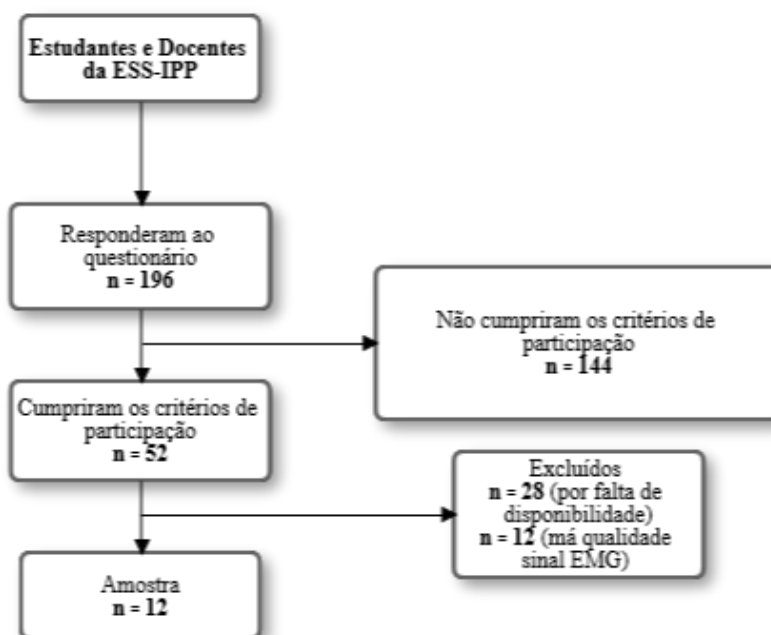


Figura 1 – Diagrama da amostra.

2.2 Instrumentos

2.2.1 Seleção e caracterização da amostra

A seleção e a caracterização da amostra realizaram-se através de um questionário eletrónico (Anexo 1), com o intuito de averiguar os critérios de participação do estudo e recolher informações relativamente aos dados sociodemográficos dos participantes.

As medidas antropométricas massa corporal (Kg) e altura (m) foram avaliadas através do recurso a uma balança *seca*® 760 (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom), com uma precisão de 1 Kg, e a um estadiómetro *seca*® 222 (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom), com uma precisão de 1 mm, respetivamente.

2.2.2 Eletromiografia de superfície

A eletromiografia de superfície (EMGs) foi utilizada para o registo da atividade muscular dos músculos reto femoral (RF), bicípite femoral (BF), gastrocnémio medial (GM), tibial anterior (TA) e solear (SOL), do membro inferior dominante. A recolha do sinal eletromiográfico foi realizada através de um eletromiógrafo portátil *bioPLUX research* (*PLUX wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal), com 8 canais analógicos de 12bit e frequência de amostragem de 1000 Hz, sendo que apenas 6 canais foram utilizados para a recolha de dados.

Utilizaram-se eléctrodos adesivos de gel *Dahlhausen Einmal-EKG-Elektroden, Typ 505, Solid-Gel (Fest-Gel), Kind* (*Dahlhausen*®, Cologne, Germany), de cloreto de prata e de superfície circular, com raio de 1 cm e configuração bipolar. Os eléctrodos adesivos foram adaptados aos sensores ativos bipolares *emgPLUX* (*PLUX wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal), com um ganho de 1000, uma banda passante de 25-500 Hz e um *Common-mode rejection ratio* de 110 dB. Os sensores foram ligados ao eletromiógrafo portátil e conectados, por via *bluetooth*, a um computador portátil, tendo-se recorrido ao *software MonitorPLUX* (*PLUX wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal) versão 2.0, para a recolha e visualização do sinal eletromiográfico.

Posteriormente, o sinal eletromiográfico foi analisado através do *software Acqknowlegde*® (*Biopac Systems, Inc.*®, Goleta, California, United States of America) versão 3.9.

2.2.3 Plataforma de forças

As forças de reação do solo e o deslocamento do CoP, utilizados para a identificação das subfases das tarefas funcionais analisadas, foram registados através de uma plataforma de forças (600 mm de comprimento e 400 mm de largura) embutida no solo, modelo *Bertec FP4060-10* (*Bertec Corporation*®, Columbus OH, United States of America). A plataforma estava conectada a um amplificador *Bertec AM6300* (*Bertec Corporation*®, Columbus OH,

United States of America), com ganhos predefinidos. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico-digital *Biopac MP100WSW Data Acquisition System*, de 16 bits, com uma frequência de amostragem de 1000 Hz.

Os dados da plataforma de forças foram obtidos através do *software Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)* versão 2.7, e foram processados pelo *software Acqknowlegde® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America)*, versão 3.9.

2.2.4 *Qualisys Motion Capture System*

Para a análise da variável cinemática do ângulo do tronco, que também contribuiu para a divisão das sequências de movimento em subfases, recorreu-se ao registo cinemático da posição espacial de três marcadores refletivos. Os marcadores foram colocados ao nível do acrómio, grande trocânter e epicôndilo lateral da tíbia, do lado do membro inferior dominante. Os dados foram registados através do sistema *Qualisys Motion Capture System (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)* versão 2.7. Este sistema possuía integradas 6 câmaras *Oqus 1* com uma frequência de aquisição de 100 Hz. O sistema estava sincronizado com a plataforma de forças através do amplificador *Bertec AM6300 (Bertec Corporation®, Columbus OH, United States of America)*.

O *software Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)* versão 2.7 permitiu a aquisição e a visualização da referida variável cinemática. Os dados foram processados através do *software Acqknowlegde® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America)*, versão 3.9.

2.3 Procedimentos

2.3.1 *Estudo Piloto*

Inicialmente procedeu-se à realização de um estudo piloto, tanto ao questionário como aos procedimentos, recorrendo a um grupo de 5 indivíduos com características semelhantes às da amostra, mas que não pertenceram à mesma. Este teve como finalidade testar a metodologia, o que permitiu a otimização dos procedimentos para posterior recolha dos dados.

2.3.2 *Recolha de Dados*

Os questionários foram distribuídos via correio eletrónico aos estudantes e professores universitários da ESS-P. Porto, tendo estes sido informados quanto ao conteúdo e objetivos do estudo. Os indivíduos que cumpriram os critérios de participação estabelecidos foram posteriormente contactados com vista a agendar a recolha de dados, que decorreu no CEMAH (Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana) da ESS-P. Porto.

Numa fase inicial, após a assinatura do consentimento informado, foram recolhidos os dados antropométricos de cada participante (massa corporal e altura).

De seguida, procedeu-se à preparação da pele para a aplicação dos elétrodos adesivos. Esta consistiu na remoção de pêlos com uma lâmina, na área de colocação dos elétrodos, seguida da abrasão da superfície morta da pele, através da aplicação de um gel esfoliante. Finalmente, a pele foi limpa com álcool isopropílico a 97%, com o intuito de reduzir a impedância da mesma e garantir uma boa qualidade do sinal eletromiográfico.

Posteriormente, foram colocados sobre cada músculo dois elétrodos adesivos, com uma distância de cerca de 2 cm entre eles, paralelamente à orientação das fibras musculares. As referências anatómicas utilizadas para a colocação dos elétrodos foram selecionadas segundo as orientações europeias de EMG do SENIAM (Tabela 1), sendo que a sua localização foi confirmada através da contração isométrica e da palpação dos ventres musculares (Criswell, 2011). O elétrodo terra foi colocado ao nível da rótula do membro inferior dominante. Seguidamente, foram colocados três marcadores refletores ao nível do acrómio, grande trocânter e epicôndilo lateral da tíbia do lado do membro inferior dominante, de modo a possibilitar o registo da cinemática do ângulo do tronco durante a realização das sequências de movimento em estudo. A identificação do membro inferior dominante teve em consideração o membro que iniciava a marcha, após solicitação da mesma (Sousa, Silva, & Santos, 2015).

Tabela 1 – Referências para colocação dos elétrodos.

Músculo	Referência para colocação dos elétrodos
Reto femoral	Ponto médio da linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a parte inferior da rótula ("SENIAM", 2016)
Bíceps femoral	Ponto médio da linha entre a tuberosidade isquiática e o côndilo lateral da tíbia ("SENIAM", 2016)
Gastrocnémio medial	Protuberância mais proeminente do músculo ("SENIAM", 2016)
Tibial anterior	1/3 da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial ("SENIAM", 2016)
Solear	2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do gastrocnémio medial e 2 cm medialmente à linha média posterior da perna ("SENIAM", 2016)
Elétrodo Terra	Rótula ("SENIAM", 2016)

Previamente à recolha dos dados da EMGs, foi verificada a qualidade do sinal eletromiográfico para controlo do sinal cruzado entre os diferentes músculos, do ruído elétrico e de possíveis interferências (Correia & Mil-Homens, 2004; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Foi estabelecido um intervalo de pelo menos 5 minutos entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha do sinal eletromiográfico (Correia & Mil-Homens, 2004).

Após uma breve explicação dos aspetos a ter em conta para a realização do *SitTS* e do *StandTS*, os participantes tiveram a oportunidade de repetir estas tarefas, no sentido de se

familiarizarem com o que era pretendido. Para a sequência de movimento *SitTS*, os participantes assumiram a posição de sentado, sem apoio do tronco (Cheng et al., 2004; Chou et al., 2003), com os membros superiores ao longo do corpo e com 2/3 do comprimento do fêmur em contacto com a superfície de apoio (Aruin & Shiratori, 2003). A altura do assento foi ajustada a 100% do comprimento entre a linha articular lateral do joelho e o solo, e os pés estavam colocados sobre uma plataforma de forças (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Cheng et al., 2004; Chou et al., 2003). Relativamente ao posicionamento inicial do *StandTS*, foi solicitado aos indivíduos que, na posição de pé, mantivessem igualmente os membros superiores ao longo do corpo e os pés sobre a plataforma de forças (Dubost et al., 2005; Silva et al., 2012).

Ambas as tarefas foram executadas com os participantes calçados (Kim, Yi, Yoo, & Choi, 2011), a uma velocidade auto-selecionada (Dubost et al., 2005), após o comando verbal “pode”. Os indivíduos foram instruídos a realizá-las sem recurso aos membros superiores e sem modificar o posicionamento dos pés entre repetições (Dubost et al., 2005), tendo este sido inicialmente registado sobre uma folha de papel colada sobre a plataforma de forças. Foi também solicitado aos participantes que mantivessem o olhar dirigido para uma referência visual, colocada a cerca de dois metros de distância (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007; Silva et al., 2013), durante a realização das tarefas. Estas foram realizadas de forma sequencial, para cada ensaio. Deste modo, o conjunto postural de sentado foi inicialmente registado por um período de 10 segundos, após o qual foi dado o primeiro comando verbal “pode” para que os participantes se levantassem. A posição de pé foi mantida durante 30 segundos e, posteriormente, foi dado um segundo comando verbal “pode”, para sentar. No final, o conjunto postural de sentado foi novamente registado por um intervalo de 10 segundos. Cada par de tarefas *SitTS/StandTS* foi repetido o número de vezes necessárias para serem obtidos três ensaios válidos. Foi definido 1 minuto de repouso entre cada ensaio.

Cada um dos investigadores ficou sempre responsável por desempenhar as mesmas tarefas, de modo a evitar a introdução de viés.

2.3.3 *Processamento de Dados*

Com vista à sincronização e processamento dos dados da EMGs, da plataforma de forças e do registo cinemático, foi desenvolvida uma rotina. Posteriormente, o processo de divisão das tarefas funcionais em subfases e a análise da intensidade de ativação muscular foi efetuada através do *software Acqknowledge® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America)* versão 3.9.

Para o sinal eletromiográfico, foram aplicados dois filtros digitais *Infinite Impulse Response – Butterworth* de 2ª ordem, um de 20 Hz (*high pass*) e outro de 500 Hz (*low pass*),

para a remoção do ruído elétrico e/ou movimento de cabos. Por fim, foi calculado o *root mean square* (RMS), a 100 amostras.

Os sinais da plataforma de forças foram filtrados através de um filtro digital *Infinite Impulse Response – Butterworth* de 2ª ordem, de frequência 20 Hz (*low pass*), tendo-se normalizado os valores obtidos ao peso de cada participante. Foi também aplicado o mesmo tipo de filtro aos dados cinemáticos.

Quanto à divisão do *SitTS* em subfases, tem-se verificado alguma variabilidade na literatura, não só quanto ao número de subfases, mas também relativamente às variáveis utilizadas para definir cada subfase (Frykberg & Hager, 2015). Por outro lado, no que diz respeito ao reduzido número de estudos acerca do *StandTS*, a divisão em subfases não tem sido muito minuciosa (Arborelius, Wretenberg, & Lindberg, 1992; Ashford & De Souza, 2000; Burnett et al., 2011; Munton, Ellis, & Wright, 1984), com exceção de estudos mais recentes que se têm debruçado sobre o CP (Silva et al., 2013; Silva et al., 2012).

A divisão das sequências de movimento em subfases foi realizada essencialmente através do recurso aos dados da plataforma de forças, nomeadamente através da análise dos componentes ântero-posterior (F_x) e vertical (F_z) da força de reação do solo (Bishop et al., 2005; Galli et al., 2008), bem como do componente ântero-posterior do deslocamento do CoP (CoP_x) (Carver, Nadeau, & Leroux, 2011; Fernandes et al., 2015). A variável cinemática do ângulo do tronco também foi tida em consideração no processo de divisão das tarefas funcionais em subfases.

Tanto para o *SitTS* como para o *StandTS*, foram identificadas 4 subfases. Para ambas as tarefas em análise, o início do movimento (T_0) foi identificado através do início da oscilação do CoP_x (Fernandes et al., 2015). O T_0 foi definido como o instante temporal em que o valor do CoP_x era superior ou inferior à média (M) do seu valor basal mais três desvios padrão (DP). Estes valores da *baseline* ($M+3DP$) foram calculados a partir de um intervalo estável de tempo de, pelo menos, 50 ms selecionado durante a posição inicial de sentado (para o *SitTS*) ou de pé (para o *StandTS*) (Fernandes et al., 2015).

A primeira subfase do *SitTS*, a translação anterior, foi definida desde T_0 até ao instante do pico máximo de F_x . A segunda subfase, o *seat-off*, correspondeu ao intervalo de tempo entre o final da primeira subfase e o instante do pico máximo de F_z , seguida da subfase antigravítica, cujo momento final foi identificado através do pico máximo do ângulo do tronco. Por fim a subfase de estabilização foi determinada através do período entre o final da subfase anterior e o momento de estabilização do CoP_x . Este foi identificado com base no primeiro instante em que o CoP_x apresentasse um valor entre a média da *baseline* (da posição de pé) menos três

desvios padrão (M-3DP) e a média da *baseline* mais três desvios padrão (M+3DP) por um intervalo de tempo mínimo de 50 ms (Fernandes et al., 2015).

Em relação ao *StandTS*, considerou-se o *stop standing* como tendo início em T_0 (Fernandes et al., 2015) e fim no instante do pico mínimo do CoP_x . Entre este instante e o pico mínimo de F_x definiu-se a subfase de controlo excêntrico. Já o *seat-on* correspondeu ao período entre o final da subfase anterior e o instante do pico máximo do ângulo do tronco. A subfase de estabilização foi identificada tendo por base os mesmos procedimentos utilizados para a determinação do instante final do *SitTS*, mas tendo em consideração a *baseline* da posição final de sentado (Fernandes et al., 2015).

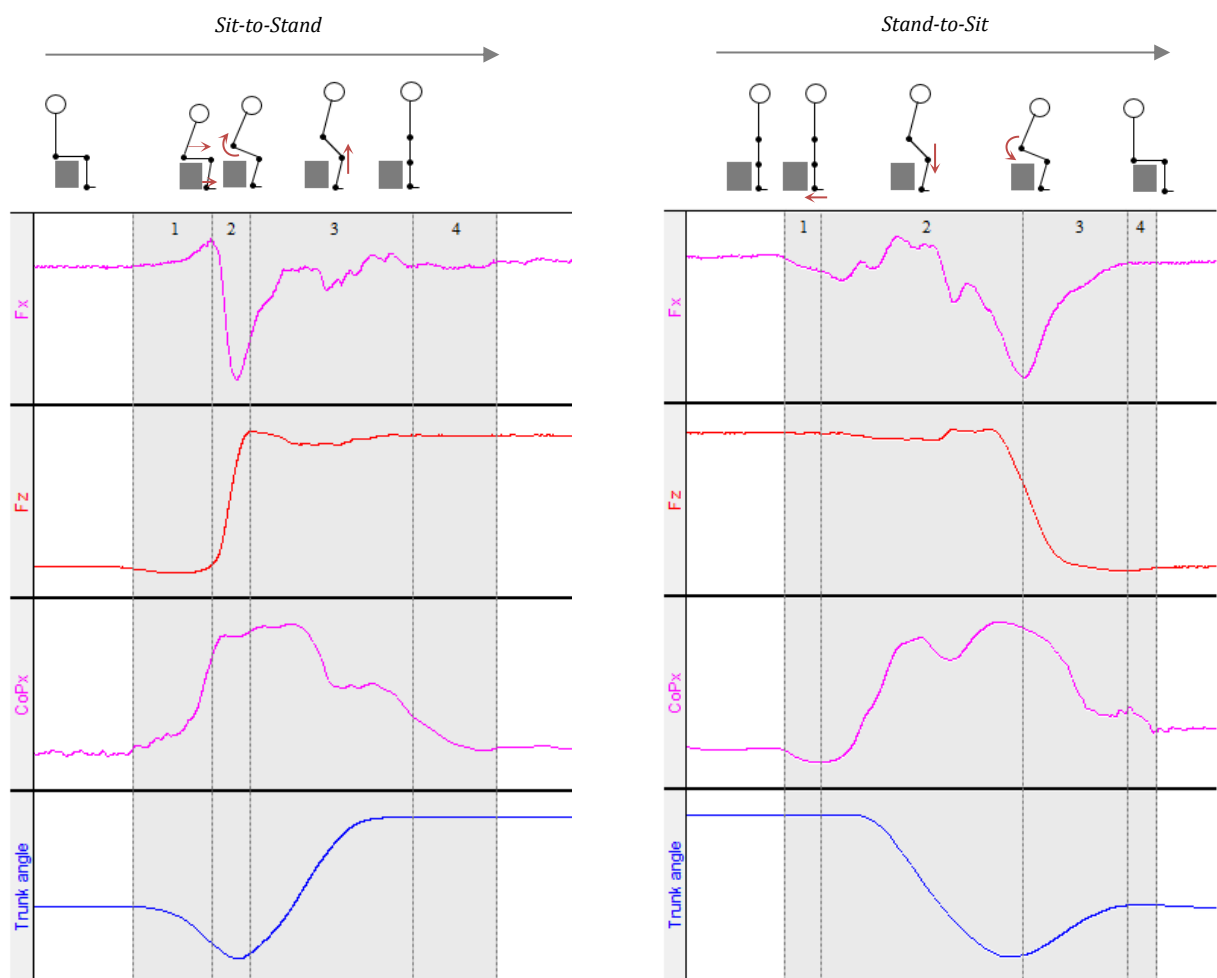


Figura 2 - Divisão do *SitTS* e do *StandTS* em subfases

(*SitTS*: 1 - translação anterior; 2 - *seat-off*; 3 - subfase antigravítica; 4 - estabilização / *StandTS*: 1 - *stop standing*; 2 - controlo excêntrico; 3 - *seat-on*; 4 - estabilização / F_x : componente ântero-posterior da força de reação do solo / F_z : componente vertical da força de reação do solo / CoP_x : deslocamento ântero-posterior do CoP / Trunk angle: ângulo do tronco).

Para cada subfase descrita, foi registada a média do RMS da intensidade de ativação muscular de três ensaios, para cada músculo em estudo.

O papel funcional de grupos musculares antagonistas no decorrer das referidas tarefas funcionais esteve na base da seleção dos músculos em estudo. Na subfase de translação anterior do *SitTS*, a ativação prévia do TA torna-se fundamental para os ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Silva et al., 2013). Sendo responsável pelo avanço da tíbia sobre o pé, este assume aqui o papel de agonista, em coativação com o SOL (Akram & McIlroy, 2011; Campignon, 2003; de Souza, Curtarelli Mde, Mukherjee, & Dionisio, 2011). Previamente ao momento de extensão dos membros inferiores, enquanto o RF aparenta exercer uma ação estabilizadora sobre o joelho (Anan, Shinkoda, Suzuki, Yagi, & Kito, 2016; Khemlani et al., 1999), o BF deverá controlar a estabilidade da coxofemoral (Khemlani et al., 1999). Já o *seat-off*, assinala a transição entre a translação anterior e a atividade antigravítica dos membros inferiores (Bhatt, Yang, Mak, Hui-Chan, & Pai, 2013), funcionando como um *trigger* para esta última, onde ocorre uma sinergia extensora entre quadricípites e isquiotibiais (Patsika, Kellis, & Amiridis, 2011). A nível distal, o SOL parece ter um papel preponderante para os APA's (Prudente, Rodrigues-de-Paula, & Faria, 2013), juntamente com os gastrocnémios, segundo alguns autores (Khemlani et al., 1999). Relativamente ao *StandTS*, sabe-se que este requer um controlo excêntrico da musculatura dos membros inferiores, com uma estabilidade adequada (Gjelsvik & Syre, 2016; Kerr, White, Barr, & Mollan, 1997). Além disso, há estudos que sugerem que, à semelhança da primeira subfase do *SitTS*, também o início do *StandTS* deverá envolver uma regulação da atividade dos músculos posteriores da perna, de modo a permitir o avanço da tíbia no sentido anterior (Silva et al., 2013; Silva et al., 2012).

Foram definidos pares musculares consoante a sua ação sobre segmentos mais proximais ou distais. Para cada par muscular, a classificação dos músculos em agonistas ou antagonistas foi feita de acordo com o predomínio do sentido do deslocamento do CoPx observado em cada subfase. Deste modo, nas subfases em que se verificou que o CoPx se deslocava predominantemente no sentido anterior, foram definidos como agonistas os músculos com ação no plano anterior (RF e TA). Por outro lado, nas subfases em que o CoPx apresentava um deslocamento tendencialmente no sentido posterior, foram classificados como agonistas os músculos da cadeia posterior (BF e GM+SOL, sendo que estes dois últimos foram agrupados e considerados como flexores plantares). Os pares musculares e a relação agonista/antagonista considerados para cada subfase do *SitTS* e do *StandTS* encontram-se representados na Tabela 2.

Posteriormente, foi calculado o rácio de coativação agonista/antagonista para as diferentes subfases, em cada ensaio, tendo sido aplicada a seguinte fórmula (Kellis, Arabatzi, & Papadopoulos, 2003):

$$\text{Coativação (\%)} = \frac{\text{atividade antagonista}}{\text{atividade agonista} + \text{atividade antagonista}} \times 100$$

Para cada subfase foi então considerado, como nível de coativação agonista/antagonista, o valor da média da percentagem de coativação dos três ensaios realizados para a subfase/tarefa funcional em questão. Este valor traduz uma medida relativa da percentagem de ativação do antagonista numa dada subfase, considerando que 100% corresponde à soma das percentagens de ativação do agonista e do antagonista (Kellis et al., 2003).

Tabela 2 - Relação agonista/antagonista para as diferentes subfases do *SitTS* e do *StandTS*.

Tarefa funcional	Subfases	Pares musculares agonista/antagonista	
		Proximal	Distal
<i>Sit-to-stand</i>	1) Translação anterior	RF/BF	TA/FP
	2) <i>Seat-off</i>	RF/BF	TA/FP
	3) Antigravítica	BF/RF	FP/TA
	4) Estabilização	BF/RF	FP/TA
<i>Stand-to-sit</i>	1) <i>Stop standing</i>	BF/RF	FP/TA
	2) Controlo excêntrico	RF/BF	TA/FP
	3) <i>Seat-on</i>	BF/RF	FP/TA
	4) Estabilização	BF/RF	FP/TA

RF: reto femoral / BF: bicípite femoral / TA: tibial anterior / FP: flexores plantares (GM+SOL)

2.4 Ética

O presente estudo foi inserido no projeto “A Reorganização do Controlo Postural face a alterações Aferentes e Eferentes”, tendo sido aprovado pela Comissão de Ética e pelo Presidente da ESS-P. Porto, bem como pelo diretor do CEMAH.

Os participantes assinaram o consentimento informado (Anexo 2) segundo a Declaração de Helsínquia, tendo sido mantidos o anonimato (através de um código numérico) e a confidencialidade dos dados. Todos os participantes tiveram a possibilidade de recusar ou interromper a qualquer momento a sua participação no estudo.

2.5 Estatística

A análise estatística descritiva e inferencial foi realizada com recurso ao *software Statistical Package for Social Sciences (SPSS, IBM, Armonk, New York, United States of America)* versão 24.0, tendo-se considerado um nível de significância de 0,05.

De forma a identificar diferenças quanto aos níveis de coativação agonista/antagonista entre as diferentes subfases do *SitTS* e também do *StandTS* para cada par muscular em estudo, foi utilizado o teste da *ANOVA de Friedman*, seguido do teste de *Dunn* como *post-hoc*. Para detetar diferenças relativamente aos níveis de coativação agonista/antagonista entre segmentos proximais e distais em cada subfase das tarefas funcionais em estudo, recorreu-se ao teste de *Wilcoxon Signed-Rank* (J. Marôco, 2010).

Uma vez que o pressuposto da normalidade, testada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*, não foi cumprido em todas as variáveis, foram utilizadas as versões não paramétricas dos testes inferenciais. Relativamente à estatística descritiva, recorreu-se à mediana e à média como medidas de tendência central, e respetivos percentis 25 e 75 e desvio padrão como medidas de dispersão (J. Marôco, 2010).

3 Resultados

A amostra final, constituída por 12 indivíduos com idades compreendidas entre os 22 e os 40 anos de idade, sendo apenas um do sexo masculino, foi caracterizada quanto aos dados antropométricos, tal como descrito na Tabela 3.

Tabela 3 - Caraterização dos dados antropométricos da amostra com os respetivos valores de mediana, percentis 25 e 75, média e desvio padrão.

Dados Antropométricos				
	Idade (anos)	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m ²)
Md	31,00	64,00	1,65	22,35
(P25; P75)	(24,25; 36,50)	(57,00; 66,50)	(1,63; 1,74)	(21,20; 24,75)
M ± DP	30,50 ± 6,54	62,92 ± 5,977	1,66 ± 0,08	22,95 ± 2,23

IMC: Índice de Massa Corporal / Md: Mediana / P25: Percentil 25 / P75: Percentil 75 / M: Média / DP: Desvio Padrão

3.1 Coativação agonista/antagonista entre subfases

No *SitTS*, foram observadas diferenças significativas nos níveis de coativação agonista/antagonista entre subfases, para o par TA/FP ($\chi^2=20,200$; $p<0,001$). A este nível, os valores de coativação da subfase antigravítica foram significativamente superiores aos do *seat-off* ($p<0,001$) e aos da subfase de estabilização ($p=0,003$). No que diz respeito ao par RF/BF, não se observaram diferenças significativas entre quaisquer subfases desta tarefa ($\chi^2=5,000$; $p=0,172$) (Figura 3).

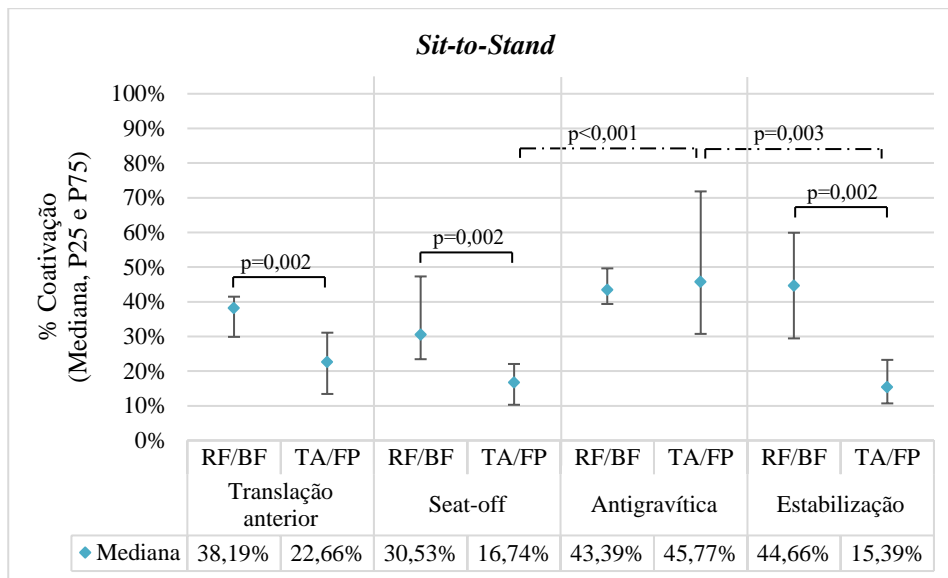


Figura 3 - Valores da mediana e percentis 25 e 75 dos níveis de coativação dos pares musculares RF/BF e TA/FP, para as subfases da tarefa funcional *SitTS*. Comparação entre os níveis de coativação agonista/antagonista entre subfases e entre os pares musculares RF/BF e TA/FP.

Relativamente ao *StandTS*, evidenciaram-se diferenças significativas entre subfases, tanto para o par TA/FP ($\chi^2=29,100$; $p<0,001$) como para o par RF/BF ($\chi^2=11,500$; $p=0,009$). Para ambos os pares musculares, os valores de coativação no *seat-on* foram significativamente superiores aos da subfase de controlo excêntrico (RF/BF: $p=0,005$; TA/FP: $p=0,005$). Em relação ao par TA/FP, os valores de coativação no *seat-on* ($p<0,001$), assim como na subfase de estabilização ($p<0,001$), foram ainda significativamente superiores aos do *stop standing* (Figura 4).

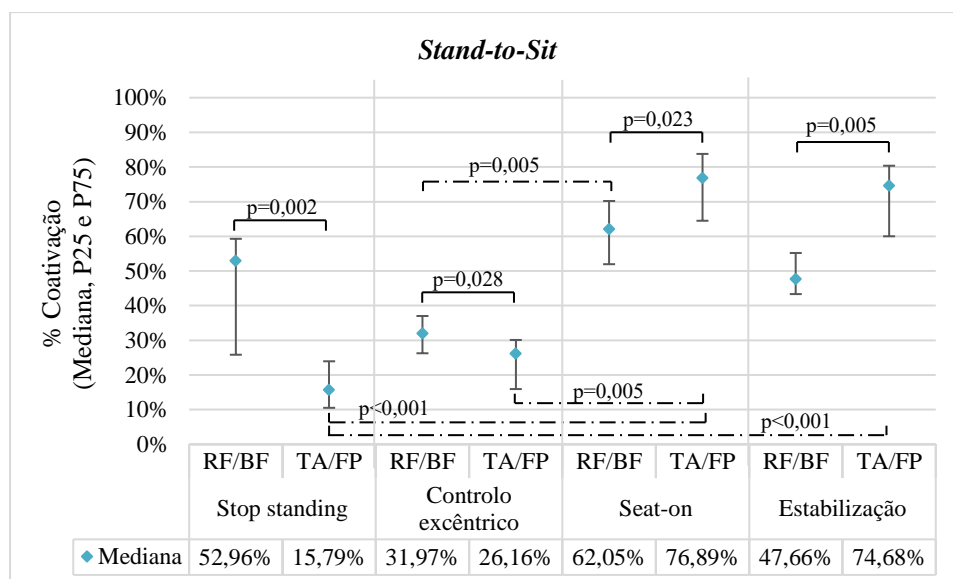


Figura 4 - Valores da mediana e percentis 25 e 75 dos níveis de coativação dos pares musculares RF/BF e TA/FP, para as subfases da tarefa funcional *StandTS*. Comparação entre os níveis de coativação agonista/antagonista entre subfases e entre os pares musculares RF/BF e TA/FP.

3.2 Coativação agonista/antagonista entre os pares musculares TA/FP e RF/BF

Os valores de coativação agonista/antagonista entre os pares musculares TA/FP e RF/BF foram significativamente diferentes para todas as subfases das tarefas funcionais em análise, com exceção da subfase antigravítica do *SitTS*.

Particularmente no *SitTS* (Figura 3), identificaram-se valores de coativação significativamente superiores para o par RF/BF, comparativamente ao par TA/FP, nas subfases de translação anterior ($Z=-3,059$; $p=0,002$), *seat-off* ($Z=-3,059$; $p=0,002$) e estabilização ($Z=-3,059$; $p=0,002$). Quanto ao *StandTS* (Figura 4), o mesmo se verificou para as subfases *stop standing* ($Z=-3,059$; $p=0,002$) e controlo excêntrico ($Z=-2,197$; $p=0,028$), enquanto que nas subfases *seat-on* ($Z=-2,275$; $p=0,023$) e estabilização ($Z=-2,824$; $p=0,005$) foram identificadas diferenças no sentido inverso.

4 Discussão

4.1 Coativação agonista/antagonista entre subfases

Tanto no *SitTS* como no *StandTS*, foi possível verificar diferenças significativas relativamente aos níveis de coativação agonista/antagonista entre algumas subfases. Estes resultados remetem para a existência de variabilidade desta variável no decorrer destas tarefas, tal como esperado.

As variações na transferência de carga, inerentes às tarefas funcionais em estudo, implicam modificações constantes na relação de comprimento/tensão dos músculos envolvidos (Silva et al., 2013; Silva et al., 2012). O facto deste *input* propriocetivo assumir um papel de relevo na modulação do CP (Sousa et al., 2012), aliado à noção de que a coativação agonista/antagonista é modulada face às exigências impostas durante cada tarefa funcional (Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000), poderá suportar a variabilidade dos rácios de coativação agonista/antagonista verificada entre subfases.

A variabilidade dos níveis de coativação observada em segmentos proximais foi tendencialmente diferente da observada em termos distais. Quanto ao par RF/BF, apenas se identificaram diferenças significativas no *StandTS* e entre duas subfases. Já em relação ao par TA/FP, além de se terem verificado diferenças significativas em ambas as tarefas funcionais, estas foram observadas entre um maior número de subfases. Estes resultados sugerem que a musculatura ao nível da tibiotársica possa apresentar um comportamento tendencialmente mais variável, face a segmentos mais proximais.

Na verdade, na análise da marcha em indivíduos saudáveis, a tibiotársica tem sido salientada pelo seu papel na transição entre subfases (Lin, Yang, Cheng, & Wang, 2006; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001; Silva et al., 2015), sendo que a coativação a este nível varia

durante o ciclo da marcha (Lamontagne et al., 2000). Particularmente no *SitTS* e no *StandTS*, o TA parece ser o músculo mais representativo dos APA's - componentes que estão também envolvidos no CP -, assegurando a estabilidade da tibiotársica previamente ao deslocamento do corpo no sentido anterior (Silva et al., 2013). Adicionalmente, a sua coativação com o SOL pelo mecanismo de inervação recíproca, é fundamental para a estabilidade da tibiotársica, possibilitando o movimento simultâneo de segmentos mais proximais (de Souza, Curtarelli Mde, Mukherjee, & Dionisio, 2011; Silva et al., 2013). A evidência de um largo número de conexões neurais entre o SOL e o GM (Rothwell, 1994), que funcionam como uma unidade funcional noutras tarefas como na marcha (Silva et al., 2015), poderá ainda legitimar o contributo do GM para o CP no *SitTS*, tal como sugerido por Khemlani et al. (1999). Deste modo, estando estes músculos intimamente relacionados com o CP, independentemente do domínio da sua constituição morfológica (Ashford & De Souza, 2000; Di Giulio, Maganaris, Baltzopoulos, & Loram, 2009), depreende-se que os mesmos adotem funções posturais nas referidas tarefas funcionais. De facto, segundo Goulart & Valls-Sole (1999), músculos posturais como o TA e o SOL, apresentam uma capacidade superior de variação da sua atividade durante o *SitTS*, comparativamente a músculos executores, como o quadricípite e os isquiotibiais.

Atendendo ao que foi previamente mencionado, os resultados obtidos no presente estudo poderão ser passíveis de justificação.

Assim sendo, a variação do padrão de coativação a nível distal, comparativamente ao comportamento mais constante observado em segmentos mais proximais, poderá de facto sugerir que a tibiotársica possa ser responsável pela transição entre subfases no *sit-to-stand-to-sit*, à semelhança do que acontece na marcha. Este aspeto poderá apontar para a preponderância do papel da tibiotársica na avaliação do controlo postural.

4.2 Coativação agonista/antagonista entre os pares musculares TA/FP e RF/BF

No que diz respeito à comparação entre segmentos proximais e distais, identificaram-se diferenças significativas nos valores de coativação agonista/antagonista em todas as subfases, com exceção da subfase antigravítica do *SitTS*. Enquanto que no *seat-on* e na subfase de estabilização do *StandTS* o rácio de coativação do par TA/FP foi superior ao do par RF/BF, nas restantes subfases analisadas verificou-se o inverso.

A existência de diferenças nos rácios de coativação entre segmentos parece reforçar a hipótese de que os pares musculares TA/FP e RF/BF deverão desempenhar funções distintas nestas sequências de movimento. No entanto, o sentido geral destas diferenças aponta para valores de coativação tendencialmente superiores para o par RF/BF, não indo de encontro ao esperado. Tendo em consideração o destaque para o papel da relação entre músculos antagonistas da tibiotársica para o CP durante o *SitTS* e o *StandTS* (Silva et al., 2013; Silva et

al., 2012), bem como a associação do mecanismo de coativação agonista/antagonista com a promoção da estabilidade (Kellis, Arabatzi, & Papadopoulos, 2003), seriam esperados valores de coativação TA/FP tendencialmente superiores face ao par RF/BF.

De acordo com Lamontagne et al. (2000), os níveis de coativação durante a marcha em indivíduos saudáveis parecem aumentar consoante o aumento do grau de exigência em termos de CP. Em contrapartida, na análise do gesto de alcance realizada por Darainy & Ostry (2008), a coativação de músculos posturais foi superior relativamente a músculos fásicos. De facto, face ao papel dominante da tibiotársica na regulação da estabilidade (Doorenbosch, Harlaar, Roebroek, & Lankhorst, 1994), principalmente no que concerne à subfase de translação anterior do *SitTS* e à subfase de controlo excêntrico do *StandTS*, que traduzem uma translação anterior da tibia sobre o pé por ação do TA (Silva et al., 2013; Silva et al., 2012), seria expectável que os valores de coativação do par TA/FP fossem superiores aos do par RF/BF. Estabelecendo um paralelismo com o *seat-off*, que implica uma deslocação do centro de massa no sentido anterior (Brunt, Greenberg, Wankadia, Trimble, & Shechtman, 2002), tal como a translação anterior, o mesmo seria esperado. Numa outra perspetiva, sendo que a principal fonte de informação proprioceptiva na posição de pé provém da musculatura da tibiotársica (Sousa et al., 2012), teria sido também presumível a observação de valores de coativação superiores para o par TA/FP em subfases como a estabilização do *SitTS* e o *stop standing* do *StandTS*, mais relacionadas com a posição de pé.

Em indivíduos com patologia do foro neurológico, os valores elevados de coativação agonista/antagonista têm sido descritos como mecanismos adaptativos para assegurar a estabilidade na marcha (Silva et al., 2015). Esta explicação surgiu também associada aos adultos mais velhos, atendendo à diminuição do CP inerente ao envelhecimento (Nagai et al., 2011), ou mesmo à presença de fraqueza muscular, aquando da análise do *SitTS* em indivíduos com patologia (Busse, Wiles, & van Deursen, 2006). Considerando que esta estratégia compensatória é também utilizada por indivíduos saudáveis quando a estabilidade postural é desafiada (Lamontagne et al., 2000), os resultados observados - particularmente em subfases que exigem maior CP para a tibiotársica -, poderão ser explicados pela presença de uma possível diminuição do CP ao nível das coxofemorais. Esta questão poderá ser plausível atendendo à amostra em estudo, que se caracterizou por estudantes/docentes sedentários que passarão naturalmente bastante tempo sentados no dia-a-dia.

Apesar de relativamente ao *seat-on* se terem verificado níveis de coativação superiores no par TA/FP face ao par RF/BF, teria sido mais provável que se tivesse verificado o inverso, uma vez que esta subfase deverá implicar um maior CP das coxofemorais, face ao grande controlo excêntrico implícito a nível mais proximal. Seguindo a mesma linha de raciocínio mencionada

previamente, uma possível diminuição do CP a nível distal poderá também corroborar este resultado. Considerando ainda a subfase de estabilização do *StandTS* como sendo à partida menos exigente que as restantes, não foi possível encontrar fundamentos passíveis de justificar as diferenças entre TA/FP e RF/BF ou mesmo os valores tendencialmente elevados de coativação na tibiotalársica.

Em termos gerais, os resultados obtidos no presente estudo levantam questões fundamentais no âmbito do CP: fará sentido procurar valores normativos de coativação? Ou será mais importante quantificar a variação desses valores entre subfases? Estará a estabilidade eventualmente mais relacionada com a variabilidade dos rácios de coativação entre subfases, ao invés de valores superiores dessa mesma variável? Atendendo ao carácter exploratório do presente estudo, seria pertinente que estudos futuros procurassem explorar estas questões.

4.3 Limitações do estudo

No processo de divisão do *SitTS* e do *StandTS* em subfases, a determinação das variáveis e, particularmente, dos respetivos marcos representativos dos limites de cada subfase revelou-se complexa. Apesar do reduzido tamanho amostral, neste estudo foi possível identificar um padrão motor comum entre indivíduos, o que permitiu definir a metodologia utilizada. Porém, a deteção de ligeiras variações aquando da análise inter ou mesmo intra-sujeito dificultou este processo. De facto, a variabilidade do movimento entre sujeitos tem sido mencionada por alguns autores (Ashford & De Souza, 2000; Frykberg & Hager, 2015; Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Segundo Janssen et al. (2002), uma provável justificação poderá ser o reduzido tamanho amostral. Na realidade, talvez esta variabilidade pudesse ter sido atenuada numa amostra maior, além de que potenciaria o estabelecimento de resultados mais evidentes. Contudo, é importante ressaltar que a variabilidade do movimento é uma questão extremamente interessante e rica do ponto de vista do controlo motor.

O tamanho reduzido da amostra poderá ser apontado como a grande limitação deste estudo. Futuramente, seria pertinente aprofundar a análise da coativação agonista/antagonista durante o *sit-to-stand-to-sit* e noutras tarefas funcionais, no sentido de identificar que segmentos e que fatores serão responsáveis pela transição entre subfases. Posteriormente, seria então oportuno analisar a coativação agonista/antagonista entre indivíduos com e sem patologia do SNC.

5 Conclusão

Em ambas as tarefas funcionais estudadas, parece existir variabilidade quanto aos níveis de coativação entre subfases. No entanto, a musculatura ao nível da tibiotalársica aparenta ter um

comportamento tendencialmente mais variável, face a segmentos mais proximais. Atendendo aos níveis de coativação entre segmentos proximais e distais, estes aparentaram ser diferentes para todas as subfases, exceto para a subfase antigravítica do *SitTS*. Enquanto que no *seat-on* e na subfase de estabilização do *StandTS* o rácio de coativação do par TA/FP parece ser superior ao do par RF/BF, nas restantes subfases analisadas parece verificar-se o inverso.

Em suma, no *sit-to-stand-to-sit*, a modulação da coativação a nível da tibiotársica parece estar mais associada à transição entre subfases, comparativamente a segmentos mais proximais.

6 Agradecimentos

Agradeço aos participantes pela colaboração e disponibilidade prestadas e a todos os que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

7 Referências bibliográficas

- Ambike, S., Mattos, D., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2016). Synergies in the space of control variables within the equilibrium-point hypothesis. *Neuroscience*, *315*, 150-161.
- Arborelius, U. P., Wretenberg, P., & Lindberg, F. (1992). The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics*, *35*(11), 1377-1391.
- Ashford, S., & De Souza, L. (2000). A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. *Physiotherapy Research International*, *5*(2), 111-128.
- Bernstein, N. (1967). *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., Ko, M., & Marjama-Lyons, J. (2005). Changes in distal muscle timing may contribute to slowness during sit to stand in Parkinsons disease. *Clinical Biomechanics*, *20*(1), 112-117.
- Bobbert, M. F., Kistemaker, D. A., Vaz, M. A., & Ackermann, M. (2016). Searching for strategies to reduce the mechanical demands of the sit-to-stand task with a muscle-actuated optimal control model. *Clinical Biomechanics*, *37*, 83-90.
- Brodal, A. (1981). *Neurological Anatomy in Relation to Clinical Medicine* (3 ed.). New York: Oxford: University Press.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *83*(7), 924-929.
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(4), 610-615.
- Busse, M. E., Wiles, C. M., & van Deursen, R. W. (2006). Co-activation: its association with weakness and specific neurological pathology. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *3*(1), 26.
- Carver, T., Nadeau, S., & Leroux, A. (2011). Relation between physical exertion and postural stability in hemiparetic participants secondary to stroke. *Gait Posture*, *33*(4), 615-619.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *83*(1), 10-16.

- Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography* (2 ed.). United States of America: Jones and Bartlett Publishers.
- Cuesta-Vargas, A. I., & Gonzalez-Sanchez, M. (2013). Differences in muscle activation patterns during sit to stand task among subjects with and without intellectual disability. *BioMed Research International*, 2013, 1-7.
- Darainy, M., & Ostry, D. J. (2008). Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research*, 190(2), 153-163.
- de Souza, L. A., Curtarelli Mde, B., Mukherjee, M., & Dionisio, V. C. (2011). The effect of the partially restricted sit-to-stand task on biomechanical variables in subjects with and without Parkinson's disease. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 719-726.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103.
- Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*, 587(Pt 10), 2399-2416.
- Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Roebroeck, M. E., & Lankhorst, G. J. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-1307.
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., & Mourey, F. (2005). Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Phys Ther*, 85(5), 404-412.
- Feldman, A. G. (2016). The Relationship Between Postural and Movement Stability | SpringerLink. In J. Laczko & M. L. Latash (Eds.), *Progress in Motor Control - Theories and TRanslations* (Vol. 957). Cham: Springer.
- Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2009). The Equilibrium-Point Hypothesis - Past, Present and Future. In D. Sternad (Ed.), *Progress in Motor Control - A Multidisciplinary Perspective* (Vol. 629). USA: Springer.
- Fernandes, A., Sousa, A. S., Couras, J., Rocha, N., & Tavares, J. M. (2015). Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease. *Medical Engineering & Physics*, 37(11), 1070-1075.
- Frykberg, G. E., & Hager, C. K. (2015). Movement analysis of sit-to-stand – research informing clinical practice. *Physical Therapy Reviews*, 20(3).

- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture*, 28(1), 80-85.
- Gjelsvik, B. E. B., & Syre, L. (2016). *The Bobath Concept in Adult Neurology* (2nd ed.). Germany: Thieme.
- Goulart, F. R., & Valls-Sole, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology*, 110(9), 1634-1640.
- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., . . . Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1423-1434.
- Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.
- Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 13(3), 229-238.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H., & Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Kiernan, J. (2005). *The human nervous system. An anatomical viewpoint* (8 ed.). London: Lippincott Williams & Wilkins.
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 407-415.
- Lin, P.-Y., Yang, Y.-R., Cheng, S.-J., & Wang, R.-Y. (2006). The Relation Between Ankle Impairments and Gait Velocity and Symmetry in People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 562-568.
- Marôco, J. (2010). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (1 ed.). Pero Pinheiro: ReportNumber.
- Munton, J. S., Ellis, M. I., & Wright, V. (1984). Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 43(1), 63-65.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(3), 338-343.

- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, *34*(11), 1387-1398.
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *The Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. United Kingdom: Blackwell Publishing Ltd.
- Roldan-Jimenez, C., Bennett, P., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests. *PLoS One*, *10*(10), e0141675.
- Rothwell, J. (1994). *Control of Human Voluntary Movement* (Second edition ed.). United Kingdom: Chapman & Hall.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Piotte, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, *21*(6), 585-593.
- Schofield, J. S., Parent, E. C., Lewicke, J., Carey, J. P., El-Rich, M., & Adeeb, S. (2013). Characterizing asymmetry across the whole sit to stand movement in healthy participants. *Journal of Biomechanics*, *46*(15), 2730-2735.
- SENIAM. (2016, Novembro 20). *SENIAM*. Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Siegel, A., & Sapru, H. (2011). *Essential neuroscience* (2 ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*, *30*(1), 48-55.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, *29*(3), 71-76.
- Silva, A., Sousa, A. S., Silva, C., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2015). Ankle antagonist coactivation in the double-support phase of walking: Stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & Motor Research*, *32*(3), 153-157.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, *31*(5), 349-356.

- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory and Motor Research*, 29(4), 131-143.
- Stevermer, C. A., & Gillette, J. C. (2016). Kinematic and Kinetic Indicators of Sit-to-Stand. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 7-15.

8 Anexos

8.1 Anexo 1 – Questionário de seleção e caracterização da amostra



ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE

Questionário de seleção da amostra

No âmbito do Projeto de Investigação “Análise da coativação agonista/antagonista nos membros inferiores durante o *sit-to-stand-to-sit* em indivíduos saudáveis” da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, sob a orientação da Professora Doutora Augusta Silva, convidamo-lo a participar num questionário que pretende selecionar uma amostra para a realização do referido estudo científico. O questionário é anónimo e serão necessários cerca de dois minutos para responder a todas as perguntas.

Desde já, agradecemos a sua disponibilidade e colaboração.

1. Iniciais do seu nome

2. Sexo

() Masculino

() Feminino

3. Data de nascimento (dd/mm/aaaa)

4. Contacto telefónico

5. E-mail

6. Toma alguma medicação atualmente?

Sim

Para quê? _____

Não

7. Já foi sujeito a alguma intervenção cirúrgica?

Sim

A quê? _____

Não

7.1. Há quanto tempo?

< 3 meses

3 - 6 meses

6 - 12 meses

> 12 meses

8. Tem ou teve alguma doença que considere importante referir?

Sim

Qual? _____

Não

9. Tem alguma dor mantida há pelo menos 3 meses?

Sim

Onde? _____

Não

10. Pratica algum tipo de exercício físico? Entenda-se exercício físico como toda a atividade física com gasto energético - planeada, estruturada e repetitiva.

Sim

Qual? _____

Não

10.1. Quantas vezes por semana pratica atividade física?

- 1 vez por semana
 2 vezes por semana
 3 vezes por semana
 4 vezes por semana
 5 vezes por semana
 6 vezes por semana
 7 vezes por semana

10.2. Qual a duração de cada sessão de exercício físico?

- < 20 minutos
 20-30 minutos
 > 30 minutos

Obrigada pela sua colaboração!

8.2 Anexo 2 – Termo de consentimento informado

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Declaração de Consentimento Informado

Conforme a lei 67/98 de 26 de outubro e a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008)

DESIGNAÇÃO DO ESTUDO: “A Reorganização do Controlo Postural face a alterações Aferentes e Eferentes”

Eu, abaixo-assinado _____

compreendi a explicação que me foi prestada que versou os objetivos, os métodos e eventual desconforto do estudo em que serei incluído. Sei que neste estudo está prevista a realização de um questionário e de um estudo eletromiográfico, tendo-me sido explicado em que consistem. Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome do Investigador e Contacto: Patrícia de Campos Paiva Peres
(patriciacpperes@hotmail.com 913163369)

DATA

—/—/—

ASSINATURA

8.3 Anexo 3 – Base de Dados

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Idade	22	40	32	30	35	23	39	25	24	37	34	25
Sexo	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Massa	65	68	56	57	67	57	64	59	64	76	57	65
Altura	1,75	1,65	1,54	1,67	1,77	1,51	1,63	1,64	1,75	1,65	1,64	1,69
IMC	21,22	24,98	23,61	20,44	21,39	25,00	24,09	21,94	20,90	27,92	21,19	22,76
TA/FP_SitTS_1	22,922	25,112	9,846	22,398	26,217	40,269	15,936	32,708	12,063	12,571	20,535	32,805
RF/BF_SitTS_1	33,719	40,510	36,897	26,487	42,701	41,788	64,123	38,437	17,591	38,674	28,599	37,946
TA/FP_SitTS_2	15,331	18,256	9,394	20,327	24,057	38,567	12,969	18,152	7,506	9,287	15,067	22,630
RF/BF_SitTS_2	33,479	28,822	48,921	30,932	53,409	42,480	60,133	18,539	16,866	21,639	29,408	30,135
TA/FP_SitTS_3	77,863	31,972	47,653	29,128	38,971	30,325	60,790	53,139	75,520	80,497	43,889	25,306
RF/BF_SitTS_3	49,931	48,747	39,091	40,180	45,263	41,515	26,764	40,425	61,415	63,183	35,192	46,846
TA/FP_SitTS_4	9,011	18,934	14,590	19,931	10,611	16,188	28,697	9,873	26,867	12,845	24,343	10,918
RF/BF_SitTS_4	28,430	25,369	61,612	54,891	56,798	21,529	32,458	79,106	38,108	60,953	42,139	47,171
TA/FP_StandTS_1	4,646	21,052	41,582	20,390	13,029	9,849	16,881	14,700	40,609	12,587	7,856	24,921
RF/BF_StandTS_1	24,523	23,606	75,021	56,553	51,764	29,789	17,556	60,188	50,819	60,687	55,668	54,159
TA/FP_StandTS_2	32,711	27,650	8,713	28,249	24,676	41,825	20,288	28,351	7,572	14,492	20,363	30,691
RF/BF_StandTS_2	35,124	27,950	15,660	35,146	55,567	37,458	63,072	25,805	26,138	26,663	35,678	28,812
TA/FP_StandTS_3	70,468	60,535	90,478	77,175	78,648	58,623	76,598	71,931	86,429	84,321	82,137	62,496
RF/BF_StandTS_3	81,702	72,124	63,463	60,639	50,671	63,546	39,203	50,165	77,628	64,407	59,304	55,817
TA/FP_StandTS_4	76,155	49,099	89,719	80,457	71,696	41,382	84,363	73,206	60,744	80,100	79,420	59,771
RF/BF_StandTS_4	59,033	46,104	42,513	58,198	47,809	47,510	40,151	34,628	57,170	49,277	45,832	48,956

Sexo: 1 - Feminino; 2 - Masculino / IMC: Índice de Massa Corporal / TA/FP: Coativação do par muscular tibial anterior/flexores plantares / RF/BF: Coativação do par muscular reto femoral/bicípite femoral / SitTS_1/2/3/4: subfase 1/2/3/4 do *sit-to-stand* / StandTS_1/2/3/4: subfase 1/2/3/4 do *stand-to-sit*

