

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

EMANUELE MORAES MELLO

**O CONTROLE NEURAL DO TRÍCEPS
SURAL E IMPLICAÇÕES NA
MANUTENÇÃO DA POSTURA
ORTOSTÁTICA**

SÃO PAULO
2011

EMANUELE MORAES MELLO

**O CONTROLE NEURAL DO TRÍCEPS
SURAL E IMPLICAÇÕES NA
MANUTENÇÃO DA POSTURA
ORTOSTÁTICA**

Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Neurociências e Comportamento

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn

SÃO PAULO
2011

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na publicação
Biblioteca Dante Moreira Leite
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Mello, Emanuele Moraes.

O controle neural do tríceps sural e implicações na manutenção da postura ortostática / Emanuele Moraes Mello; orientador André Fabio Kohn. -- São Paulo, 2011.

136 f.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Postura 2. Torque 3. Eletromiografia I. Título.

RA781.5

FOLHA DE APROVAÇÃO

Emanuele Moraes Mello

O controle neural do tríceps sural e implicações na manutenção da postura ortostática

Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Neurociências e Comportamento

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof. (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof. (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

*Dedico este trabalho as pessoas que mais me incentivaram em toda minha vida,
que muitas vezes não conheciam os meus objetivos,
mas torciam sempre pela sua concretização,
comemorando as mais singelas vitórias.
Pessoas que me enchiam de vontade para seguir em frente, mesmo nos momentos
difíceis, pois sabiam que assim eu chegaria mais perto de concretizar essa
importante etapa da minha Vida.*

Meu amado marido Fernando.

Meus queridos pais Severino e Teresa.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. André Fabio Kohn, por toda sua dedicação, competência, compreensão, amizade e pelos valiosos ensinamentos aplicados nesses anos.

Aos participantes do exame de qualificação: Prof. Dr. José Angelo Barela e Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano, por todas as sugestões que contribuíram para este trabalho.

Aos professores do LEB: Profa. Dra. Cinthia Itiki, Prof. Dr. José Carlos T. B. Moraes, Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya pela agradável convivência.

Ao técnico em eletrônica, bacharel em Física e mestre em Engenharia Biomédica pela USP, Sandro Aureliano Miqueleti pelo constante apoio técnico e amizade.

Ao técnico em computação Fernando Rangel pela colaboração, auxílio e amizade.

Ao doutorando do LEB e colega, Fernando Henrique Magalhães, pelo inestimável auxílio no reprocessamento dos sinais e nas respectivas análises estatísticas.

A todas as pessoas do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB), que transformaram o ambiente de trabalho em um lugar muito acolhedor: Liria, Sabrina, Eugênia, Carol, Diana, Sandro, Fernando Magalhães, Rinaldo, Fernando Rangel, Rogério Cisi...

Aos voluntários que participaram dos experimentos de maneira espontânea, sendo que alguns em mais de um ensaio, sem os quais não seria possível a realização desta pesquisa.

Aos colegas de disciplinas: Juliana, Manuela, Cláudia, Fernando Magalhães, Sabrina, Bergson... pelos momentos de discussões e grandes conversas.

A todo pessoal da secretaria da Psicologia e do Programa de Neurociências e Comportamento – NEC, pela atenção, paciência e disposição em ajudar.

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo apoio financeiro concedido (processo n.06/60399-0) para a realização deste trabalho.

Em essencial e acima de Tudo, Deus, que me abençoou com mais esta oportunidade.

RESUMO

MELLO, E. M. **O controle neural do tríceps sural e implicações na manutenção da postura ortostática.** São Paulo, 2011. Tese (Doutorado) – Programa de Neurociência e Comportamento / Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo.

Durante a postura ereta quieta (PEQ) há oscilações aleatórias do centro de pressão, que podem ser medidas por uma plataforma de força. Esse movimento aleatório, que ocorre mesmo durante uma posição ortostática, é devido a fontes de variabilidade que vão desde a periferia do sistema sensorial até o sistema muscular na geração de torques, passando pelo sistema nervoso central. Uma vez gerados os comandos motores descendentes pelo encéfalo, fontes de variabilidade geradas na medula espinhal e nas unidades motoras contribuem para variabilidade na força desenvolvida e que não estão contidas nos comandos descendentes. O foco desta tese foi dirigido ao estudo da contribuição de fontes associadas à medula espinhal e às unidades motoras na geração de variabilidades do torque na articulação do tornozelo associadas ao controle do grupo muscular tríceps sural, que é de grande importância no controle da postura ortostática. A metodologia desenvolvida constou no estudo da variabilidade do torque de flexão plantar gerado em diferentes condições juntamente com a análise dos eletromiogramas dos músculos que compõem o tríceps sural. Foram realizados três conjuntos de experimentos: 1) sujeito sentado, com joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF) em tarefa de contração isométrica (tarefa de força - TF); 2) sujeito sentado, com joelho estendido, comparando TF com tarefa de controle de posição (TP); 3) sujeito em posição ortostática livre e apoiada, comparada com TF e TP executadas na posição sentada com o joelho estendido, na manutenção do mesmo torque de flexão plantar mensurado na posição ortostática. Essas últimas condições foram também testadas por meio do reflexo H do músculo SO. Para os experimentos 1 e 2 a amostra constou de 13 sujeitos e para o experimento 3 de 9 sujeitos, todos saudáveis. Os quantificadores utilizados para caracterizar os sinais captados foram o valor médio (μ), o desvio padrão (σ) e o coeficiente de variação (CV), para os sinais de torque e da envoltória do eletromiograma (EMG) dos músculos sóleo (SO), gastronêmio lateral (GL) e gastronêmio medial (GM) nas condições acima. Os resultados do Experimento 1 são sintetizados a seguir. O torque em contração voluntária máxima (CVM) foi 58% maior na posição JE quando comparado com o valor em JF, mas a variabilidade (σ e CV) foi maior em JF do que em JE. Para contrações de 10 a 80% da CVM, a variabilidade do torque (σ e CV) também foi maior na posição JF do que na JE. Foi observada relação linear entre σ e μ do torque gerado pelo tríceps sural em JE e JF (σ e μ normalizados em relação aos respectivos torques em CVM), aumentando a variabilidade da força gerada ao aumentar o valor médio da força. Os níveis de ativação muscular (μ da envoltória) foram maiores em JE do que em JF, principalmente devido à maior ativação de GM e GL. O músculo SO apresentou intensidade de ativação normalizada maior do que a do GM e GL, tanto em JE quanto em JF. Tanto a intensidade do EMG quanto o σ da envoltória do EMG aumentaram com o valor do torque de flexão plantar exercido, para os três músculos que compõem o tríceps sural. No Experimento 2 foram obtidos os resultados descritos a seguir. A variabilidade do torque (σ e CV) foi menor em TP do que em TF. Houve uma relação crescente entre o σ e o μ do torque gerado pelo tríceps sural, e entre o μ e o σ das envoltórias dos EMG dos três músculos em função do μ do torque

gerado pelo tríceps sural, em ambas as tarefas TF e TP. O σ da envoltória do EMG mostrou correlação positiva em relação ao σ do torque de flexão plantar, ambos normalizados em relação aos respectivos valores em CVM. Os resultados do Experimento 3 são sintetizados a seguir. A variabilidade do torque (σ e CV) de flexão plantar durante a PEQ foi maior do que nas demais condições, havendo na amostra de sujeitos uma correlação positiva entre os valores de σ em PEQ e em TF ou TP. Por outro lado, em postura ereta apoiada (PEA), o σ do torque apresentou correlação nula com o σ do torque em TF ou TP. Os níveis de ativação muscular no tríceps sural foram maiores em TF do que nas demais condições, em grande parte devido ao nível de ativação do músculo SO em TF ter sido maior do que nas demais condições. O σ da envoltória do EMG dos músculos SO e GM variaram com as condições analisadas e o CV da envoltória do GM foi maior em PEQ do que nas demais condições. Não houve diferenças significativas no μ e no CV das amplitudes do reflexo H nas diferentes condições. Os resultados no geral podem sugerir que: *i* há uma otimização do controle neuromuscular na posição JE quanto comparado com JF no sentido de haver menor variabilidade do torque de flexão plantar em JE do que em JF para uma larga gama de forças; *ii* o grau de recrutamento relativo dos três músculos do tríceps sural é sensível ao ângulo articular no joelho (pelo menos entre 90° e 180°); *iii* o músculo SO é o mais ativado no tríceps sural, tanto em JE quanto em JF, para todos os níveis de torque analisados; *iv* na TP há menor variabilidade no torque de flexão plantar do que na TF, possivelmente devido à ação de diferentes proprioceptores, não se espelhando, entretanto, em diferenças nos graus de ativação ou de variabilidade das envoltórias dos EMGs dos três músculos do tríceps sural; *v* a variabilidade de torque em PEQ é maior do que nas demais condições, em PEA e TF são equivalentes, mas maiores do que em TP; *vi* um sujeito com maior variabilidade em TF ou TP apresentaria maior variabilidade em PEQ (como apresentado na análise de correlação), sugerindo que uma fração da variabilidade em PEQ é devida a fatores medulares e neuromusculares; *vii* em TF houve maior ativação do SO do que nas demais condições (PEQ, PEA e TP), que deve ser uma estratégia do sistema nervoso em face dos diferentes desafios postos pelas diferentes tarefas; *viii* de forma geral, a amplitude do reflexo H por si, não parece ser um indicador sensível dos diferentes eventos neurais ocorrendo na medula espinhal durante as várias condições experimentais PEQ, PEA, TF e TP.

Palavras-chave: Postura ereta quieta, variabilidade do torque, variabilidade da envoltória do eletromiograma, tarefa de força e tarefa de posição.

ABSTRACT

MELLO, E. M. **Neural control of the triceps surae and implications on upright stance.** São Paulo, 2011. Doctoral Thesis – Programa de Neurociência e Comportamento / Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo.

Random oscillations of the center of pressure are an inevitable feature associated with quiet standing (PEQ). This random movement may be attributed to different sources of variability including the sensory inputs at the periphery, the central nervous system and the neuromuscular system that generates the torques. Once the descending commands are generated by the brain, there are sources at the spinal cord and at the motor units that contribute with an added variability to the force generated by synergist muscles acting around a joint. These sources of force variability (generated at the spinal cord and at the motor units) were the focus of the present research, with a specific emphasis on the ankle joint and the triceps surae muscle group, which are directly involved in postural control during PEQ. The methodology consisted in studying the plantarflexion torque variability generated in different conditions together with the analyses of the electromyograms (EMGs) of the three triceps surae muscles. Three sets of experiments were used in the research: 1) subject seated, with either extended knee (JE) or flexed knee (JF), executing isometric contractions; 2) subject seated, with extended knee, comparing force task (isometric contraction, with force control – TF) with position task (non-isometric force generation with position control – TP); 3) subject standing, either naturally (PEQ) or attached to a fixed structure (PEA), compared with TF and TP exerted while seated, with JE, and with same torque as during PEQ. These conditions were also tested with the soleus H reflex. For experiments 1 and 2 the number of subjects was 13, while for experiment 3 it was 9, all healthy. The quantifiers that were used to characterize the signals were the mean value (μ), the standard deviation (σ) and the coefficient of variation (CV). These were applied to the torque signal and for the EMG envelope of the muscles soleus (SO), lateral gastrocnemius (GL) and medial gastrocnemius (GM). The results of Experiment 1 are synthesized in what follows. The torque during maximal contraction (CVM) was 58% higher in JE as compared with JF, but the variability (σ and CV) was higher in JF than in JE. The variability was also higher in JF for torque levels in the range 10 to 80% CVM. There was a linearly increasing relation between σ and μ of the torque generated by the triceps surae in JE and JF (σ and μ normalized with respect to the respective CVMs). The levels of muscle activation (envelope μ) were higher in JE than in JF, mainly due to the higher activation of GM and GL in JE when compared with JF. The SO muscle was more activated than GM and GL, both in JE and JF. Both the EMG level and envelope σ increased as a function of the plantarflexion torque, for SO, GL and GM. The results for Experiment 2 are described in what follows. Torque variability (σ e CV) was lower in TP than in TF. There was an increasing relation between σ and μ of the torque generated by the triceps surae, and between μ and σ of the EMG envelopes of the three muscles as a function of the plantarflexion torque μ , during TF and TP. The EMG envelope σ was positively correlated with the plantarflexion torque σ , both normalized with respect to the respective values at CVM. The results of Experiment 3 are summarized in what follows. Plantarflexion torque variability (σ e CV) during PEQ was higher than in the other conditions, the subject sample showing a positive correlation between torque σ in PEQ and in TF or TP. On the other hand, during

PEA, torque σ was uncorrelated with torque σ measured in TF and TP. The muscle activation levels in triceps surae were higher in TF than in the other conditions, mainly due to the higher SO activation in TF as compared with the other conditions. The EMG envelope σ of SO and GM varied with the conditions analyzed, and the GM envelope CV was higher in PEQ than in the other conditions. There were no statistical differences in the values of μ and CV of the H reflex amplitudes in the different conditions. The results in general may suggest the following: *i* there is an optimization of the neuromuscular control in position JE with respect to that in JF from the point of view that a lower variability of plantarflexion torque occurs in JE than in JF for a wide force range; *ii* the relative level of recruitment among the three muscles is sensitive to the knee angle (at least at 90° and 0°); *iii* the SO muscle is the most activated in the triceps surae, both in JE and JF, for all torque levels analyzed; *iv* there is less variability in plantarflexion torque in TP than in TF, perhaps due to the action of different proprioceptors, but without significant difference in muscle activation or EMG envelope variability between the two conditions; *v* plantarflexion torque variability in PEQ is higher than in the other conditions, being similar in PEA and TF and in TP being the smallest of all; *vi* a subject with a higher torque variability in TF or TP will present a higher variability in PEQ (as suggested by correlation analysis), suggesting that a fraction of the variability in PEQ originates in the spinal cord and neuromuscular system; *vii* the SO was more activated in TF than in the other conditions (PEQ, PEA and TP), which could be a strategy of the central nervous system to cope with the different tasks; *viii* in a general sense, the H reflex amplitude does not seem to be a sensitive indicator of the different neural events occurring in the spinal cord during the different experimental conditions (PEQ, PEA, TF and TP).

Keywords: quiet standing, torque variability, electromyogram envelope variability, force control, position task.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Torque gerado pelo tríceps sural em uma contração isométrica mantida a aproximadamente 10% da contração máxima, onde foi solicitado ao sujeito manter o sinal de torque (vermelho) o mais próximo possível da linha alvo (preto).....	21
Figura 2. Foto ilustrativa da cadeira utilizada para realizar os experimentos, com a articulação do joelho em 180°	32
Figura 3. Foto ilustrativa do eletrodo de superfície para a captação do sinal EMG....	33
Figura 4. Posicionamento dos eletrodos: (A) GL, (B) GM e (C) SO.	36
Figura 5. Foto ilustrativa da cadeira utilizada para realizar os experimentos, com a articulação do joelho em 180° (A), e em 90° (B).	40
Figura 6. A) Torque máximo obtido em cada condição experimental (JE e JF) para cada sujeito. B) Valores médios (e desvio padrão) do torque máximo normalizado em relação ao torque máximo observado na condição JE (para cada sujeito). C) Desvio padrão do torque (σ) normalizado pelo valor máximo da CVM (valores médios e desvio padrão). D) Coeficiente de Variação (CV) do torque.	45
Figura 7 A - Média \pm desvio padrão para μ da envoltória do EMG, B - σ da envoltória do EMG em CVM para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); tanto para a condição com o joelho estendido (JE) quanto com o joelho flexionado (JF). Valores de μ estão normalizados em relação aos correspondentes obtidos na condição JE, e valores de σ estão normalizada pela média da envoltória do EMG obtido para cada condição.	47
Figura 8. Flutuações do torque (60% da CVM) em função do tempo, representativo para um sujeito, para as condições JF (preto) e JE (vermelho).	48
Figura 9. Variabilidade (σ) normalizada do torque, representada em função do torque médio, para as condições JF (preto) e JE (vermelho). Gráfico em escala linear (média \pm erro padrão).....	49
Figura 10. Variabilidade (σ) normalizada do torque para as condições JE (gráfico superior) e JF (gráfico inferior). Gráficos em escala logarítmica (média) com as linhas de regressão.	49
Figura 11. Variabilidade relativa (CV) do torque em relação ao torque médio, para as condições JF (preto) e JE (vermelho), (média \pm erro padrão).....	50
Figura 12. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto), para as condições JE (gráfico superior) e JF (gráfico inferior), representativo para um sujeito em 60% da CVM.....	51
Figura 13. Média da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).	52
Figura 14. Dentre os oito níveis de torque analisados, houve efeito significativo para os fatores músculo, e posição de joelho. Entre os músculos, o SO apresentou-se significativamente mais ativado que o GM e o GL, sem diferenças significativas entre	

estes dois últimos. Houve menor ativação muscular na condição com o JF quando comparada a condição com o JE.	53
Figura 15. Variabilidade (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).	54
Figura 16. CV da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).	55
Figura 17. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG em 8 níveis de torque ($p=0,002$) entre os fatores posição do joelho: JE (vermelho) e JF (preto); e os níveis de torque (média \pm erro padrão).	56
Figura 18. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG em 8 níveis de torque ($p=0,015$) entre os fatores músculos: SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); e a posição do joelho (JE e JF) (média \pm erro padrão).	57
Figura 19. Flutuações do torque em função do tempo, para as condições PEQ (azul), JE (vermelho) e JF (preto), representativo para um sujeito.	58
Figura 20. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em função do tempo, para as condições PEQ, JE e JF, representativos para um sujeito.	58
Figura 21. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG, para o nível de torque equivalente a PEQ ($p=0,005$), entre os fatores músculos: SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); e as condições experimentais: PEQ, JE e JF (média \pm desvio padrão).	60
Figura 22. Correlação linear para desvio padrão (σ) do torque entre PEQ e JE.	61
Figura 23. Correlação linear para o CV do torque entre PEQ e JE.	61
Figura 24. Organização do Experimento 2. (A) Eletromiógrafo; (B) Software de aquisição; (C) Arranjo experimental para a TF; (D) Arranjo experimental para a TP.	76
Figura 25. Sinal de aceleração sobreposto ao sinal de força/massa.	78
Figura 26. Circuito eletrônico do condicionador de sinais do acelerômetro.	79
Figura 27. Flutuações do torque (70% da CVM) em função do tempo, representativo para um sujeito, para TF (vermelho) e TP (preto).	83
Figura 28. Variabilidade (σ) normalizada do torque em relação ao torque médio (em %), para a TF (vermelho) e TP (preto). Gráfico em escala linear (média \pm erro padrão).	84
Figura 29. Variabilidade relativa (CV) do torque em relação ao torque médio, para TF (vermelho) e TP (preto), (média \pm erro padrão).	85
Figura 30. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto), para as condições TP (gráfico superior) e TF (gráfico inferior), representativo para um sujeito em 70% da CVM.	86

Figura 31. Média da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF (média \pm erro padrão).	87
Figura 32. Desvio padrão (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF (média \pm erro padrão).....	87
Figura 33. Variabilidade (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %), para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em relação a variabilidade (σ) do torque (normalizados pelo valor respectivo obtido em CVM). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF.....	89
Figura 34. Organização do Experimento 3. (A) eletromiógrafo, (B) software de aquisição, (C) Arranjo experimental para PEQ e (D) Arranjo experimental para PEA.	99
Figura 35. Eletrodos auto-adesivos para a estimulação do nervo tibial.	100
Figura 36. <i>Feedback</i> visual do valor RMS do músculo SO.	102
Figura 37. Reflexo H do músculo SO, onde é possível observar a constância da atividade EMG basal.	102
Figura 38. <i>Feedback</i> visual do sinal de torque aplicado na plataforma de força durante a PEA.	105
Figura 39. Sinais de EMG brutos para os músculos SO, GL e GM em repouso na PEA.	105
Figura 40. Flutuações do torque em função do tempo, para as condições PEQ (azul), PEA (verde), TF (preto) e TP (vermelho), representativo para um sujeito.	109
Figura 41. Desvio padrão (A) e coeficiente de variação (B) do torque obtidos em cada uma das quatro condições experimentais (PEQ, PEA, TF e TP). Note que os valores do desvio padrão do torque estão normalizados em relação ao torque máximo obtido na TF. As barras representam média \pm desvio padrão e os <i>asteriscos</i> representam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as condições indicadas.	110
Figura 42. Correlação linear para a variabilidade (σ) do torque entre PEQ e as condições TF (ordenada à esquerda, preto) e TP (ordenada à direita, vermelho). .	111
Figura 43. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em função do tempo, para as condições PEQ, PEA, TF e TP, representativos para um sujeito.....	112
Figura 44. Média da envoltória do EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) para as condições PEQ, PEA, TF e TP. A atividade elétrica dos músculos analisados mostrou ser maior para a condição de TF quando comparada às demais condições. O músculo SO foi mais ativado que o GM e que o GL (embora a diferença para este último não tenha atingido significância estatística: $p = 0,062$), sendo que não houve diferenças entre os músculos GL e GM.....	113
Figura 45. Desvio Padrão (A) e Coeficiente de Variação (B) da envoltória do EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) para as condições PEQ, PEA,	

TF e TP. Para ambas as variáveis, não foram encontrados efeitos significativos para o fator músculo nem para o fator posição assim como não foram observadas interações significativas entre esses fatores. Análise em separado do desvio padrão da envoltória do EMG do músculo SO apontou que este foi maior em TF do que em PEQ e PEA e maior em TP do que em PEA, enquanto o desvio padrão da envoltória do EMG do músculo GM foi maior em PEQ do que em TP. Analisando-se separadamente o CV do EMG do SO e do GM entre as condições experimentais, nota-se que foram maiores em PEQ do que nas outras condições. 114

Figura 46. Flutuações nas amplitudes dos reflexos H (gráfico superior) com o respectivo torque gerado pelo tríceps sural (gráfico inferior) em função do tempo, para as condições PEQ (azul), PEA (verde), TF (preto) e TP (vermelho), representativo para um sujeito. 115

Figura 47. Média (A), desvio padrão (B) e coeficiente de variação (C) da amplitude do reflexo H obtidos em cada uma das quatro condições experimentais (PEQ, PEA, TF e TP). Note que os valores da média e do desvio padrão do reflexo H estão normalizados em relação à amplitude da onda M_{máx}. As barras representam média ± desvio padrão. Não foram encontradas diferenças significativas entre as condições experimentais para nenhuma das variáveis. 116

Figura 48. Correlação linear para o desvio padrão (σ) da amplitude do reflexo H entre PEQ (A) e PEA (B) e as condições TF (ordenada à esquerda, preto) e TP (ordenada à direita, vermelho). Note que os valores estão normalizados em relação à amplitude da onda M_{máx}. Apenas a correlação para o desvio padrão desvio padrão da amplitude do reflexo H entre as condições PEA e TF não foi significativa. 117

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA	Análise de Variância
cm	centímetro
CV	Coeficiente de Variação
CVM	Contração Voluntária Máxima
σ	Desvio Padrão
EMG	Eletromiograma
GL	Gastrocnêmio Lateral
GM	Gastrocnêmio Medial
JE	Joelho Estendido
JF	Joelho Flexionado
Mmáx	Amplitude máxima da onda M
ms	milisegundos
My	Momento de Força na Direção y
μ	Valor Médio
PEQ	Postura Ereta Quieta
PEA	Postura Ereta Apoiada
RMS	Valor eficaz do sinal EMG
SO	Sóleo
TF	Tarefa de Força
TP	Tarefa de Posição
UM	Unidade Motora

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	18
2. OBJETIVO GERAL.....	30
3. MATERIAIS E MÉTODO COMUNS AOS EXPERIMENTOS.....	31
3.1. Sujeitos.....	31
3.2. Aparato Mecânico.....	31
3.3. Instrumentação.....	32
3.4. Protocolo Experimental.....	35
3.5. Análise dos dados.....	36
3.6. Análise Estatística.....	37
4. EXPERIMENTOS.....	38
4.1. Experimento 1.....	38
4.1.1. Justificativa e Objetivos Específicos.....	38
4.1.2. Materiais e Método.....	39
4.1.2.1. Sujeitos.....	39
4.1.2.2. Aparato Mecânico.....	39
4.1.2.3. Protocolo Experimental.....	40
4.1.2.4. Análise dos dados.....	42
4.1.2.5. Análise Estatística.....	43
4.1.3. Resultados.....	44
4.1.3.1. Análise na CVM.....	44
4.1.3.2. Variabilidade no torque com o JE e JF em 8 níveis de torque alvo.....	47
4.1.3.3. Valores médios e variabilidade na envoltória do EMG com o JE e JF em 8 níveis de torque alvo.....	51
4.1.3.4. Flutuações no torque e na envoltória do EMG gerado em PEQ.....	57
4.1.4. Discussão.....	62
4.1.4.1. Análise na CVM.....	62
4.1.4.2. Variabilidade do torque com o JE e JF.....	64
4.1.4.3. Média e variabilidade da envoltória do EMG com o JE e JF.....	67
4.1.4.4. Análise comparativa entre PEQ e JE/JF.....	71
4.2. Experimento 2.....	74
4.2.1. Justificativa e Objetivos Específicos.....	74
4.2.2. Materiais e Método.....	75
4.2.2.1. Sujeitos.....	75
4.2.2.2. Organização Experimental.....	75
4.2.2.3. Instrumentação.....	76
4.2.2.4. Protocolo Experimental.....	79
4.2.2.5. Análise dos dados.....	81
4.2.2.6. Análise Estatística.....	81
4.2.3. Resultados.....	82
4.2.3.1. Variabilidade do torque na TF e TP em 8 níveis de torque alvo.....	82
4.2.3.2. Média e variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP em 8 níveis de torque alvo.....	85
4.2.3.3. Variabilidade do torque x variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP.....	88
4.2.4. Discussão.....	89
4.2.4.1. Variabilidade do torque na TF e TP.....	89

4.2.4.2.	Média e variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP	92
4.2.4.3.	Variabilidade do torque x variabilidade da envoltória do EMG	95
4.3.	Experimento 3	97
4.3.1.	Justificativa e objetivos específicos.....	97
4.3.2.	Materiais e Método.....	98
4.3.2.1.	Sujeitos	98
4.3.2.2.	Organização Experimental.....	98
4.3.2.3.	Estimulação	99
4.3.2.4.	Protocolo Experimental.....	102
4.3.2.4.1.	Obtenção dos valores de referência	103
4.3.2.4.2.	PEQ.....	103
4.3.2.4.3.	PEA	104
4.3.2.4.4.	TF e TP.....	106
4.3.2.5.	Análise dos dados.....	107
4.3.2.6.	Análise Estatística.....	107
4.3.3.	Resultados	108
4.3.3.1.	Variabilidade do torque em postura ortostática e sentada	108
4.3.4.	Discussão.....	117
4.3.4.1.	Variabilidade do torque em postura ortostática e sentada	117
4.3.4.2.	EMG em postura ortostática e sentada.....	120
4.3.4.3.	Reflexo H	124
5.	DISCUSSÃO GERAL.....	127
6.	REFERÊNCIAS	132

1. INTRODUÇÃO

O movimento humano é gerado pelo torque articular ou forças musculares produzidas pela contração de múltiplos músculos. O torque articular resultante é a soma de todos os torques que atuam sobre a articulação, e conseqüentemente, está sujeito a influências da ativação de músculos antagonistas e sinergistas. Por essa razão, o estudo de agonistas únicos, como o flexor longo do polegar, apresenta abordagens experimentais e análise dos resultados menos complexas do que o caso de agonistas múltiplos, como o tríceps sural, em que vários músculos estão envolvidos na execução de determinado movimento.

O torque de flexão plantar é principalmente exercido pelo grupo muscular denominado tríceps sural, que consiste de um músculo mono-articular, o sóleo (SO) e dois músculos bi-articulares, o gastrocnêmio lateral (GL) e o gastrocnêmio medial (GM). Embora o SO, GL e GM sejam músculos sinergistas, tem sido mostrado que suas características anatômicas e fisiológicas são diferentes (JOHNSON *et al.*, 1973). Os músculos GL e GM, além de cruzarem a articulação do tornozelo, como o SO, também cruzam a articulação do joelho, dessa forma, seus comprimentos são alterados quando o ângulo do joelho varia, enquanto o comprimento do SO permanece constante. A especificidade do ângulo articular para a produção do torque isométrico é devida, em parte, às diferenças na estratégia de ativação das unidades motoras e ao comprimento relativo das pontes cruzadas de actina e miosina dos músculos (SOLOMONOW *et al.*, 1991). Além disso, o músculo SO possui um predomínio de fibras do tipo I em sua composição (aproximadamente 90%), enquanto os gastrocnêmios tem uma proporção similar de fibras do tipo I e II (JOHNSON *et al.*, 1973).

Foi relatado que a contribuição dos gastrocnêmios e do SO ao torque de flexão plantar é de pelo menos 40% e 30%, respectivamente (CRESSWELL *et al.*, 1995; MIYAMOTO & ODA, 2003). Além do tríceps sural, o torque de flexão plantar é gerado também pelos músculos: plantar, fibular longo e curto, tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo e curto dos dedos (SOBOTTA, 2006). Murray *et al.* (1976) mostraram que esses músculos contribuem em aproximadamente 20% a 30% do torque total. No entanto, esses valores dependem da condição em que foram avaliados. Com o joelho estendido, o torque no músculo SO (39%) foi relatado ser maior que o dos gastrocnêmios (35%), com os outros flexores plantares responsáveis por 26% do torque gerado no tríceps sural (ARNDT *et al.*, 1998). Apesar do torque dos gastrocnêmios ter sido menor que o do SO com o joelho estendido, a atividade eletromiográfica encontrada para o GM foi maior (ARNDT *et al.*, 1998). Os autores relatam que isso pode ter ocorrido devido a um efeito inibitório das fibras aferentes fusais primárias do GM para o SO, como mostrado anteriormente por Gritti e Schieppati (1989), evidenciando que além de um sinergismo funcional, há também um antagonismo funcional entre GM e SO. Com isso, apesar do SO e dos gastrocnêmios fazerem parte do mesmo grupo muscular, eles não apresentam um padrão de ativação muscular semelhante.

Tem sido mostrado que a distribuição da atividade entre os músculos flexores do cotovelo é modificada entre tarefas estáticas que requerem o controle da força (tarefa de força) e da posição (tarefa de posição) (BUCHANAN & LLOYD, 1995; HUNTER *et al.*, 2003; MELLO *et al.*, 2008; MELLO *et al.*, 2007). A diferença entre as tarefas foi atribuída ao potencial para o movimento, presente na tarefa que requer o controle da posição e ausente em tarefas isométricas (controle da força) (BUCHANAN & LLOYD, 1995). Essa diferença também poderia ser

atribuída ao tipo de controle exigido em cada tarefa. A tarefa de força requer o controle da força, enquanto na tarefa de posição é essencial o controle da posição angular do membro.

O sistema nervoso de qualquer ser vivo apresenta fenômenos aleatórios em vários níveis de análise, sendo que essa variabilidade neural ou ruído neural pode ter origens sensoriais, celulares, elétricas, sinápticas e motoras (FAISAL *et al.*, 2008). A variabilidade é um aspecto inerente ao comportamento, sendo que quando são realizados movimentos direcionados a um alvo, existe um infinito número de trajetórias possíveis que poderiam ser realizadas para alcançar o objetivo (HAMILTON & WOLPERT, 2002; HARRIS & WOLPERT, 1998). Mesmo quando um estímulo sensorial ou um comando motor é mantido o mais constante possível, existe uma flutuação de significância fisiológica em torno do valor desejado. Isso pode ser observado em uma tarefa de manutenção de força isométrica, em que a força exercida pelo membro (mãos, braço ou músculos da perna) não é constante, flutuando em torno de um valor médio (Figura 1). Processos aleatórios associados aos neurônios e sinapses da medula espinhal contribuem para a variabilidade no controle de uma força mantida e para a variabilidade nos reflexos corretivos gerados por perturbações externas ou internas.

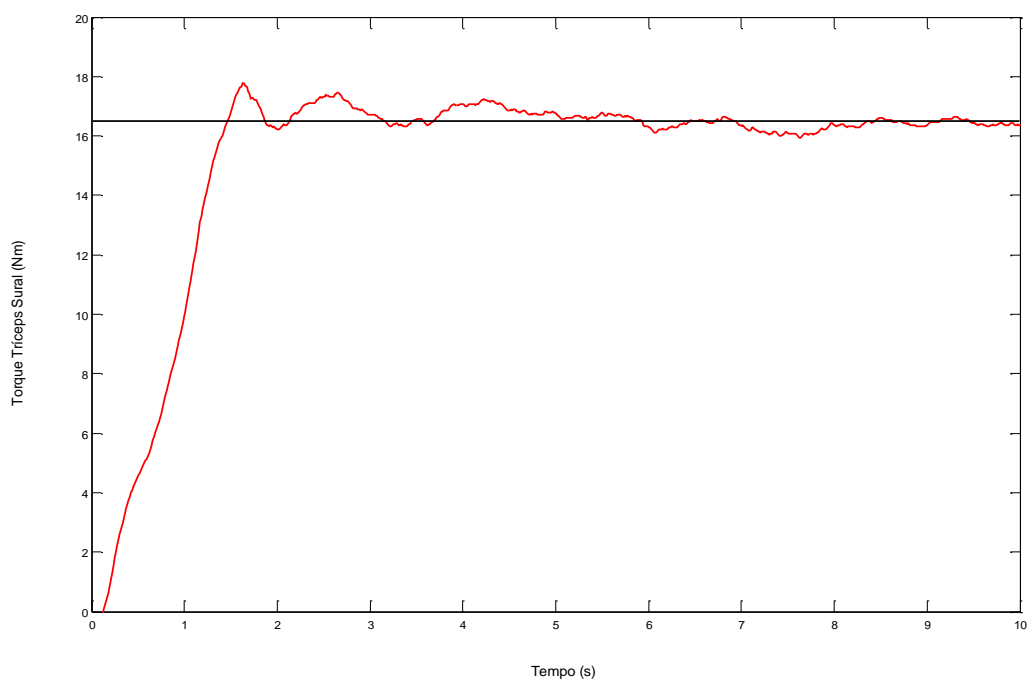


Figura 1. Torque gerado pelo tríceps sural em uma contração isométrica mantida a aproximadamente 10% da contração máxima, onde foi solicitado ao sujeito manter o sinal de torque (vermelho) o mais próximo possível da linha alvo (preto).

A variabilidade na força pode ser quantificada em termos absolutos como o desvio padrão (σ), ou em termos relativos como o coeficiente de variação (CV) (ENOKA, 2008). Tem sido mostrado que o σ do sinal de força adquirido, aumenta em certos músculos com o valor médio (μ) do sinal de força (CHRISTOU *et al.*, 2002; ENOKA *et al.*, 1999; HAMILTON *et al.*, 2004; JONES *et al.*, 2002; MISSENARD *et al.*, 2008; SHINOHARA *et al.*, 2006; TAYLOR *et al.*, 2003; TRACY *et al.*, 2007; YOSHITAKE *et al.*, 2004). Alguns desses autores, mostraram que a relação entre o σ e o μ da força aumenta monotonamente, embora não avaliaram se a relação era linear ou não, para os músculos do membro superior (ENOKA *et al.*, 1999; HAMILTON *et al.*, 2004; TRACY *et al.*, 2007) e extensores do joelho (TRACY *et al.*, 2007). Outros dados da literatura mostraram que a variabilidade do sinal de força aumenta monotonamente com a força média de uma forma não linear

(CHRISTOU *et al.*, 2002; TAYLOR *et al.*, 2003). Isso foi observado para o primeiro interósseo dorsal (TAYLOR *et al.*, 2003) e para o quadríceps femoral (CHRISTOU *et al.*, 2002), ambos trabalhos adotando uma ampla gama de variação dos níveis de força. A relação encontrada entre o σ e o μ da força aumentou de uma forma aproximadamente linear somente até 60% da contração voluntária máxima (CVM). No entanto, relação linear foi mostrada por Shinohara *et al.* (2006) e Yoshitake *et al.* (2004) para o tríceps sural para pequenos níveis de força (2,5 a 10% da CVM), por Jones *et al.* (2002) para o extensor e flexor longo do polegar (20 a 70% da CVM), e por Missenard *et al.* (2008), para os flexores do cotovelo (7 a 53% da CVM). Portanto, os únicos relatos para o tríceps sural apontam para uma relação linear entre σ e μ para baixos níveis de força, faltando dados mais abrangentes para cobrir uma gama maior de forças.

Matematicamente, o CV do sinal de força pode ser constante em função de μ se a relação $\sigma \times \mu$ for do tipo $\sigma = \alpha \cdot \mu$, onde α é uma constante real positiva. Em caso contrário, a relação CV em função de μ não será constante, podendo aumentar ou diminuir com a força média. A relação entre CV e a força média tem importância na precisão e estabilidade da manutenção de uma força. Essa relação pode mudar com a idade, tendo, alguns estudos encontrado maior variabilidade relativa para indivíduos idosos (CHRISTOU & CARLTON, 2002; ENOKA *et al.*, 1999). Por outro lado, Tracy, Dineno *et al.* (2007) encontraram resultados semelhantes somente em níveis reduzidos de força (2,5% da CVM), sendo que para maiores níveis de força (30% e 65% da CVM), maior flutuação foi encontrada em indivíduos jovens, provavelmente devido a maior capacidade de exercer altos níveis de força, como relatam os autores. Finalmente, esses dados foram encontrados para contrações mantidas isometricamente, sendo mostrado que

para contrações dinâmicas, as flutuações na força não foram afetadas pela idade (TRACY *et al.*, 2007).

Têm sido mostrado que o CV diminui com o aumento da força média em diferentes músculos (CHRISTOU & CARLTON, 2002; CHRISTOU *et al.*, 2002; HAMILTON *et al.*, 2004; MORITZ *et al.*, 2004; TAYLOR *et al.*, 2003), sendo também relatado o oposto para os flexores do cotovelo (ENOKA *et al.*, 1999). Foi mostrado por Hamilton *et al.* (2004) e Tracy, Mehoudar *et al.* (2007) que os valores do CV são maiores para músculos distais, tais como o extensor longo do polegar e primeiro interósseo dorsal, em comparação com os grupos proximais, como os extensores e flexores do cotovelo e os extensores do joelho. No entanto, enquanto Hamilton *et al.* (2004) mostraram que a amplitude da flutuação da força foi inversamente relacionada à força máxima e ao número de unidades motoras de um músculo, Tracy, Mehoudar *et al.* (2007) relataram não existir um preditor consistente entre a força e as flutuações da força de um músculo, já que foi encontrado nesse trabalho menor valor de CV para os extensores do joelho, quando comparados aos extensores do cotovelo.

Além dos já mencionados, outros fatores podem influenciar na amplitude da flutuação da força. Christou e Carlton (2002) mostraram que contrações excêntricas foram mais variáveis (σ e CV da força), quando comparadas com contrações concêntricas e isométricas, relacionando esses resultados ao maior grau de sincronização das unidades motoras em tarefas excêntricas. Simulações mostraram que a sincronização dos disparos de motoneurônios aumenta a variabilidade da força (YAO *et al.*, 2000). Para os flexores plantar, a vibração prolongada (100 Hz) no tendão promoveu uma redução da variabilidade absoluta da força pós vibração (YOSHITAKE *et al.*, 2004) sugerindo-se que o circuito neural que

envolve aferentes de grande calibre (Ia) contribuem para a flutuação da força durante contrações breves e em baixos níveis de força. No entanto, quando a vibração (75 Hz) foi aplicada em músculos pequenos, nas mãos, a variabilidade absoluta da força do músculo primeiro interósseo dorsal aumentou pós vibração (SHINOHARA *et al.*, 2005). Esses autores atribuíram esse aumento na flutuação da força pós vibração a um aumento na atividade das unidades motoras envolvidas. Desse modo, a influência das aferentes Ia na flutuação da força durante contrações isométricas parece depender da localização do vibrador e dos músculos envolvidos. Dewhurst *et al.* (2007) mostraram que o resfriamento muscular em 4 graus aumentou a variabilidade relativa da força do músculo tibial anterior apenas em indivíduos idosos. Os autores relacionaram esse aumento na flutuação da força a uma menor habilidade, relacionada à idade, em manter um controle fino dos membros inferiores a mudanças ambientais externas. Foi mostrado que a fadiga muscular localizada aumenta a flutuação da força de maneira proporcional ao nível de força, preservando a relação linear entre σ e μ da força para os flexores do cotovelo de 7 a 53% da CVM (MISSEWARD *et al.*, 2008). A variabilidade na força ou torque durante contrações submáximas parece depender do tipo de carga suportada pelo membro (BUCHANAN & LLOYD, 1995; HUNTER *et al.*, 2003; MALUF, 2005). O aumento nas flutuações da força durante contrações sustentadas até a fadiga, tem se mostrado menor quando a contração é realizada contra um obstáculo rígido, comparado à situação em que o membro sustenta uma carga inercial equivalente, apesar das duas tarefas terem sido realizadas com torque muscular semelhante sobre a articulação do cotovelo (HUNTER *et al.*, 2003; MOTTRAM *et al.*, 2005).

Todo ser humano consegue manter a postura vertical automaticamente, sem esforço consciente, embora o corpo apoiado apenas nos dois

pés seja intrinsecamente instável. Contudo, durante a postura ereta quieta (PEQ) são observadas oscilações aleatórias que modificam continuamente a posição do corpo, mas sem ultrapassar os limites da estabilidade associados ao limite dos pés apoiados no solo. Esses movimentos ocorrem predominantemente sobre a articulação do tornozelo, que atua como um pivô, sendo acompanhados de variações na atividade e no comprimento dos músculos flexores plantar (LORAM *et al.*, 2005), que resultam em deslocamentos do centro de massa do corpo de aproximadamente 4 a 18 mm (WINTER *et al.*, 1998).

A oscilação postural aleatória em seres humanos durante a PEQ vem sendo estudada por diversos pesquisadores (BOTTARO *et al.*, 2005; MAURER & PETERKA, 2005; ZATSIORSKY & DUARTE, 2000). Como o corpo humano durante a postura ortostática pode ser aproximado por um pêndulo invertido (ENOKA, 2008), alguns trabalhos estudaram o controle de um grande pêndulo invertido, realizado fisicamente, pela musculatura do tornozelo (FITZPATRICK *et al.*, 1992; LORAM *et al.*, 2001).

Esses conhecimentos têm interesse tanto para o estudo da neurofisiologia humana quanto para o estudo da fisiopatologia de distúrbios neurológicos, associados ao controle motor. As principais fontes de variabilidade no sistema de controle postural são de origem neural e de origem mecânica. Nestas últimas se classificam as perturbações decorrentes dos ritmos respiratórios e cardíacos e de eventuais contrações musculares involuntárias em qualquer parte do corpo. As fontes de ruído neural, como já mencionadas, podem se originar no sistema sensorial (JEKA *et al.*, 2006; KIEMEL *et al.*, 2002), no encéfalo (SHADLEN & NEWSOME, 1998) e na medula espinhal (HAMILTON *et al.*, 2004; JONES *et al.*, 2002; MANJARREZ *et al.*, 2005).

Visando aperfeiçoar o estudo do sistema motor humano, várias técnicas foram desenvolvidas, como a eletromiografia, a estimulação transcortical, os potenciais evocados, os registros biomecânicos e a atividade reflexa. Particularmente, para os estudos neurofisiológicos, a atividade reflexa se destaca, pois através de técnicas não invasivas, é possível inferir sobre a circuitaria da medula espinhal humana (MISIASZEK, 2003). Em estudos da neurofisiologia da medula espinhal em humanos, é muito utilizado o reflexo H, um sinal mioelétrico induzido através da estimulação elétrica não invasiva de fibras aferentes de grande calibre (Ia) que fazem conexão monossináptica com motoneurônios α na medula (BURKE *et al.*, 1983). Dessa forma, é possível avaliar o grau de excitabilidade da via do reflexo de estiramento. Esse reflexo foi originalmente descrito por Paul Hoffmann em 1910, e posteriormente recebeu seu nome, reflexo de Hoffmann ou H (MAGLADERY & MCDUGAL, 1950).

Em estudos do reflexo H do músculo sóleo (SO) de sujeitos relaxados para estímulos repetidos periodicamente, foi observada variabilidade nas amplitudes pico-a-pico dos reflexos (MEZZARANE & KOHN, 2002). Essa variabilidade espelha fenômenos aleatórios ocorrendo na medula espinhal sem que haja ativação muscular. Variações na amplitude do reflexo H podem ser explicadas por alterações na excitabilidade ou propriedades intrínsecas dos motoneurônios, ou ainda por modulação aleatória na quantidade de neurotransmissor liberado no terminal aferente (MISIASZEK, 2003; ZEHR, 2002). Durante a ativação muscular voluntária há efeitos corticais nos interneurônios espinhais, que em conjunto com as ações excitatórias dos motoneurônios contribuem para a variabilidade nas amplitudes dos reflexos H, espelhando fenômenos associados ao recrutamento de unidades motoras.

Adicionalmente, os sinais obtidos do eletromiograma (EMG) possuem informações dos potenciais de ação das membranas de fibras musculares em contração, que podem fornecer importantes informações sobre o padrão de recrutamento e a variação da frequência dos potenciais de ação das unidades motoras (DE LUCA *et al.*, 1982; LINNAMMO *et al.*, 2003). De forma geral, o EMG de superfície reflete as propriedades periféricas e centrais do sistema neuromuscular, que são moduladas pelas membranas das fibras musculares e pela ativação dos neurônios motores, respectivamente (ENOKA, 2008). Uma associação dessas duas técnicas eletrofisiológicas, somadas a registros biomecânicos provenientes de plataforma de força, célula de carga e acelerômetro compõe o espectro de metodologias úteis no estudo da variabilidade na geração de torque.

Conforme a análise da literatura que vem sendo realizada, aparentemente, nenhum trabalho abordou a temática da variabilidade do torque do tríceps sural, na tentativa de verificar sua contribuição intrínseca às oscilações do torque em postura ereta quieta. Para tanto, não incluindo as contribuições das variabilidades associadas a outras partes do sistema de controle postural, é apropriado investigar o indivíduo sentado e/ou deitado, analisando os músculos da parte posterior da perna, que são os mais ativados durante a postura ortostática (FUJIWARA *et al.*, 2006). Conseqüentemente, é de interesse o estudo da contribuição do controle neuromuscular do tríceps sural na variabilidade de uma força mantida.

As flutuações na força ou torque durante contrações estáticas de agonistas múltiplos podem ser influenciadas pela contribuição relativa das forças de cada músculo. Com isso, a comparação das flutuações do torque durante contrações estáticas realizadas com os músculos flexores plantar, em diferentes

posições do joelho, foi um objeto de interesse. A comparação dos resultados entre a condição com o joelho estendido com o que ocorre durante a postura ereta parece mais apropriada do que aquela realizada com o joelho flexionado. A utilidade do estudo comparativo entre joelho flexionado e estendido reside no fato de que, com a flexão do joelho o torque de flexão plantar e a atividade dos músculos gastrocnêmios diminuem, em relação aquela realizada com o joelho estendido, já que esses músculos são bi-articulares e encontram-se em uma condição de desvantagem mecânica com o joelho flexionado (CRESSWELL *et al.*, 1995; YOSHITAKE *et al.*, 2007). Ou seja, pode-se então obter dados que venham a auxiliar no entendimento da contribuição apenas, ou principalmente, do músculo sóleo.

As variabilidades do torque e da atividade eletromiográfica geradas pelas contrações estáticas do tríceps sural podem depender do tipo de tarefa realizada e do tipo de *feedback* sensorial utilizado. Em uma primeira condição, com um *feedback* apropriado, a força é mantida com uma contração isométrica ou tarefa de força. Na segunda condição, a mesma carga inercial é sustentada, sendo mantida a posição angular com um *feedback* adequado, com uma contração postural ou tarefa de posição. Essas duas condições, realizadas com o joelho estendido, podem trazer resultados bastante interessantes na área de controle postural e motor.

Adicionalmente, também foi de interesse a análise das flutuações do torque em postura ortostática livre e apoiada a um aparato que impeça as oscilações corporais, mas realizando um torque equivalente ao anterior, cotejando com contrações mantidas do tríceps sural nas condições contra um obstáculo rígido ou tarefa de força e contra um peso livre ou tarefa de posição, sendo todos realizados com o mesmo torque médio. A situação com peso livre parece mais atraente, uma

vez que pode mimetizar melhor a condição de controle de pêndulo invertido em que se encontra (aproximadamente) o ser humano em postura ereta quieta. A análise da variabilidade nas amplitudes dos reflexos H, gerados durante a manutenção do torque mantido em diferentes situações, pode apontar para efeitos específicos da complexa rede neuronal da medula espinhal na contribuição à variabilidade do torque gerado pelo tríceps sural.

2. OBJETIVO GERAL

Investigar a contribuição do sistema de controle neuromuscular do tríceps sural para a variabilidade do torque exercido por ele em diferentes condições. As condições do estudo incluem: (a) posição sentada: joelho flexionado ou estendido, tarefas de posição e de força; (b) posição ereta: livre e apoiada.

3. MATERIAIS E MÉTODO COMUNS AOS EXPERIMENTOS

Neste item são descritos os aspectos metodológicos que são comuns aos três experimentos realizados.

3.1. Sujeitos

Todas as análises foram realizadas no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Psicologia da USP (n. 2007.002) (ANEXO 1) e todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento antes do início do protocolo experimental (APÊNDICE A). Os sujeitos que participaram desses experimentos não possuíam antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares. Alguns sujeitos participaram de mais de um experimento que será descrito.

3.2. Aparato Mecânico

Os sujeitos foram sentados em uma cadeira posicionada sobre uma estrutura que apresenta regulagem da base de apoio por meio de dobradiças, que possibilitou variar o ângulo de inclinação de um pedal. Dessa forma, foi possível posicionar o sujeito com o joelho estendido a 180° (Figura 2). A articulação do tornozelo foi mantida a 90°. A altura do assento da cadeira também foi regulada para cada sujeito. O posicionamento da articulação do joelho em 180° foi obtido pela utilização de uma almofada em formato de cunha sobre o assento da cadeira. Nesta

posição o tórax do sujeito foi fixado por meio de fitas velcro à cadeira para evitar deslocamentos. O centro do maléolo lateral foi alinhado perfeitamente com a articulação do pedal. Para tanto, foram adaptados alguns suportes de madeira com diferentes espessuras junto à base do pedal, sendo a mobilidade do pé bloqueada por meio de fitas de velcro.



Figura 2. Foto ilustrativa da cadeira utilizada para realizar os experimentos, com a articulação do joelho em 180°.

3.3. Instrumentação

O torque isométrico aplicado pelo sujeito com a perna direita foi medido por uma célula de carga resistiva (Transtec modelo N320, fundo de escala de $\pm 500\text{N}$). O sinal amplificado da célula de carga foi convertido por uma placa de conversão A/D (PCI-6221 National Instruments), controlada por um programa no ambiente LabVIEW (National Instruments). O sinal obtido da célula de carga, em Volts, foi transformado em torque (Nm) para as análises posteriores. Como o braço de alavanca do pedal intercepta a linha de ação da força a 90°, com uma distância igual a 0,257 m, o torque pode ser obtido diretamente pela seguinte equação:

$$T = V_T * 0,257 * 96,575$$

onde V_T é o valor em tensão (volts) obtido pela célula de carga e a constante 96,575 N/V é o fator de calibração dessa célula de carga.

Sinais de eletromiograma de superfície (EMG) foram captados nos músculos sóleo (SO), gastronêmio lateral (GL) e gastronêmio medial (GM) da perna direita, com eletrodos de disco de 8 mm de diâmetro (Figura 3). A distância entre dois eletrodos, afixados com gel sobre um dado músculo, foi de 20 mm, centro a centro. O aparelho para a obtenção do EMG foi da marca Nihon, modelo MEB 4200 (para substituir toda a parte de monitorização e medição dos sinais com cursores, que está danificada neste aparelho, foi necessário o emprego de 2 osciloscópios Tektronix digitais, modelo TDS 2004B, cada um com 4 canais). Foram utilizados 3 canais de captação, com valor de ganho dependendo do grau de ativação muscular e frequência de corte de 5 a 1000 Hz.

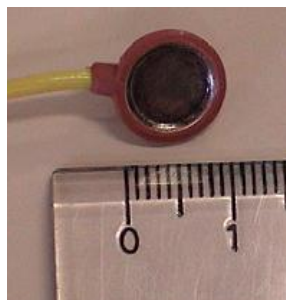


Figura 3. Foto ilustrativa do eletrodo de superfície para a captação do sinal EMG.

Foi utilizada uma plataforma de força da marca AMTI modelo OR-5 fixada no solo do laboratório e envolvida por um piso elevado, evitando qualquer desnível entre o piso e a plataforma. A plataforma de força fornece informações de forças e momentos nos eixos X, Y, e Z, totalizando assim 6 canais de aquisições. Os sinais da plataforma são amplificados e filtrados (passa-baixas de 1 kHz) localmente

antes de serem disponibilizados para aquisição. Para as finalidades propostas nesse trabalho foi utilizado somente o sinal proveniente do momento de força na direção Y (MY), de forma a obter o valor do torque gerado quando o sujeito permanece em postura ereta quieta. Para isso, o sujeito foi adequadamente posicionado sobre a plataforma de força, de forma que a projeção de ambos os maléolos laterais permanecessem alinhados com o eixo Y da plataforma (foi traçada uma linha sobre a plataforma para facilitar o posicionamento). Nesta posição, de acordo com o teorema dos eixos paralelos, o torque gerado pelo braço de alavanca da plataforma, e medido através do MY, é o mesmo torque gerado no tornozelo. Para converter valores em tensão (volts), obtidos pela plataforma de força, em torque (Nm), foi utilizada a seguinte equação:

$$T = V_T \left(\frac{1}{F_{MY} G_A} \right)$$

onde V_T é o valor em tensão (volts) obtido pela plataforma de força, $F_{MY} = 1,7005$ é o fator de calibração do MY e $G_A = 0,039526$ é o ganho do amplificador da plataforma de força.

Todos os sinais captados foram convertidos por uma placa de aquisição de dados (NI-PCI6015, National Instruments) instalada em um PC com o software LabView, que adquire e controla o experimento. O sinal de sincronismo do experimento foi iniciado por um disparador manual, que envia um pulso para a entrada da placa de aquisição.

Para todos os sinais adquiridos foi utilizada uma taxa de amostragem de 2500 Hz.

3.4. Protocolo Experimental

No início de cada sessão experimental, as regiões da pele onde foram posteriormente fixados os eletrodos de captação e de referência passaram por limpeza com álcool 90% e fricção com uma fita abrasiva (3M[®]) para retirar alguma camada de células mortas e de gordura. Esse procedimento foi realizado para obter níveis de impedância menores de 20 k Ω , visando minimizar a captação de ruídos. Os eletrodos foram fixados com esparadrapo antialérgico (Durapore) o mais firme possível, e entre eles foi utilizada uma pasta eletrolítica.

Para o posicionamento dos eletrodos de captação do EMG do músculo GL (Figura 4 (A)) e do GM (Figura 4 (B)) foi seguida a revisão Européia de posicionamento de sensores para músculos superficiais, SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) (HERMENS, 2000). O posicionamento dos eletrodos de captação para o músculo SO (Figura 4 (C)) não foi localizado no ponto ótimo de captação (sobre o seu ventre, como os anteriores), mas sim no local onde a influência da atividade de ambas as porções do músculo gastrocnêmio se faz menor, para evitar a contaminação do sinal por condução volumétrica. Assim, o primeiro eletrodo estava localizado na porção medial da região posterior da perna, 4 cm abaixo da junção do GL/GM (BURKE *et al.*, 1997) e o segundo eletrodo estava posicionado 2 cm distal em relação ao primeiro eletrodo. Foi utilizado um eletrodo terra de captação, localizado sobre a tíbia, entre o joelho e o tornozelo.

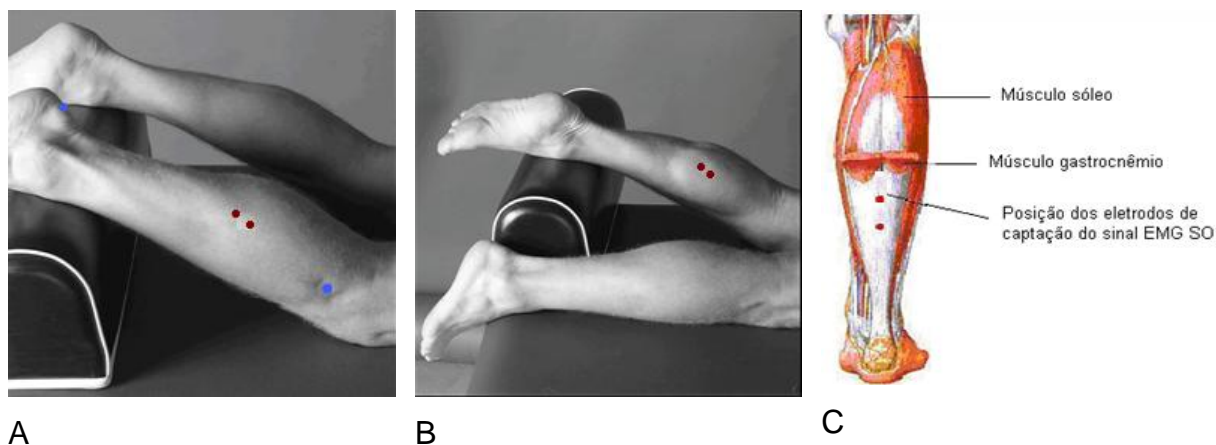


Figura 4. Posicionamento dos eletrodos: (A) GL, (B) GM e (C) SO.

3.5. Análise dos dados

Todas as análises foram realizadas em programas escritos em Matlab versão 7.6 (The Mathworks). Os sinais de torque foram digitalmente filtrados usando um filtro passa-baixas Butterworth de 5^a ordem, função *filtfilt* do Matlab, com frequência de corte de 25 Hz (JONES *et al.*, 2002). Foi calculada a média (μ), sendo o desvio padrão (σ) obtido após a aplicação da função *detrend* do Matlab. Os sinais de EMG tiveram alguma eventual tendência eliminada por meio da função *detrend*, para em seguida terem o seu valor absoluto computado. A seguir, os sinais resultantes foram digitalmente filtrados usando um filtro passa-baixas Butterworth de 5^a ordem, função *filtfilt*, com frequência de corte de 5 Hz. A envoltória do EMG foi analisada em um trecho semelhante ao do torque, sendo que cada envoltória teve o μ e o σ computados. Em seguida, foram computados os valores médios para o μ e para o σ dos dados de torque e EMG de cada sujeito analisado, sendo esses utilizados posteriormente nas análises estatísticas.

Foi calculado o coeficiente de variação (CV) dos dados de torque e EMG, sendo:

$$CV = \sigma / \mu$$

3.6. Análise Estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas no programa SPSS (versão 16.0). Foram utilizados diversos testes estatísticos, como teste t, análise de variância (ANOVA) de um, dois e três fatores, todos tratando as diferentes condições experimentais como medidas repetidas. O nível alfa para todos os testes estatísticos foi 0,05. Comparações pós-teste, incluindo teste t, ANOVA de um fator e pós-teste de Bonferroni, foram utilizadas quando apropriadas.

4. EXPERIMENTOS

A seguir serão descritos os três experimentos realizados, com suas respectivas metodologias e resultados obtidos.

4.1. Experimento 1

4.1.1. Justificativa e Objetivos Específicos

Com o objetivo de melhor entender as fontes das oscilações posturais em humanos, foi estudada a variabilidade de um torque mantido durante a flexão plantar do tornozelo em diferentes posições da articulação do joelho. Pode-se pensar em comparar a contração do tríceps sural com o joelho posicionado a 180° com o que ocorre durante a postura ereta quieta, já que se apresentam em uma condição biomecânica semelhante. Por outro lado, a comparação entre os resultados com ângulo do joelho a 90° e a 180° podem ser úteis uma vez que na primeira condição a ação dos músculos gastrocnêmios é normalmente postulada como sendo bastante reduzida (CRESSWELL *et al.*, 1995).

Com isso, os objetivos desse experimento foram:

- Avaliar a variabilidade de um torque mantido por contração do tríceps sural contra um obstáculo rígido, com duas posições da articulação do joelho (90° e 180°), em vários níveis de torque alvo;
- Comparar as variabilidades de torque com joelho estendido e flexionado com aquelas obtidas durante a postura ereta quieta (PEQ), ambos com o mesmo valor de torque médio exercido na articulação do tornozelo;

- Estudar a atividade mioelétrica dos músculos posteriores da perna nas diferentes condições experimentais.

4.1.2. Materiais e Método

4.1.2.1. Sujeitos

Participaram voluntariamente desta pesquisa 13 sujeitos destros, sendo 7 do sexo feminino e 6 do sexo masculino, com idade entre 21 e 38 anos ($27,84 \pm 4,45$), altura entre 1,60 e 1,78 m ($1,67 \pm 0,07$) e massa entre 50 e 97,7 kg ($63,58 \pm 16,02$) (média \pm desvio padrão).

4.1.2.2. Aparato Mecânico

Os sujeitos foram sentados em uma cadeira em duas posições experimentais, com o joelho estendido a 180° (JE) e flexionado a 90° (JF) (Figura 5). Para realizar a flexão plantar isométrica com o joelho a 90° (Figura 5(B)), foi necessário bloquear o movimento de flexão plantar por meio de uma barra rígida apoiada à estrutura lateral da cadeira, com regulagem de altura para cada sujeito.

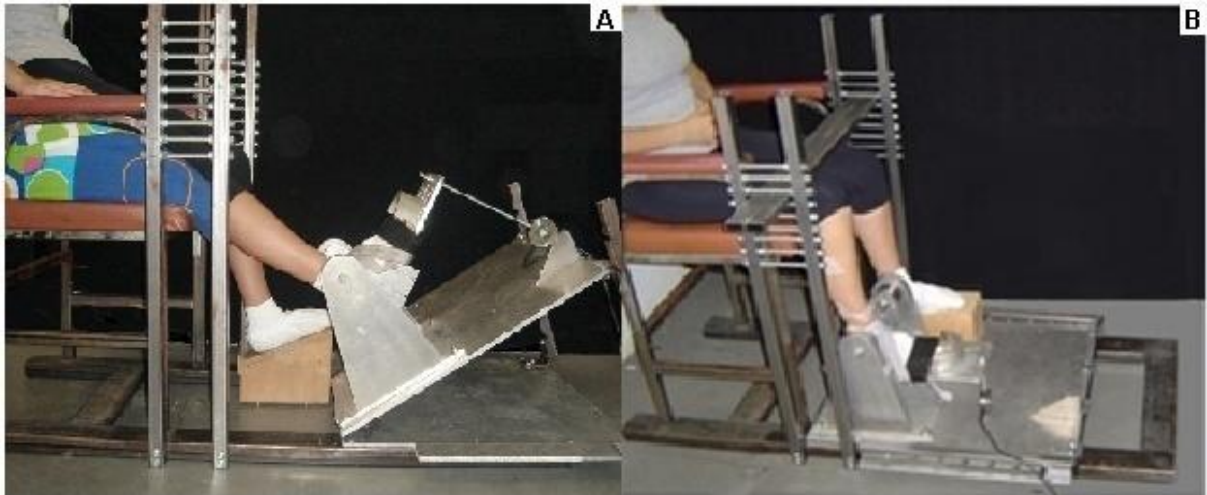


Figura 5. Foto ilustrativa da cadeira utilizada para realizar os experimentos, com a articulação do joelho em 180° (A), e em 90° (B).

4.1.2.3. Protocolo Experimental

Após a familiarização dos sujeitos com a metodologia, eles foram instruídos a permanecer sobre a plataforma de força em PEQ, com os maléolos laterais adequadamente posicionados e os olhos fixos em um alvo posicionado a 1,1 m. Permaneceram nessa posição por 61 s, dos quais 30 s foram com *feedback* visual e 31 s sem *feedback* visual. A alternância entre a condição com e sem *feedback* visual foi obtida por um feixe de luz (posicionado ao lado do alvo), de 0,25 s de duração, disparado exatamente no 30° s, sendo os sujeitos instruídos a fechar os olhos. Foram realizados no mínimo dois ensaios nessa condição. O valor da mediana do sinal de torque com *feedback* visual foi calculado para cada ensaio, porque nessa condição as variações pico a pico são menores, sendo obtido um valor mais coerente. A seguir, foi calculado o valor médio entre esses ensaios, que foi utilizado posteriormente.

Foi sorteada a posição inicial da cadeira de experimentos e ajustada para cada sujeito. O protocolo para a posição JE foi exatamente o mesmo da

posição JF. Esse protocolo consistiu inicialmente da realização de no mínimo três ensaios em contração isométrica voluntária máxima, de 3 a 4 s cada, realizados com encorajamento verbal e *feedback* visual na tela de um osciloscópio. Foi considerada a CVM, o maior valor de torque obtido quando dois valores não apresentassem diferenças maiores que 5%.

Após obtida a CVM, foram calculadas as porcentagens de torque, de 10 a 80% da CVM, com incrementos de 10%. Para cada porcentagem de torque foi solicitado aos sujeitos que mantivessem um nível constante de flexão plantar isométrica por 5 s, com *feedback* visual do sinal do transdutor na tela do osciloscópio. Sobre o osciloscópio foi fixado o mesmo feixe de luz utilizado anteriormente, disparado exatamente no 5º s, sendo os sujeitos instruídos a fechar os olhos e manter o mesmo nível de torque por 4 s adicionais. O ganho do osciloscópio foi mantido constante em todos os níveis de contrações realizadas, sendo a linha do torque alvo ajustada para cada porcentagem de torque. Sabendo que o sinal de torque, sem *feedback* visual, pode apresentar desníveis acima ou abaixo do valor inicialmente estabelecido, foi utilizado um critério de rejeição para esses dados. Como critério de rejeição, o valor do torque obtido sem *feedback* visual poderia variar até $\pm 10\%$ do seu valor com *feedback* visual. Foram realizados 3 ensaios em cada uma das 8 porcentagens de torque alvo, totalizando no mínimo 24 contrações isométricas, já que poderiam existir mais contrações devido àquelas rejeitadas pelo critério proposto. Tanto as porcentagens de torque (8) quanto os ensaios (3) foram proporcionados aos sujeitos de maneira aleatória (função *randperm* do Matlab), sendo que quando foi necessário repetir algum ensaio, esse foi realizado ao final da sequência aleatória.

Terminada essa etapa, quer na condição JE ou JF, foi solicitado ao sujeito manter um nível constante de flexão plantar isométrica com metade do valor do torque obtido em PEQ (média de dois ensaios realizados anteriormente). Isso foi realizado por 32 s com *feedback* visual do sinal do transdutor na tela do osciloscópio, sendo que ao final desse período o feixe de luz foi disparado, fazendo com que o sujeito fechasse os olhos e mantivesse o mesmo nível de torque por mais 31 s. Foram realizados no mínimo dois ensaios nesta condição experimental.

Foi proporcionado um intervalo de descanso adequado para cada situação experimental. Ao final de cada protocolo (JE e JF), os sujeitos realizaram outra CVM nas mesmas condições iniciais para comparação com os valores obtidos no início do protocolo, como proposto por (TAYLOR *et al.*, 2003).

4.1.2.4. Análise dos dados

Para a análise em CVM, foi selecionado visualmente um trecho de 1s mais estável do sinal de torque (englobando o ponto em que se atingiu o máximo valor), sendo selecionado o trecho correspondente para os sinais de EMG para cada posição realizada (JE e JF). As demais análises foram realizadas nas condições sem *feedback* visual, de forma a eliminar a influência do *feedback* visual na performance motora, restando o *feedback* proprioceptivo.

Para o protocolo realizado na posição JE e JF com 8 porcentagens de torque alvo, a variabilidade do torque e da envoltória do EMG foi medida no intervalo de 5,5 s até 8,5 s (3 s). As mesmas análises realizadas nesse protocolo foram também aplicadas aos dados em CVM.

Para o protocolo realizado na condição PEQ e nas posições JE e JF com o nível de torque correspondente à metade do valor medido em PEQ, os sinais de torque e EMG foram decimados para uma frequência de amostragem equivalente de 100 Hz, após serem filtrados. A variabilidade do torque e da envoltória do EMG foi medida no intervalo de 52,5 s a 62,5 s do trecho sem feedback visual (10 s).

4.1.2.5. Análise Estatística

Para comparar o μ , o σ e o CV dos dados de torque obtidos em CVM nas posições JE e JF, foi utilizado um teste t pareado para cada variável. Para os dados de EMG em CVM, uma análise de variância (ANOVA) de dois fatores (2 posições do joelho x 3 músculos) foi utilizada para cada variável (μ , σ e CV), sendo o fator posição do joelho tratado como medidas repetidas.

Foram usados dois testes ANOVA de dois fatores para comparar a variabilidade do torque (σ e CV) durante as posições JE e JF nos vários níveis de torque alvo (2 posições do joelho x 8 níveis de torque). Três testes ANOVA de medidas repetidas de três fatores foram usados para comparar o μ e a variabilidade (σ e CV) da envoltória do EMG dos músculos SO, GL e GM durante as posições JE e JF nos vários níveis de torque alvo (2 posições do joelho x 3 músculos x 8 níveis de torque). Em todos os casos, o fator posição do joelho foi tratado como medidas repetidas.

Na hipótese de haver uma relação crescente entre σ e μ do torque, foi investigado se a relação tendia a uma escala isométrica (linear) ou alométrica (quadrática), na condição JE e JF. O fator de escala foi determinado por análise de

regressão. A linha de regressão foi ajustada pelo método dos mínimos quadrados e o modelo ajustado foi

$$\sigma = a * \mu^b$$

que foi transformado logaritmicamente antes da análise de regressão para

$$\log(\sigma) = b * \log(\mu) + \log(a)$$

onde a inclinação b é o fator de escala entre μ e σ .

A fim de comparar a variabilidade do torque (σ e CV) obtido nas condições PEQ, JE e JF (estes dois últimos obtidos com nível de torque equivalente à PEQ), foram usados dois testes ANOVA de um fator para medidas repetidas. Uma ANOVA de dois fatores foi usada para comparar o CV da envoltória do EMG dos músculos SO, GL e GM, nas condições PEQ, JE e JF (3 músculos x 3 condições), com as condições experimentais tratadas como medidas repetidas. Para analisar a relação entre a variabilidade do torque (σ e CV) na condição em PEQ com as condições JE e JF (nível de torque equivalente a PEQ), foi utilizada uma análise de correlação linear. Essa análise também foi realizada para a envoltória do EMG nessas condições.

4.1.3. Resultados

4.1.3.1. Análise na CVM

O torque máximo gerado com o JE ($167,95 \pm 53,6$ Nm) foi significativamente maior que o gerado com o JF ($105,62 \pm 31,2$ Nm) ($p=0,001$). E, a predominância na geração de força muscular na posição JE foi observada em todos os sujeitos analisados (Figura 6A), com uma diferença média de 37% entre JE e JF.

Com os valores de torque máximo normalizados em relação ao torque máximo obtido na condição JE, uma diferença significativa ($p < 0,001$) foi também observada entre o torque máximo gerado com o JE e com o JF (Figura 6B) (teste de Wilcoxon).

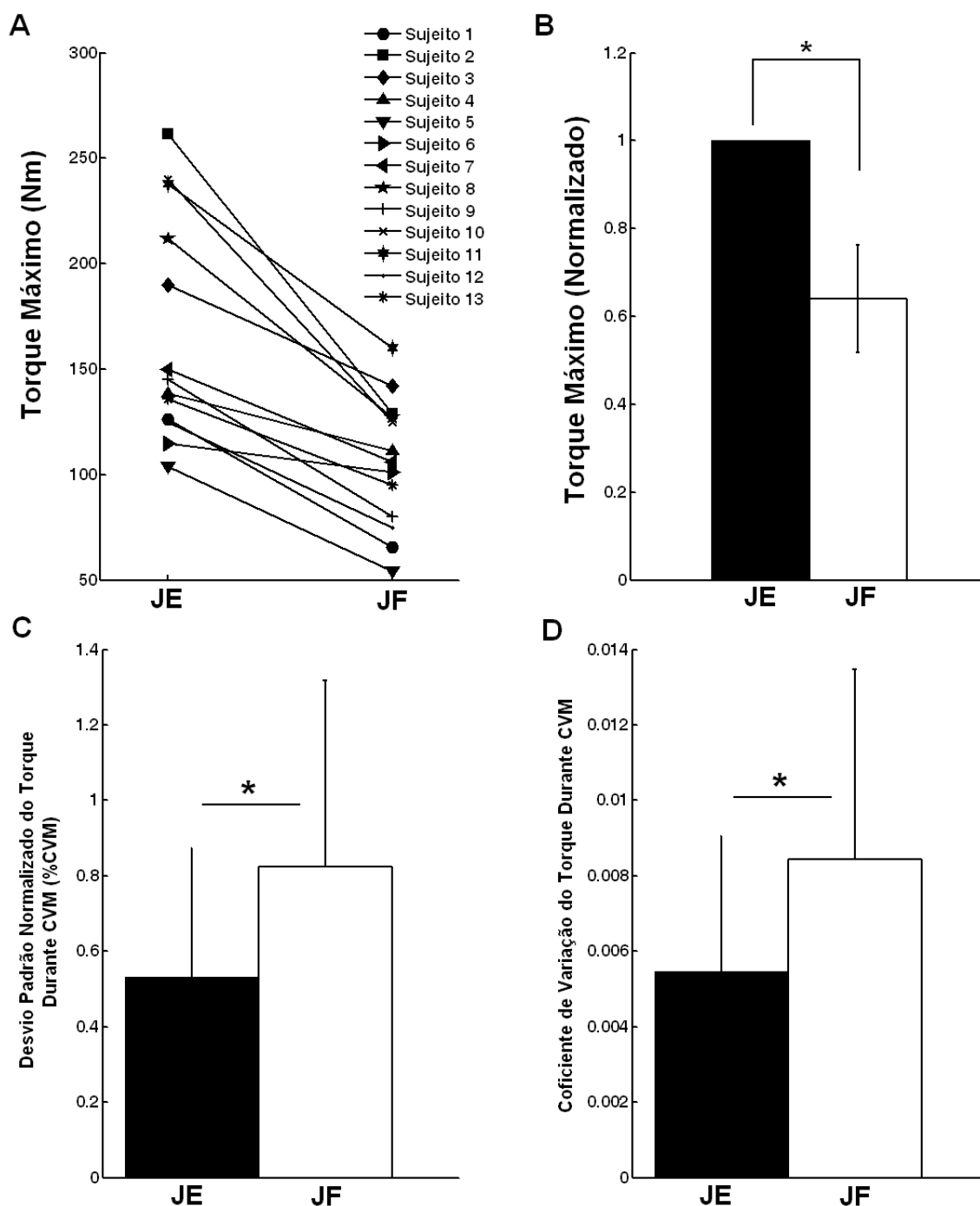


Figura 6. A) Torque máximo obtido em cada condição experimental (JE e JF) para cada sujeito. B) Valores médios (e desvio padrão) do torque máximo normalizado em relação ao torque máximo observado na condição JE (para cada sujeito). C) Desvio padrão do torque (σ) normalizado pelo valor máximo da CVM (valores médios e desvio padrão). D) Coeficiente de Variação (CV) do torque.

Foram encontradas diferenças significativas na variabilidade do torque durante a CVM, sendo observada maior variabilidade com o JF do que com o JE. Esse padrão pôde ser observado tanto em relação ao desvio padrão do torque normalizado pelo valor máximo da CVM (Figura 6C) quanto em relação ao CV do torque (Figura 6D), com $p= 0,038$ e $p= 0,041$, respectivamente, para σ e CV.

Em relação ao μ da envoltória do EMG em CVM, não foram encontradas diferenças significativas entre os músculos SO, GL e GM ($p= 0,102$). Da mesma forma, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições com o JE e com o JF ($p= 0,129$) assim como não foi observada interação significativa entre os fatores músculo e posição do joelho ($p= 0,102$) (Figura 7A). O mesmo pôde ser observado para variabilidade do EMG durante a CVM (σ), não sendo encontrados efeitos significativos para os fatores músculo ($p= 0,488$) e posição do joelho ($p= 0,276$) assim como para interação ($p= 0,360$) entre esses fatores (Figura 7B). Note-se que a variável μ na Figura 7A está normalizada pelo valor correspondente obtido na condição com o JE, enquanto que a variável σ está normalizada pela média da envoltória do EMG obtido para cada condição. Desta forma, tal normalização de σ faz com que seu valor seja equivalente ao CV (por definição), o que justifica o fato do CV não ser mostrado na Figura 7.

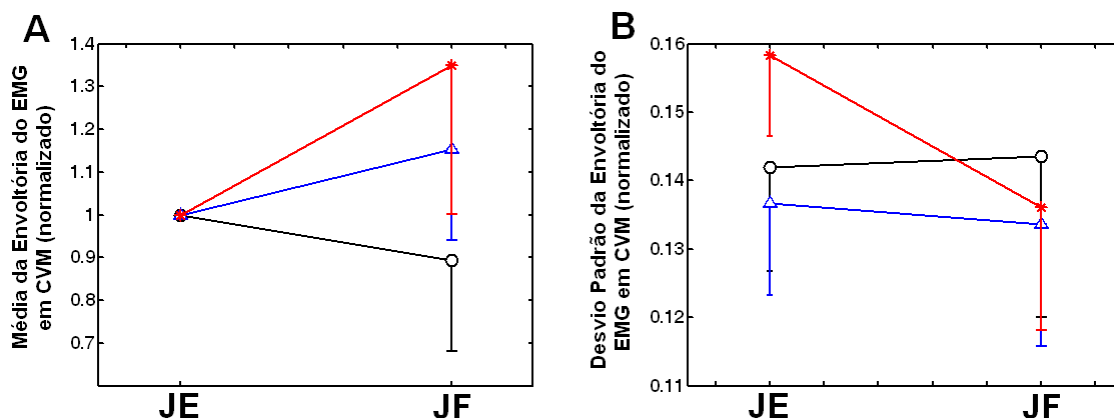


Figura 7 A - Média \pm desvio padrão para μ da envoltória do EMG, B - σ da envoltória do EMG em CVM para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); tanto para a condição com o joelho estendido (JE) quanto com o joelho flexionado (JF). Valores de μ estão normalizados em relação aos correspondentes obtidos na condição JE, e valores de σ estão normalizada pela média da envoltória do EMG obtido para cada condição.

4.1.3.2. Variabilidade no torque com o JE e JF em 8 níveis de torque

alvo

Com níveis de torque de 10% a 80% da CVM, a variabilidade do torque do tríceps sural (σ e CV) durante a posição JE foi significativamente menor que a observada com o JF ($p=0,005$ para o σ e $p=0,01$ para o CV). É possível observar esse aspecto na Figura 8, representativa do torque em função do tempo para um sujeito, no intervalo onde foram realizadas as análises (3 s).

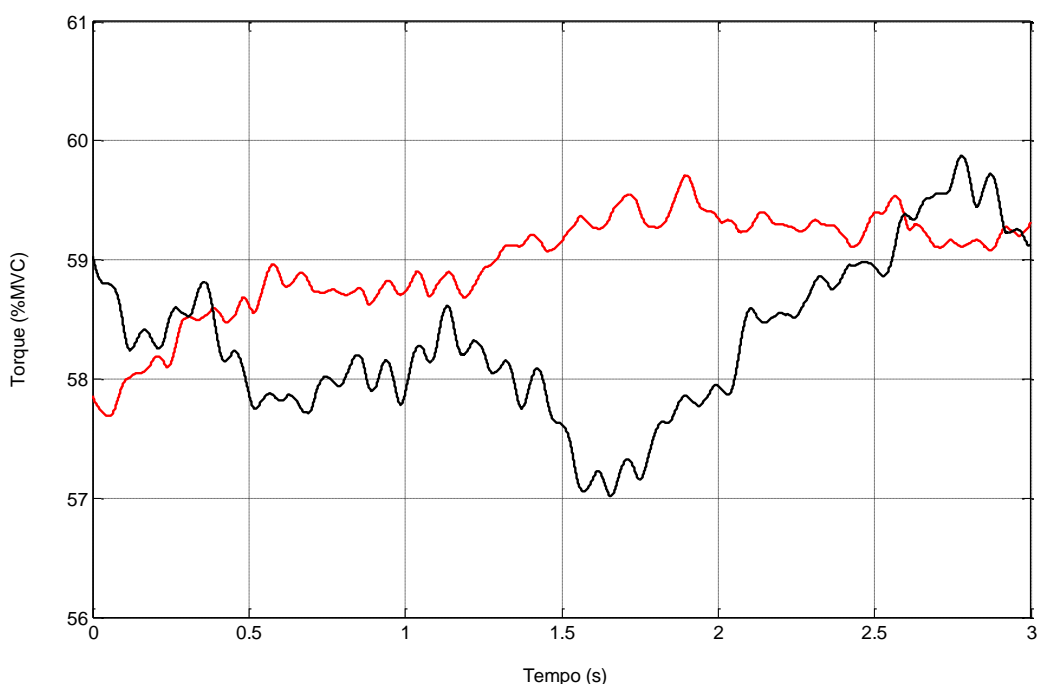


Figura 8. Flutuações do torque (60% da CVM) em função do tempo, representativo para um sujeito, para as condições JF (preto) e JE (vermelho).

As relações entre o σ do torque e os níveis médios de torque alvo para as condições JE e JF, podem ser observadas na Figura 9, onde os valores do σ do torque foram normalizados pelo valor respectivo obtido em CVM. Como pode ser observado, o σ do torque aumenta com os níveis de torque realizados, sendo que esse aumento mostrou ser significativo ($p < 0,001$). Além disso, a inclinação da reta (b) obtida pela análise de regressão logarítmica para a média dos sujeitos analisados foi 0,789 para a condição JE e 0,897 para a condição JF, ambos significativos ($p = 0,001$), vide Figura 10, assim, a relação obtida entre σ e μ do torque gerado pelo tríceps sural na condição JE e JF tende a uma escala isométrica, ou seja, linear.

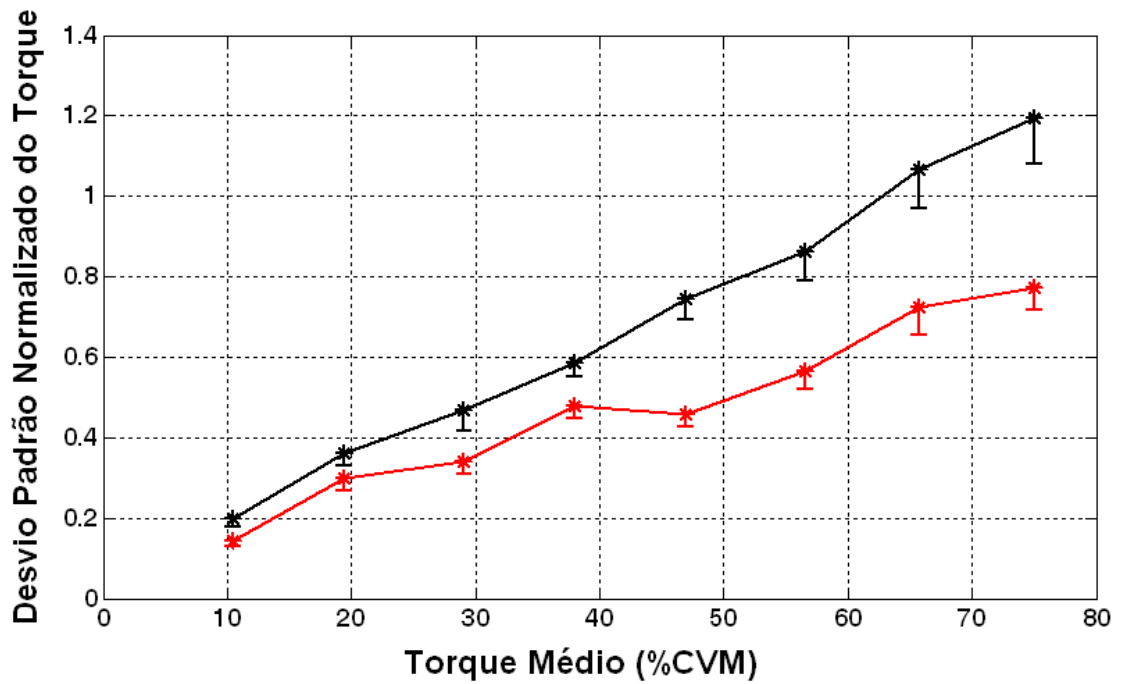


Figura 9. Variabilidade (σ) normalizada do torque, representada em função do torque médio, para as condições JF (preto) e JE (vermelho). Gráfico em escala linear (média \pm erro padrão).

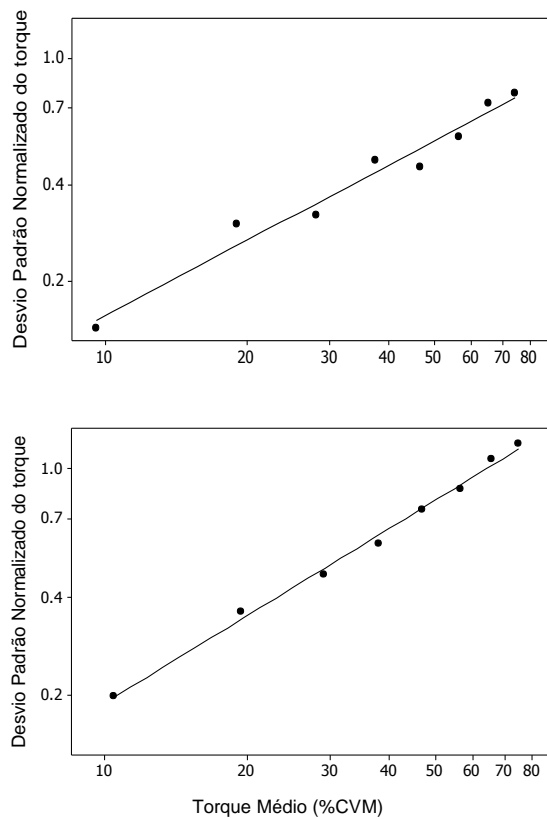


Figura 10. Variabilidade (σ) normalizada do torque para as condições JE (gráfico superior) e JF (gráfico inferior). Gráficos em escala logarítmica (média) com as linhas de regressão.

A relação entre o CV do torque e os níveis médios de torque alvo para as condições JE e JF, podem ser observadas na Figura 11. Nas análises estatísticas realizadas, não foram encontradas diferenças significativas para o CV do torque nas condições JE e JF entre os níveis de torque alvo ($p=0,273$). Devido aos valores do CV do torque aparentemente se mostrarem maiores para níveis menores de torque, o fator posição do joelho (JE e JF) foi analisado separadamente por uma Anova de um fator para medidas repetidas. Não foram encontradas diferenças estatísticas do CV entre os níveis de torque alvo, tanto para a condição JE, quanto para a JF. Ou seja, apesar da tendência de diminuição do CV com aumento do nível médio do torque sugerida pela Figura 11, os dados não permitem rejeitar a hipótese que o CV do torque para o tríceps sural é constante com o torque médio.

Não foi encontrado efeito diferencial significativo entre os fatores posição do joelho e níveis de torque para o σ e para o CV dos dados de torque.

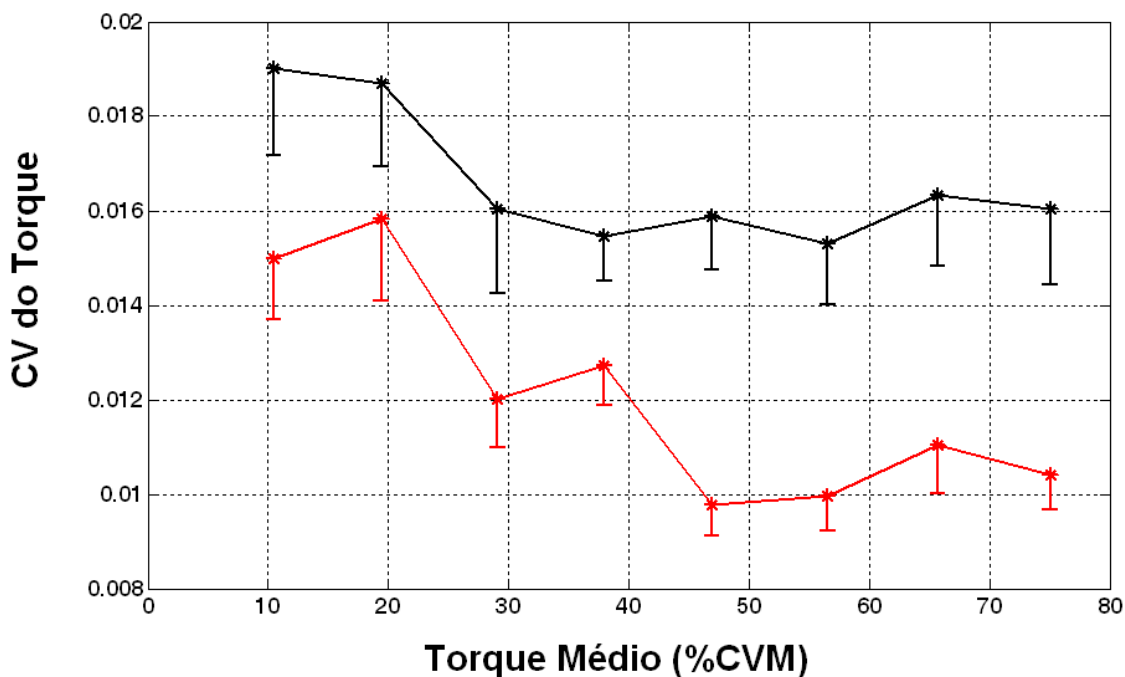


Figura 11. Variabilidade relativa (CV) do torque em relação ao torque médio, para as condições JF (preto) e JE (vermelho), (média \pm erro padrão).

4.1.3.3. Valores médios e variabilidade na envoltória do EMG com o JE e JF em 8 níveis de torque alvo

Na Figura 12 é possível observar as envoltórias dos EMG dos músculos SO, GL e GM em função do tempo, para a posição com o JE e JF, representativo para um sujeito.

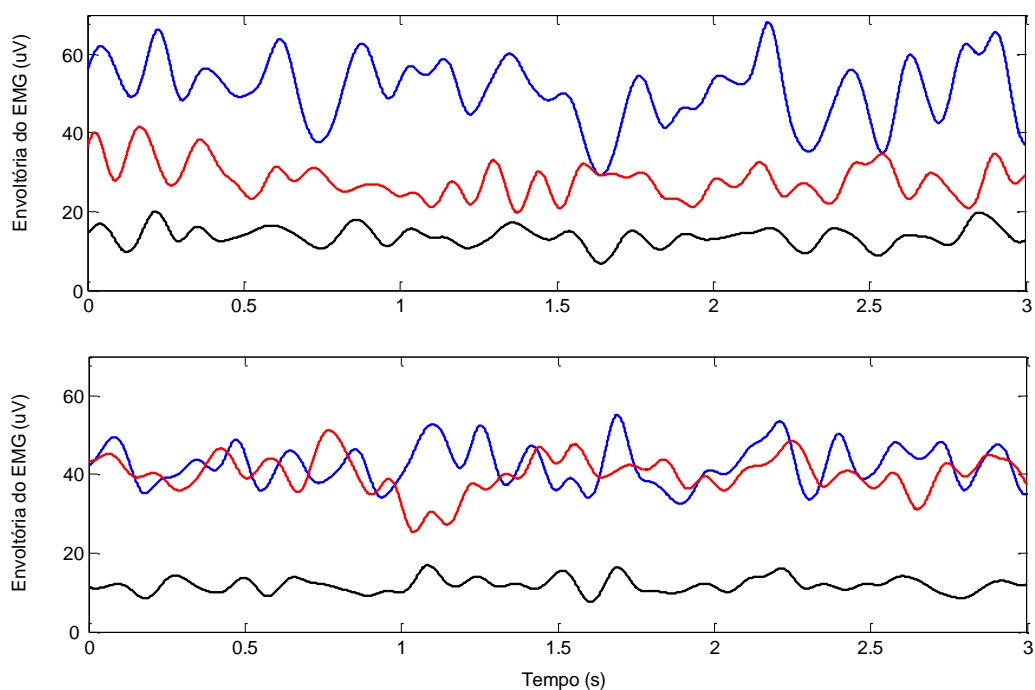


Figura 12. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto), para as condições JE (gráfico superior) e JF (gráfico inferior), representativo para um sujeito em 60% da CVM.

Foi encontrada uma relação monotônica crescente entre o μ das envoltórias dos EMG (normalizados pela média da envoltória obtida em CVM) e os níveis médios de torque alvo (Figura 13).

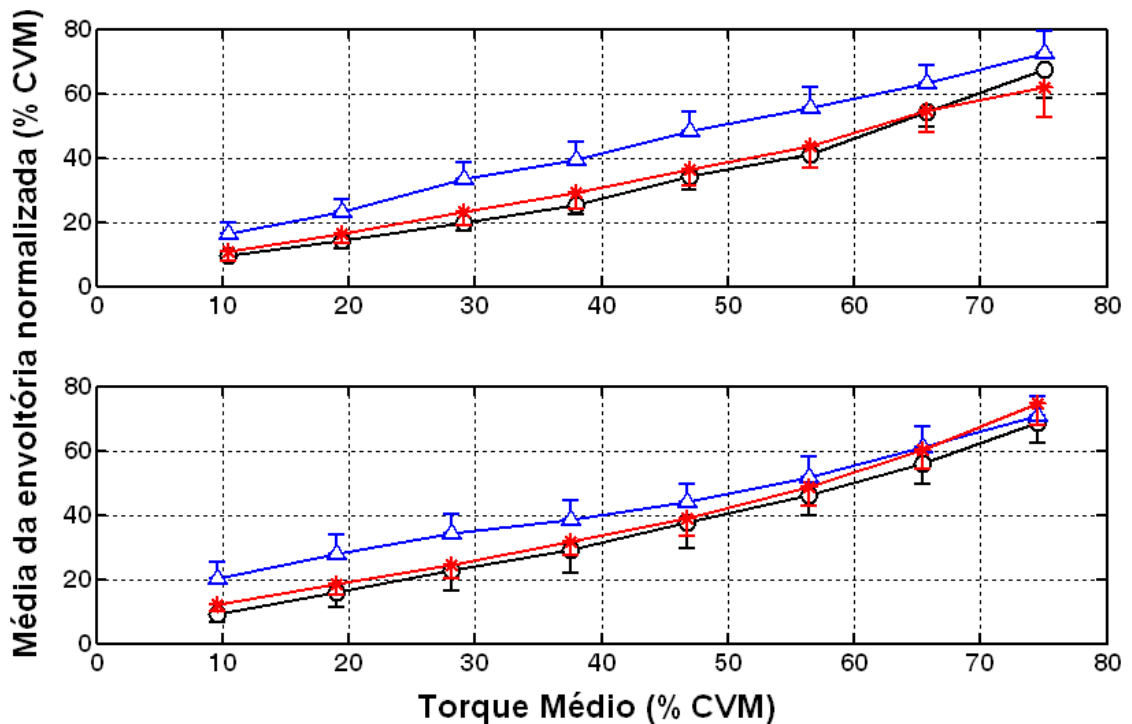


Figura 13. Média da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).

Para os valores do μ da envoltória dos EMGs normalizados pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, foram encontradas diferenças significativas para os fatores músculo ($p < 0,001$), torque ($p < 0,001$) e posição do joelho ($p = 0,025$). Não houve efeito de interação entre os fatores. Entre os músculos, o SO apresentou-se estatisticamente mais ativado que o GM ($p < 0,001$) e o GL ($p < 0,001$). Não houve diferença significativa entre a atividade elétrica do GM e GL ($p = 0,09$) (Figura 14). Os testes apontaram para uma diferença nos níveis de ativação dos músculos entre as condições JE e JF. A Figura 14 indica que houve menor ativação muscular na condição com o JF comparado a condição com o JE, o que se deve provavelmente às menores amplitudes de ativação observadas para os músculos GL e GM na condição JF.

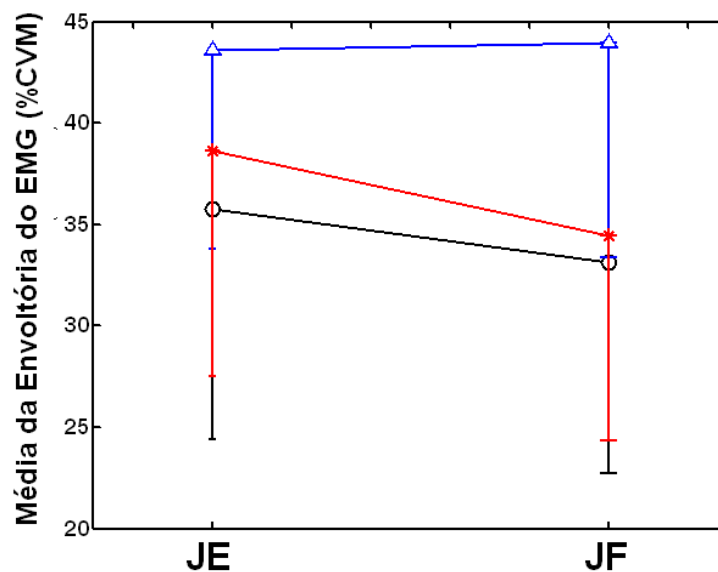


Figura 14. Dentre os oito níveis de torque analisados, houve efeito significativo para os fatores músculo, e posição de joelho. Entre os músculos, o SO apresentou-se significativamente mais ativado que o GM e o GL, sem diferenças significativas entre estes dois últimos. Houve menor ativação muscular na condição com o JF quando comparada a condição com o JE.

Foi encontrada uma relação monotônica crescente entre o σ (Figura 15) das envoltórias dos EMG e os níveis médios de torque alvo, variáveis calculadas com normalização em relação aos respectivos valores em CVM.

Para o σ da envoltória dos EMGs, normalizados pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, houve diferenças significativas para os fatores níveis de torque ($p < 0,001$) e músculos ($p < 0,001$). O mesmo não ocorreu para o fator posição do joelho ($p = 0,713$), bem como para a interação entre os fatores. Entre os músculos, o SO apresentou-se estatisticamente com maiores valores de σ da envoltória do EMG que o GM ($p < 0,001$) e o GL ($p < 0,001$). Não houve diferença significativa entre a variabilidade da atividade elétrica do GM e GL ($p = 0,837$).

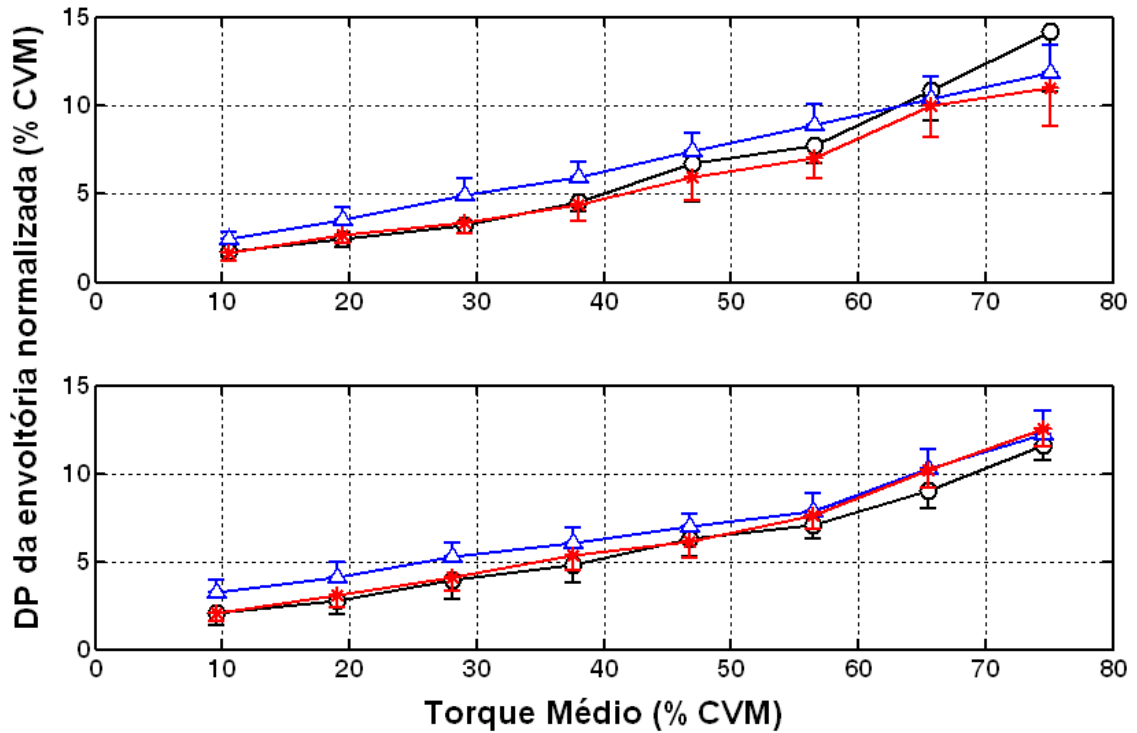


Figura 15. Variabilidade (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).

Em relação ao CV da envoltória do EMG, não foram encontradas diferenças significativas entre as posições do joelho ($p=0,650$), nem entre os diferentes níveis de torque (de 10% a 80% da CVM, $p=0,067$). A Figura 16 mostra o CV da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, tanto para a condição com o JE quanto com o JF.

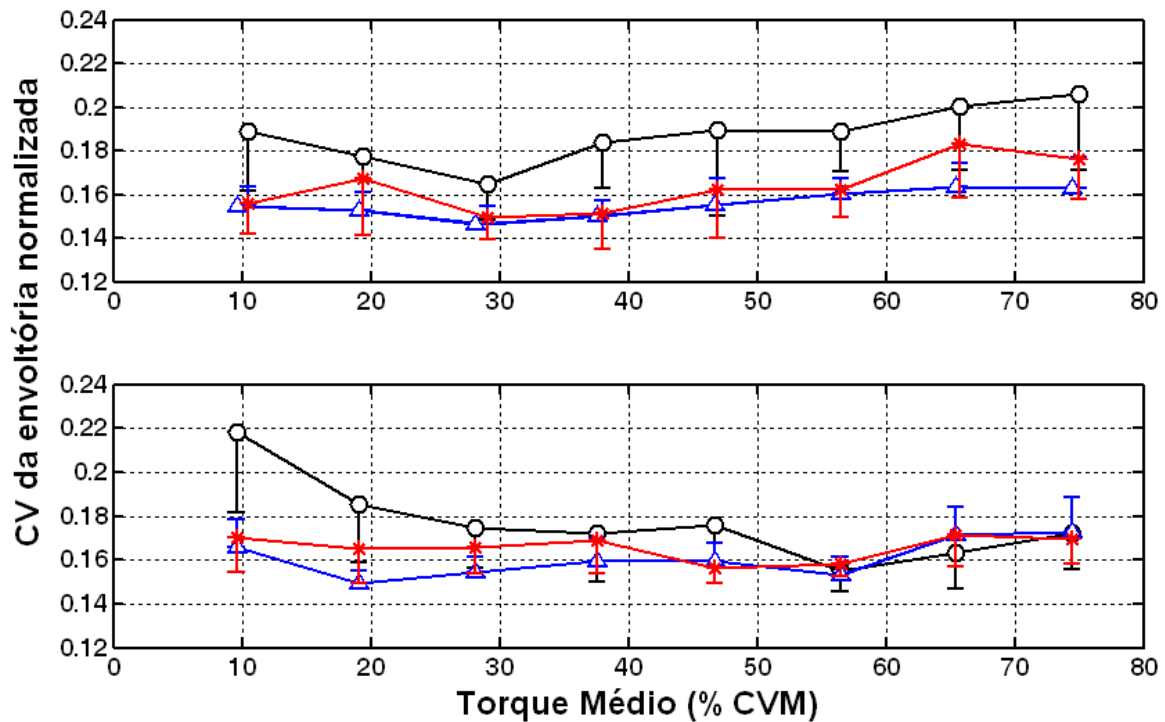


Figura 16. CV da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados na condição JF, e inferior para a condição JE (média \pm erro padrão).

O CV da envoltória do EMG encontrado para o músculo GM foi estatisticamente maior que o encontrado para o SO ($p < 0,001$) e para o músculo GL, não sendo observada diferença significativa entre GL e SO ($p = 0,272$). No entanto, foi encontrada interação significativa entre as posições JE e JF e os níveis de torque analisados ($p = 0,002$). Isso significa que para o CV da envoltória do EMG, as condições JE e JF têm um efeito diferencial dependendo dos níveis de torque analisados (Figura 17). A variabilidade relativa da envoltória do EMG é maior para a condição JE em 10% ($p = 0,046$) e em 30% da CVM ($p = 0,037$), sendo que em 60% ($p = 0,001$) e 70% da CVM ($p = 0,043$) é maior para a condição JF (teste t para medidas repetidas).

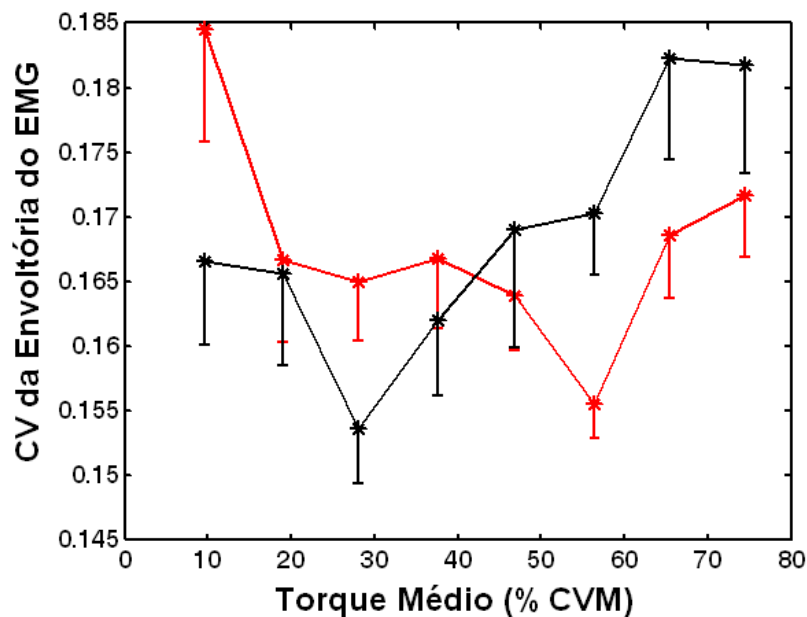


Figura 17. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG em 8 níveis de torque ($p=0,002$) entre os fatores posição do joelho: JE (vermelho) e JF (preto); e os níveis de torque (média \pm erro padrão).

Efeito diferencial significativo também foi encontrado entre os fatores posição do joelho e músculos ($p=0,015$), sendo que o GM foi o único músculo a apresentar alterações com a posição do joelho (Figura 18). Na posição JE, a variabilidade relativa da envoltória do EMG do músculo GM foi estatisticamente menor do que a obtida com o JF ($p=0,003$), não sendo observadas diferenças significativas entre os CVs do músculo GL ($p=0,528$) e do músculo SO ($p=0,087$) entre as condições JE e JF.

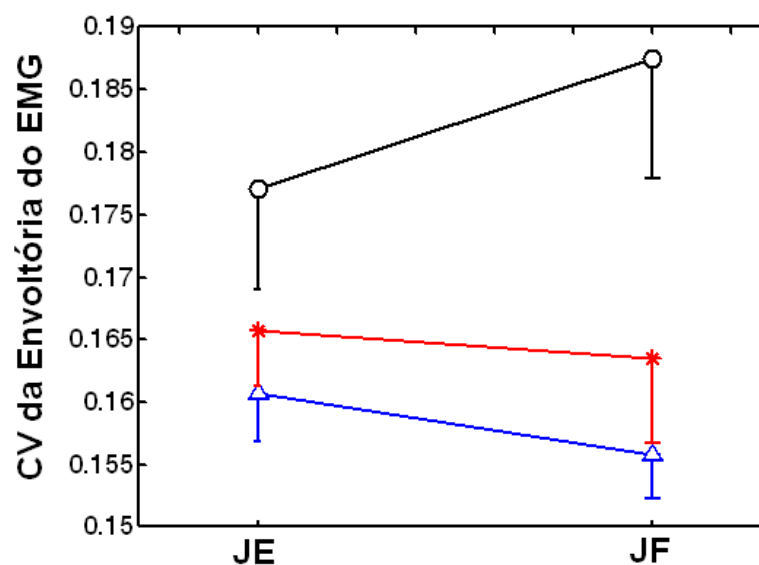


Figura 18. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG em 8 níveis de torque ($p=0,015$) entre os fatores músculos: SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); e a posição do joelho (JE e JF) (média \pm erro padrão).

4.1.3.4. Flutuações no torque e na envoltória do EMG gerado em PEQ

Pode-se observar na Figura 19 dados representativos de torques obtidos de um sujeito em PEQ, JE e JF. O torque obtido em PEQ (e mostrado na Figura 19) foi gerado pelas duas pernas, e dessa forma seu valor médio foi dividido por 2 para a realização das tarefas em JE e JF. Dados representativos para um sujeito também podem ser observados na Figura 20 para as envoltórias do EMG dos músculos SO, GL e GM em PEQ, JE e JF. As análises posteriores foram realizadas no intervalo de tempo mostrado nessas figuras (30 s).

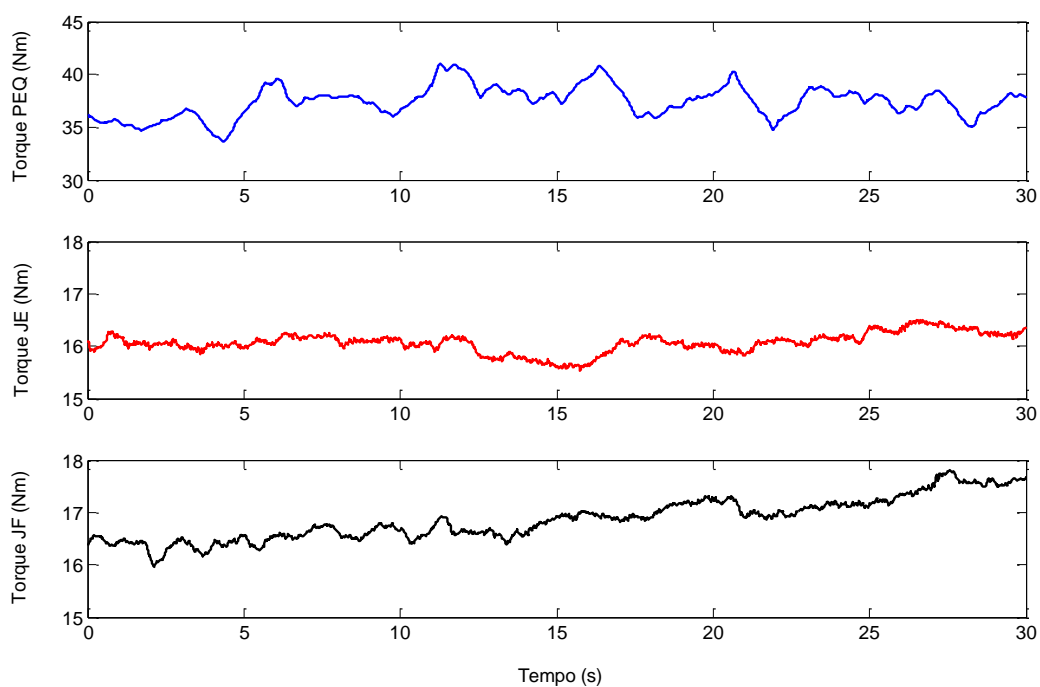


Figura 19. Flutuações do torque em função do tempo, para as condições PEQ (azul), JE (vermelho) e JF (preto), representativo para um sujeito.

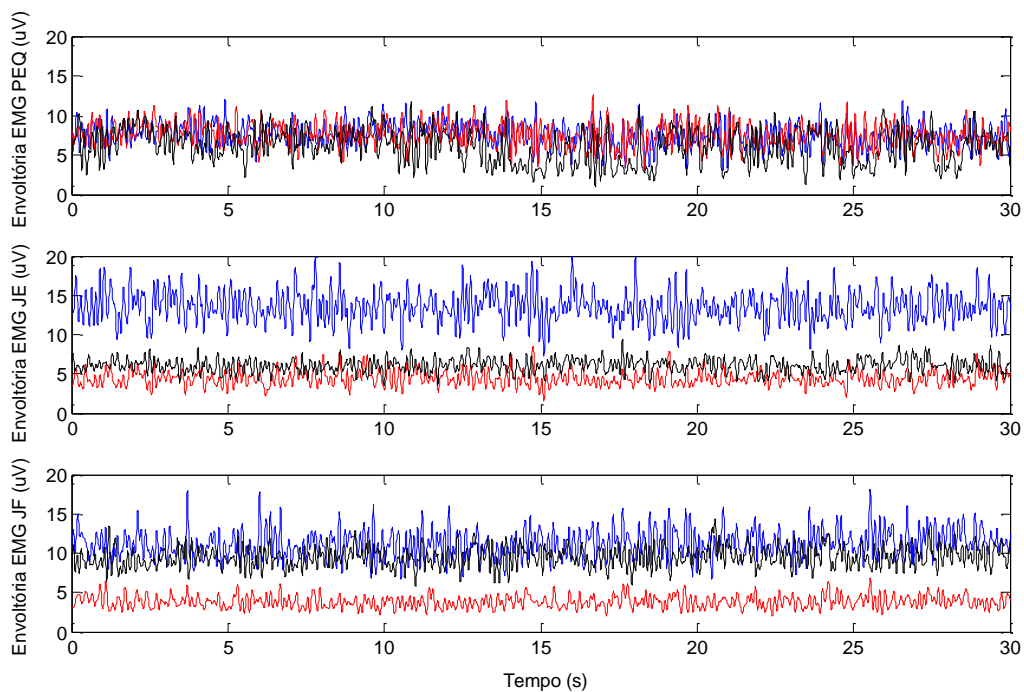


Figura 20. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em função do tempo, para as condições PEQ, JE e JF, representativos para um sujeito.

O nível de torque obtido em PEQ (por perna) foi $8,12 \pm 2,05\%$ do valor máximo obtido na posição JE, e $12,61 \pm 3,48\%$ do valor máximo obtido na posição JF.

A variabilidade do torque (σ e CV) obtida na condição em PEQ foi estatisticamente maior do que aquelas encontradas nas condições JE e JF com o nível de torque equivalente a PEQ ($p=0,001$). Nessa condição, a variabilidade do torque foi semelhante entre as posições JE e JF.

No entanto, para a variabilidade relativa (CV) das envoltórias dos EMG, não foi observada diferença entre as condições PEQ, JE e JF ($p=0,218$), mas foi encontrada interação significativa ($p=0,005$) entre músculos e condições, mostrando que o tipo de músculo analisado tem um efeito diferencial dependendo das condições em que foram realizadas as atividades (Figura 21). Em PEQ, a variabilidade relativa da envoltória do EMG do músculo GM foi maior do que a encontrada com o JE e JF ($p=0,010$), além desse músculo ter apresentado maior variabilidade em relação ao GL ($p=0,042$). Para os músculos GL e SO não foram encontradas mudanças com as condições analisadas ($p=0,585$ e $p=0,154$, respectivamente). Na posição JE o músculo SO apresentou maior variabilidade relativa em relação ao GM ($p=0,008$), sendo observada uma tendência semelhante para a posição JF ($p=0,056$).

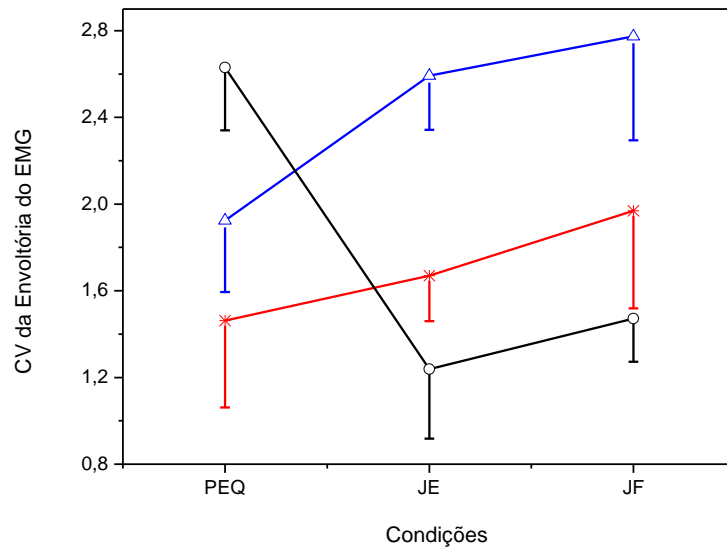


Figura 21. Efeito diferencial significativo para a análise do CV da envoltória do EMG, para o nível de torque equivalente a PEQ ($p=0,005$), entre os fatores músculos: SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto); e as condições experimentais: PEQ, JE e JF (média \pm desvio padrão).

Foi encontrada correlação linear significativa para a variabilidade do torque (σ e CV) entre as condições PEQ e JE realizadas com o nível de torque equivalente a PEQ, sendo que os coeficientes de correlação obtidos foram: $r=0,8007$ $p=0,001$ e $r=0,718$ $p=0,008$, respectivamente para o σ (Figura 22) e para o CV (Figura 23). No caso do CV, um ponto discrepante (*outlier*) foi removido da análise, o que explica o fato da Figura 23 mostrar valores de apenas 12 sujeitos. Entre as condições PEQ e JF não foram obtidas correlações significativas, tanto para o σ ($p=0,484$ e $r=0,213$) como para o CV ($p=0,309$ e $r=0,321$) do torque. Na análise das envoltórias dos EMGs não houve correlação significativa entre PEQ e JE nem entre PEQ e JF. A equação da reta correspondente à Figura 22 relacionando os desvios padrão normalizados dos torques em JE e em PEQ é $\sigma_{JE}=0,091 + 0,153.\sigma_{PEQ}$ e a equação da reta no caso da Figura 23 é $CV_{JE}=0,006 + 0,079.CV_{PEQ}$

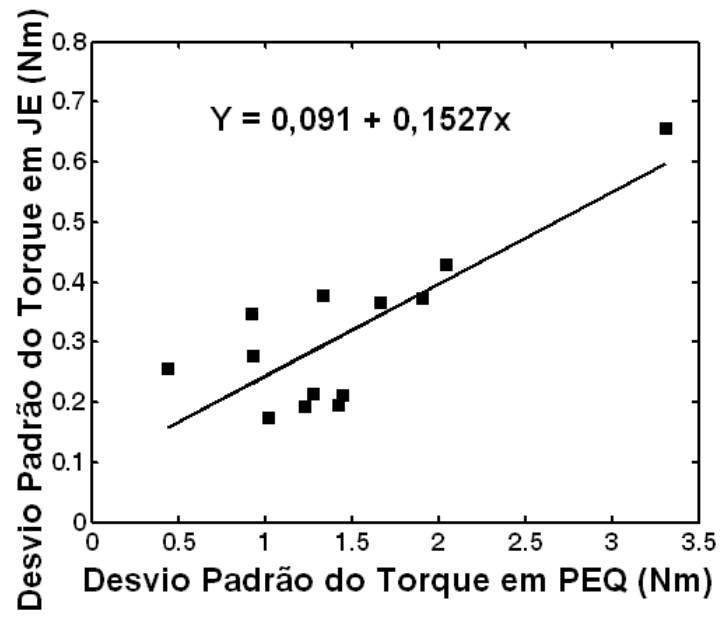


Figura 22. Correlação linear para desvio padrão (σ) do torque entre PEQ e JE.

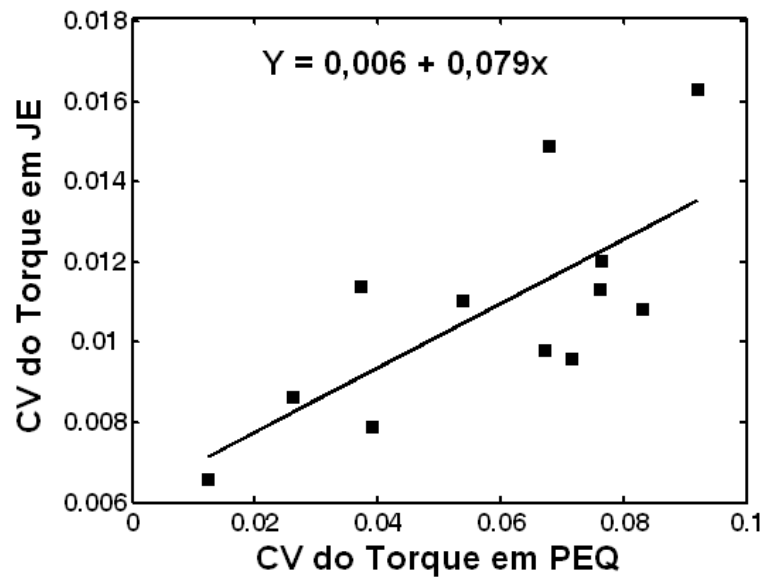


Figura 23. Correlação linear para o CV do torque entre PEQ e JE.

4.1.4. Discussão

4.1.4.1. Análise na CVM

A literatura descreve que o torque máximo gerado durante a flexão plantar diminui com a redução do ângulo do joelho (CRESSWELL *et al.*, 1995; MIYAMOTO & ODA, 2003; SHINOHARA *et al.*, 2006; SIRIN & PATLA, 1987). Dados semelhantes também foram obtidos nesse trabalho, sendo que a diferença média entre JE e JF encontrada aqui (37%) corrobora aquela obtida por Shinohara *et al.* (2006). Valores próximos também foram obtidos por Cresswell *et al.* (1995) (22%), Sirin e Patla (1987) (42%) e Miyamoto e Oda (2003) (40%). O declínio no valor do torque máximo com o comprimento muscular encurtado (para o GM e GL) está relacionado principalmente ao número reduzido de pontes cruzadas fixas, como consequência do encurtamento do sarcômero, além da sobreposição acentuada entre actina e miosina (ENOKA, 2008).

O menor valor de torque obtido por flexão plantar na posição JF foi atribuído anteriormente a uma redução da atividade eletromiográfica dos músculos GL e GM, com o músculo SO permanecendo com ativação relativamente constante com a variação do ângulo do joelho (ARAMPATZIS *et al.*, 2005; CRESSWELL *et al.*, 1995; SHINOHARA *et al.*, 2006). No entanto, no presente trabalho não foi encontrada variação estatisticamente significativa para a atividade dos três músculos ao se passar de JE para JF, resultado este que confirma os resultados de Miyamoto e Oda (2003). Isto sugere que o sistema nervoso central durante a CVM recrutou uma mesma proporção do conjunto de unidades motoras de um dado músculo do tríceps sural tanto em JE quanto em JF.

Estratégias de controle baseadas em comandos descendentes neurais comuns podem estar associadas aos resultados obtidos nesse trabalho, no tocante aos valores semelhantes entre os músculos do tríceps sural, apesar das diferentes composições de suas fibras musculares (JOHNSON *et al.*, 1973). Em parte, essa aparente sinergia tem justificativas anatômicas para o caso do SO e GL conforme dados mostrados por Hwang *et al.* (2003), em que a inervação para o músculo SO origina-se do mesmo ramo do nervo tibial que inerva o músculo GL, em 30% dos casos analisados pelos autores. Argumento semelhante foi utilizado por Sirin e Patla (1987), Tamaki *et al.* (1997) e McLean e Goudy (2004) para as diferentes estratégias de ativação entre os músculos que compõem o tríceps sural, com valores semelhantes para os músculos SO e GL, que se diferenciavam daqueles obtidos para o músculo GM.

Em CVM, aparentemente não há dados na literatura que tenham abordado o tema da variabilidade do torque de flexão plantar e da envoltória dos EMGs dos músculos do tríceps sural. No presente trabalho encontrou-se uma variabilidade do torque de flexão plantar (σ e CV) maior em JF quando comparado com JE. Por outro lado, as envoltórias dos EMGs do SO, GM e GL não mostraram valores médios ou desvios padrão diferentes entre JE e JF. Se pudermos extrapolar alguns dados do tibial anterior (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1992) para os músculos do tríceps sural (mas vide mais detalhes na seção seguinte) teríamos uma explicação para o achado de maior variabilidade do torque em JF: esta se deveria à maior variabilidade do torque do GM e GL em JF, que ocorreria devido ao fato de gerarem abalos mais breves associados ao menor comprimento de suas fibras musculares em JF e ao fato de apresentarem taxas de disparos das unidades motoras semelhantes em comprimento normal e encurtado durante CVM. O resultado

encontrado nesta tese de que os EMGs não apresentaram diferenças na média e no desvio padrão de suas envoltórias entre JE e JF pode indicar que também nos músculos do tríceps sural as taxas de disparos das unidades motoras durante CVM não se alteram entre as condições JE e JF.

4.1.4.2. Variabilidade do torque com o JE e JF

Em sistemas musculares múltiplos, que são os mais comuns em humanos, as flutuações no torque articular refletem o somatório das flutuações em músculos individuais, e a flutuação na força muscular durante contrações voluntárias, produz variabilidade na execução do movimento. Existem fatores intrínsecos e extrínsecos que podem modificar a variabilidade do torque.

Os resultados obtidos no presente trabalho mostraram um aumento linear do desvio padrão do torque em função do torque médio, para a faixa de 10 a 80% da CVM, com ambas variáveis normalizadas pelo valor em CVM. Um resultado semelhante já havia sido mostrado na literatura para a faixa de torque de 2,5 a 10% (SHINOHARA *et al.*, 2006), ou seja, os resultados obtidos nessa tese de doutorado ampliam consideravelmente esses dados da literatura. Foi encontrado nesse estudo que a relação entre o desvio padrão e a média do torque gerado pela contração isométrica do tríceps sural (medidas normalizadas em relação a CVM) é caracterizada pela presença de escala isométrica, ou seja linear, achado semelhante ao de Jones et al. (2002) para os músculos extensor e flexor longo do polegar, para forças de 20 a 70% da CVM. Esses autores concluíram, por meio da combinação de contrações voluntárias, contrações provocadas por estimulação elétrica e simulações de unidades motoras, que a existência da relação linear entre σ e μ da

força depende da amplitude da força dos abalos das unidades motoras, da distribuição do limiar de recrutamento e do recrutamento ordenado do conjunto de motoneurônios que compõe o músculo.

É interessante notar que o desvio padrão da força em CVM, é menor do que aquele respectivo para 80% de CVM. Uma explicação é que as frequências de disparos de muitas unidades motoras devem ter atingido valores que geram contrações tetânicas dessas unidades motoras (KEENAN & VALERO-CUEVAS, 2007; KOHN, 2009), tornando o torque somado mais suave. Vale aqui uma ressalva, uma vez que a metodologia e o processamento de sinal empregados nos dois experimentos (CVM e 10 a 80% CVM) foram diferentes, o que pode ter influenciado também nos resultados ao se fazer a comparação entre valor a 80 % e 100 % de CVM.

Quando a variabilidade do torque foi medida em termos do coeficiente de variação (CV), não houve variação estatisticamente significativa em função do valor do torque médio, embora os gráficos para JE e JF sugiram uma tendência a diminuição do CV com o aumento do torque médio. Resultado semelhante foi descrito para a simulação do CV da força do flexor e extensor longo do polegar, quando as unidades motoras foram recrutadas de forma ordenada (JONES *et al.*, 2002). Embora os valores de CV da força apresentados por Christou *et al.* (2002) (extensores do joelho) e Moritz *et al.* (2004) (primeiro interósseo dorsal) diminuam com a força média, aparentemente, acima de 10% e 20% da CVM, respectivamente, não houve mudanças com o aumento da força média. No entanto, outros trabalhos mostraram declínio dos valores de CV com a força média além dessa porcentagem inicial de força (CHRISTOU & CARLTON, 2002; HAMILTON *et al.*, 2004; TAYLOR *et al.*, 2003).

Quando tomada a gama completa de 10 a 80% CVM de torque médio, houve maior variabilidade em JF do que em JE, tanto medindo o σ quanto o CV. Adicionando o que foi encontrado em CVM, os resultados desta tese indicam que de 10 a 100% CVM houve maior variabilidade do torque de flexão plantar na posição JF quando comparara com JE.

Curiosamente, (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1992), encontraram um efeito oposto no músculo tibial anterior: menor variabilidade para o músculo em posição encurtada. Cumpre notar que esses autores limitaram a análise do sinal de torque à banda de 6 a 14 Hz, pois focalizaram uma faixa de frequência mais típica de tremor. Entretanto, a análise espectral do torque desenvolvido (fora do escopo desta tese) mostra eventual pico associado a tremor em frequência entre 6 e 10 Hz, mas com a densidade espectral apresentando considerável potência em frequências abaixo de 6 Hz. Ou seja, as formas de quantificar variabilidade de torque são distintas, requerendo algum cuidado nas comparações.

Por outro lado os autores (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1992) ao estimularem eletricamente o músculo tibial anterior obtiveram menor variabilidade com o músculo na posição menos encurtada, semelhantemente ao encontrado na atual pesquisa em contrações do tríceps sural sob comando voluntário. Na tentativa de explicar essas diferenças de variabilidade do torque do tibial anterior os autores evocam uma conjectura de haver maior grau de sincronismo de disparos de unidades motoras na condição menos encurtada. Mas a situação é mais complexa, principalmente no caso desta tese, em que há um grupo muscular gerando torque, pois vários fatores podem influenciar o nível de variabilidade do torque em diferentes ângulos do joelho, como, por exemplo: l devido ao menor comprimento de fibras em JF, possivelmente os abalos do GM e GL seriam mais breves, sem que houvesse

modificação nas taxas de disparos das unidades motoras (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1992), o que apontaria para aumento da variabilidade do torque em JF em relação a JE (conforme encontrado nesta tese); *ii* graus de recrutamento do conjunto de motoneurônios e a concomitante codificação por frequência de disparos das unidades motoras poderia ser diferente nos dois ângulos articulares para os diferentes músculos do tríceps sural; *iii* os músculos GM e GL estando mais estirados em JE, poderiam aumentar a sensibilidade dos fusos neuromusculares e com isso aumentado a eficácia do controle neural do torque, valendo a mesma hipótese para outros mecanorreceptores da perna; *iv* propriedades não lineares associadas tanto a cada músculo (p.ex., somação não linear de forças de unidades motoras), quanto ao acoplamento entre eles, podem influir na variabilidade do torque gerado em diferentes graus de estiramento. Em síntese, nos parece que o assunto merece maiores investigações.

4.1.4.3. Média e variabilidade da envoltória do EMG com o JE e JF

A literatura descreve um aumento no valor eficaz do sinal EMG (RMS) com os níveis de força alvo de 10 a 80% da CVM, para os músculos SO, GL e GM (BILODEAU *et al.*, 1994). No entanto, uma relação linear foi mostrada somente para o músculo SO, tendo sido atribuída à quase homogeneidade de fibras do tipo I (WOODS & BIGLAND-RITCHIE, 1982). No presente trabalho, além de se encontrar uma relação aproximadamente linear entre o μ da envoltória do EMG e o μ do torque para o músculo SO, relação aproximada semelhante foi obtida para os músculos GL e GM. Adicionalmente, relações aproximadamente lineares entre os σ das envoltórias dos EMG e o μ do torque foram também encontradas. Apesar de

haver diferenças entre a quantificação por valor RMS (da referência citada) e por média de envoltória (empregada nesta tese), acreditamos que não influam fortemente nos resultados médios obtidos na amostra de sujeitos. Uma quantificação mais rigorosa, aliada a uma modelagem matemática, poderia ser útil para estudar se há diferenças detectáveis entre as relações entre média de envoltória de EMG e torque médio em cada músculo para então relacionar com as composições diferentes de fibras entre os músculos SO, GL e GM (WOODS & BIGLAND-RITCHIE, 1982).

Dados na literatura têm mostrado que durante uma flexão plantar isométrica, apenas o EMG do músculo GM varia com a posição do joelho em todos os níveis de torque (10 a 100% da CVM), com o EMG do GL apresentando mudanças acima de 60% da CVM e o EMG do SO mantendo-se inalterado (CRESSWELL *et al.*, 1995). Entretanto, esses autores apontam em sua discussão para uma possível causa para esses resultados: eles normalizaram os EMGs em relação à condição JE e ao mudar de ângulo houve deslocamentos entre as fibras musculares e os eletrodos de captação. Nesta tese foi realizada uma normalização em relação ao CVM em cada condição, o que evita o problema acima referido. Nossos resultados mostraram uma maior ativação do SO do que do GM e GL, em relação aos seus respectivos máximos, quando da geração de torques de 10 a 80% CVM. Os resultados nesta faixa de torque sugerem que houve menor ativação do GM e GL na condição JF quando comparado com JE. Shinohara *et al.* (2006) encontraram menor ativação do GM em JF, mas como os níveis de torque foram muito baixos ($\leq 10\%$), não se pode extrapolar esses resultados para as gamas maiores de torque examinadas aqui.

Mudanças nas características temporais da flutuação da força entre o músculo GM e os demais agonistas também foram utilizadas para explicar o aumento da atividade do músculo GM com o aumento das flutuações de força, após 20 dias de repouso no leito (SHINOHARA, 2003; YOSHITAKE *et al.*, 2007). Yoshitake *et al.* (2007) relataram que a ação do GM no aumento da flutuação da força foi fortalecida pelo aumento da atividade muscular de baixa frequência (densidade espectral de potência do EMG), que foi observada somente no músculo GM. Adicionalmente, esses autores mostraram que a flutuação no torque não aumenta após o repouso no leito quando o envolvimento do GM é mínimo (posição JF). De forma geral, as flutuações da força individual de cada músculo no torque articular (agonistas múltiplos) parecem ser influenciadas pela estratégia de ativação muscular, que provavelmente apresenta variações com as condições em que foram abordadas.

Os resultados obtidos nesse trabalho mostraram que o CV da envoltória do GM foi maior do que do SO e GL, sendo que o GM apresentou maior CV da envoltória na posição JF quando comparado com JE. Este resultado sugere que além de modificações (diminuição) nas durações de abalos que podem ocorrer no GM na posição JF (extrapolando os dados do tibial anterior de (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1992)) haveria também alterações nos comandos neurais agindo sobre o GM na condição JF, levando também a maior variabilidade na geração de torque.

Nossos resultados apontam para maior contribuição do SO no tríceps sural durante a geração de torque de flexão plantar, quando tomado em função do respectivo grau de ativação máximo. Diferentemente destes resultados, foi descrito anteriormente que uma flexão plantar isométrica na posição JE gera

contribuição muscular semelhante entre os músculos SO e GL/GM. (TOFT *et al.*, 1991). Mas, por outro lado, Ratkevicius *et al.* (1998) mostraram que os gastrocnêmios contribuem menos que o SO para a produção de força total no tríceps sural durante uma flexão plantar com a articulação do joelho em 170°. Na posição JF o EMG do músculo SO apresentou-se mais ativado que o do músculo GM, novamente de acordo com dados anteriores (TOFT *et al.*, 1991), mas esses autores observaram diferenças não somente entre o SO e o GM, mas também para o GL. Fatores não fisiológicos, como mudanças na configuração do eletrodo, podem explicar mudanças na atividade EMG (FARINA *et al.*, 2004; KEENAN & VALERO-CUEVAS, 2007). Outros músculos sinergistas também podem estar relacionados.

Análises mais refinadas, embora para contrações fracas do tríceps sural, foram realizadas por McLean and Goudy (2004), Tamaki *et al.* (1997) e Wolf *et al.* (1998), detalhando como variam as atividades eletromiográficas ao longo do tempo entre os três músculos do tríceps sural. Dentre outros resultados, esses autores encontraram correlação alta na ativação do SO e GL e baixa entre GM e SO e GM e GL. Por vezes encontraram alternância entre ativação de GM e um dos outros dois músculos SO ou GL. Além disso, os padrões de ativação das cabeças do músculo GL não foram consistentes entre os diferentes sujeitos analisados. Nossos resultados apresentam uma visão mais macroscópica da contribuição relativa dos três músculos, sem esmiuçar variações de suas ativações (p.ex., alternâncias e sinergismos) em intervalos de tempo menores.

4.1.4.4. Análise comparativa entre PEQ e JE/JF

O ser humano quando solicitado a permanecer em pé quieto apresenta oscilações que ocorrem ao redor da articulação do tornozelo. O torque resultante desses movimentos pode ser mensurado por intermédio de uma plataforma de força, quando os indivíduos permanecem adequadamente posicionados sobre ela. Nesse trabalho o valor de torque, por perna, obtido em PEQ pela plataforma de força foi $8,12 \pm 2,05\%$ do valor máximo obtido na posição JE, e $12,61 \pm 3,48\%$ do valor máximo obtido na posição JF. O valor médio de torque por perna obtido em (MASANI *et al.*, 2008) para postura ereta quieta foi em torno de 16 Nm, o que redundaria, usando o valor médio de CVM da presente tese em um percentual em torno de 10%, o que indica consistência nos resultados obtidos. Ainda no aspecto de consistência dos resultados, um outro ponto metodológico que merece ser mencionado quanto à relação entre PEQ e JE no presente trabalho foi a equivalência, em dois sujeitos testados, entre os valores medidos do torque máximo em postura ereta dividido por 2 e do torque máximo na posição JE.

Em PEQ a variabilidade do torque (σ e CV) mostrou ser maior do que a encontrada para as condições JE e JF, para um nível de torque equivalente ao gerado durante a PEQ. Esses resultados são esperados, uma vez que em PEQ existem contribuições das variabilidades associadas a outras partes do sistema de controle postural, além da variabilidade motora que compreende desde os comandos descendentes até a ativação das unidades motoras dos músculos que compõem o tríceps sural. Entre as condições JE e JF não foram obtidas diferenças para a variabilidade do torque gerado com um nível de torque equivalente a PEQ. Para os resultados obtidos de 10 a 80% da CVM, a variabilidade do torque gerado

com o JE mostrou ser menor que a obtida com o JF. No entanto, se forem observadas a Figura 9 e a Figura 11, (para o σ e o CV do torque, respectivamente) é possível notar que as diferenças entre JE e JF começam a surgir a partir de 20% da CVM. Como o torque obtido em PEQ está em torno de 10% da CVM medida com o sujeito sentado, esses dados são concordantes entre si.

Os três componentes do tríceps sural apresentam distinções qualitativas, como em sua composição de fibras (SO com cerca de 90% de fibras lentas, enquanto em GM e GL há uma divisão mais equitativa) e o fato do SO ser monoarticular, enquanto GM e GL são biarticulares. Adicionalmente, esses músculos têm diferentes parâmetros de geometria muscular e articular, como o comprimento do músculo, comprimento do fascículo, ângulo de penação e braço de força (MENEGALDO & OLIVEIRA, 2009), o que sugere diferentes contribuições para a produção de torque e diferentes estratégias de ativação muscular tanto na manutenção da PEQ quanto na flexão plantar. Isso pode explicar o fato de apesar de não ter sido observada diferença entre as condições PEQ, JE e JF para o CV das envoltórias dos EMG, foi encontrada uma predominância muscular distinta entre PEQ e JE/JF: o músculo GM apresentou variabilidade maior na condição PEQ, reduzindo drasticamente esse predomínio nas condições JE e JF. Foi demonstrado anteriormente que o músculo GM apresenta atividades descontínuas (*burst*) durante a PEQ (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988), fato que pode estar relacionado aos resultados obtidos nesse trabalho, que ainda acrescenta uma inversão de resultados quando o sujeito está sentado, tanto na condição JE quanto na JF. O músculo SO, no entanto, por exibir atividades contínuas quando em PEQ e atuando predominantemente como apoio (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988), deveria ter

apresentado efeitos contrários aos obtidos pelo músculo GM, algo que foi observado nesse trabalho (Figura 21), embora não tendo alcançado significância estatística.

Foi encontrado, por meio da análise de correlação linear, que a variabilidade do torque do tríceps sural em PEQ segue uma tendência semelhante à aquela obtida apenas com o JE. Conforme mostrado anteriormente Refshauge e Fitzpatrick (1995) mostraram que o limiar de percepção de um sujeito em pé é semelhante ao de um sujeito sentado com o joelho estendido, sendo que o mesmo não foi obtido com o joelho flexionado. Também observaram que a habilidade em perceber pequenos movimentos não melhorou quando as duas pernas estavam juntas (como em PEQ), na condição sentada. Apesar da diferença entre os trabalhos obtidos da literatura e o trabalho aqui apresentado, é possível fazer uma analogia entre os temas no que se refere ao controle motor necessário entre as condições PEQ e JE. Nessas duas situações é possível que os sujeitos usem, de maneira equiparada, os sinais obtidos dos fusos musculares para o controle e percepção de pequenos movimentos.

Os resultados obtidos nesse trabalho, associados com aqueles obtidos da literatura, sugerem que os experimentos obtidos na posição JE, podem prover uma primeira estimativa da contribuição relativa da variabilidade da parte motora do sistema de controle postural durante a PEQ.

4.2. Experimento 2

4.2.1. Justificativa e Objetivos Específicos

A contração mantida dos flexores plantar em circunstâncias distintas também poderia contribuir para o estudo da variabilidade no enfoque do controle da postura. Assim, esse experimento abordou o estudo da variabilidade em duas situações com o mesmo torque, sendo uma realizada com torque constante, contra um obstáculo rígido (tarefa de força) e outra realizada com o ângulo constante, contra um peso livre (tarefa de posição). Essas duas condições apresentaram diferenças em relação ao padrão de recrutamento de unidades motoras, quando estudadas no membro superior em situação de fadiga, sendo que a variabilidade se mostrou maior na tarefa de posição (HUNTER *et al.*, 2003; MOTTRAM *et al.*, 2005). Com isso, é de interesse uma análise detalhada dessas condições para o tríceps sural, com o joelho posicionado em 180°, de forma a adequar a condição para uma futura comparação com o caso da postura ereta. A diferença entre as duas tarefas (força e posição) parece ser sutil no tocante ao controle da postura ortostática, uma vez que há variação angular na articulação do tornozelo durante a oscilação postural, embora ela seja bastante pequena.

Com isso, os objetivos desse experimento foram:

- Avaliar a variabilidade de um torque mantido por contração do tríceps sural, contra um obstáculo rígido (tarefa de força) e contra um peso livre (tarefa de posição), com a articulação do joelho em 180°, em vários níveis de torque alvo;

- Estudar a atividade mioelétrica dos músculos posteriores da perna nas diferentes condições experimentais.

4.2.2. Materiais e Método

4.2.2.1. Sujeitos

Participaram voluntariamente desta pesquisa 13 sujeitos destros, sendo 6 do sexo feminino e 7 do sexo masculino, com idade entre 18 e 39 anos ($27,30 \pm 5,15$), altura entre 1,53 e 1,85 m ($1,69 \pm 0,09$) e massa entre 47,4 e 97,8 kg ($69,09 \pm 17,05$) (média \pm desvio padrão).

4.2.2.2. Organização Experimental

Na Figura 24 é possível observar a organização experimental do experimento 2. A Figura 24 (A) mostra o eletromiógrafo utilizado para a captação dos sinais. Na Figura 24 (B) é possível observar a interface com o operador para o acompanhamento dos sinais durante o experimento em tempo real, onde os sinais à direita são os EMG dos músculos SO, GL e GM, respectivamente. O último sinal corresponde ao torque aplicado ao pedal. A Figura 24 (C) mostra o arranjo experimental para a tarefa de força (TF), onde o pé foi preso em um suporte fixo a uma célula de carga com uma haste perpendicular ao apoio do pé. Nessa tarefa, a articulação do tornozelo foi mantida a 90°. A Figura 24 (D) mostra o arranjo experimental para a tarefa de posição (TP). Nesse experimento, o sujeito sustentava por um torque gerado na articulação do tornozelo uma massa conhecida suspensa

por um cabo de aço. Para tanto, foi adaptada à estrutura mecânica utilizada na TF um sistema de roldanas de alta qualidade, cabo de aço especial e massas que permitiu realizar ensaios em que o pé controla livremente uma carga, tentando mantê-la com a menor movimentação possível. Nessa tarefa, o sujeito era instruído a manter o ângulo da articulação em 90° através de um *feedback* visual.

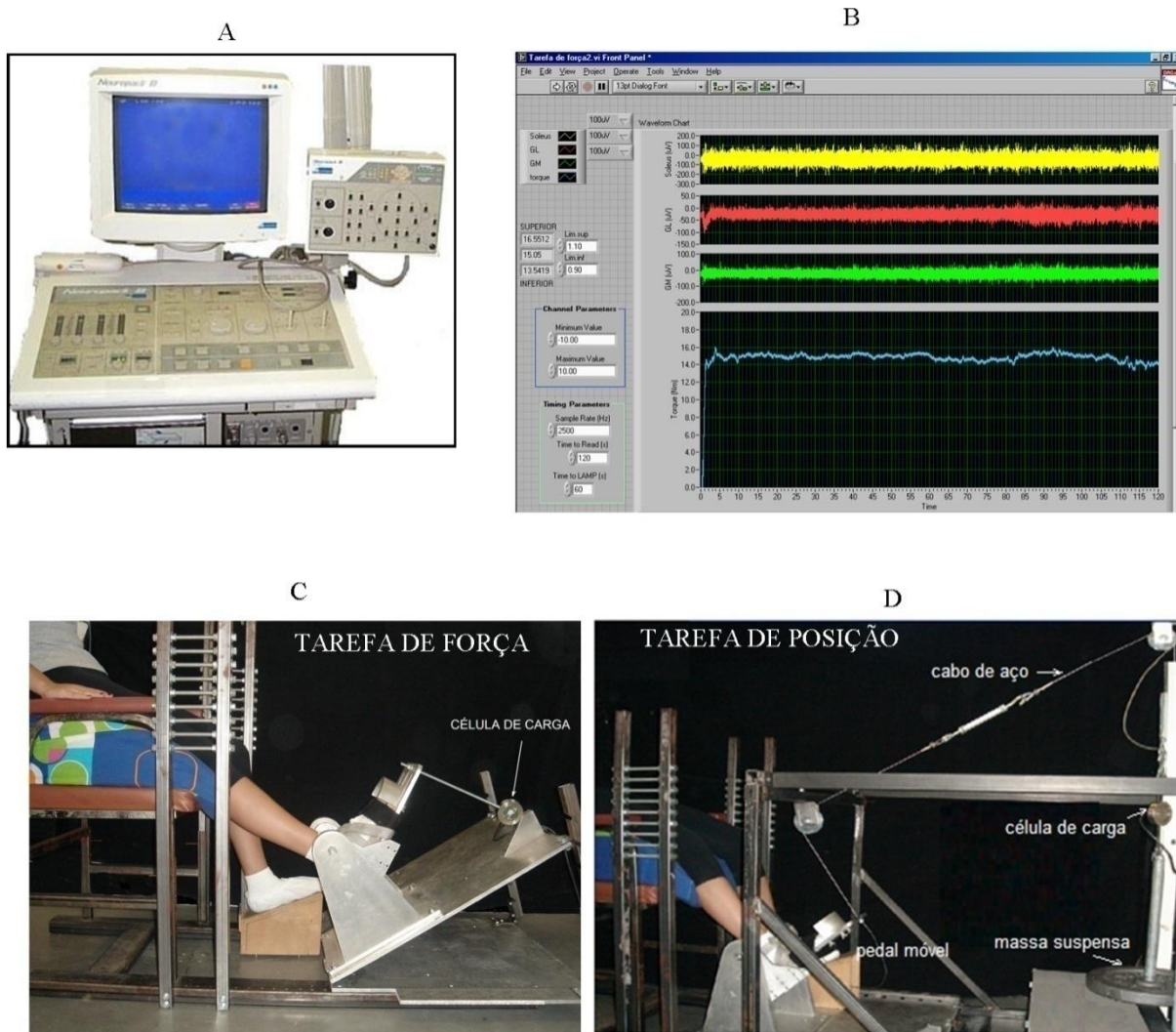


Figura 24. Organização do Experimento 2. (A) Eletromiógrafo; (B) Software de aquisição; (C) Arranjo experimental para a TF; (D) Arranjo experimental para a TP.

4.2.2.3. Instrumentação

Na TP, a célula de carga (Transtec modelo N320, fundo de escala de ± 1000 N) foi adaptada ao aparato mecânico de forma apropriada para medir a

oscilação do torque aplicado sobre o pedal. Como o braço de alavanca do pedal intercepta a linha de ação da força a 90°, com uma distância igual a 0,265 m, o torque pode ser obtido diretamente pela seguinte equação:

$$T = V_T * 0,265 * 199,65$$

onde V_T é o valor em tensão (volts) obtido pela célula de carga e a constante 199,65 N/V é o fator de calibração dessa célula de carga.

Alguns autores (HUNTER *et al.*, 2003; MOTTRAM *et al.*, 2005) utilizaram um acelerômetro para estimar a variabilidade em tarefas semelhantes às realizadas nesse trabalho, mas para o membro superior. Em função disto, foi realizado um ensaio para verificar a equivalência entre medir diretamente a aceleração ou o sinal de torque/força aplicado ao cabo que suspende a massa na TP. Para tanto, colou-se um acelerômetro (ADXL103CE Analog Devices) solidário ao transdutor de força e foi utilizada uma massa de 41,61 kg, que ficou suspensa pelo torque aplicado na articulação do tornozelo. A seguir foram captados 15 s de sinal. A Figura 25 mostra a aceleração obtida diretamente pelo sinal do acelerômetro sobreposto ao sinal de força medido pela célula de carga e dividido pela massa suspensa, já que de acordo com a segunda Lei de Newton,

$$\vec{a} = \frac{\vec{F}}{m}$$

Foi obtida uma correlação linear significativa entre as duas curvas com $r=0,83$. O desvio padrão calculado pelas duas curvas diferem no máximo em 2%. A diferença entre as amplitudes estão associadas aos fatores de calibração dos instrumentos de medição utilizados. Desta forma, fica validada a utilização do transdutor de força em série com o cabo de aço (Figura 24 (D)) e não será utilizado acelerômetro para a finalidade de mensurar a variabilidade de torque na TP.

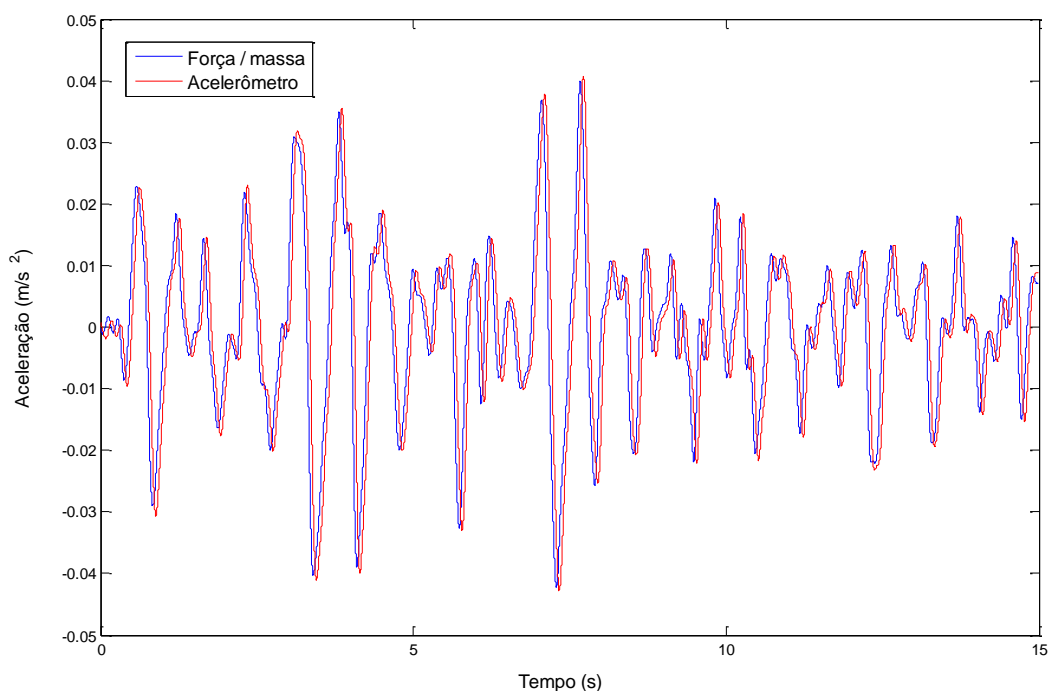


Figura 25. Sinal de aceleração sobreposto ao sinal de força/massa.

Por outro lado, durante a TP utilizou-se um acelerômetro, adequadamente colado à superfície inferior do pedal de aplicação do torque, para se medir a posição angular do tornozelo. O acelerômetro utilizado (ADXL103CE, Analog Devices) possui uma sensibilidade de 1 V/g com o zero centrado em 2,5 V e uma faixa de saída de 0,8 a 4,2 V, cobrindo, portanto, uma faixa de $\pm 1,7$ g. Este acelerômetro quando alinhado com a aceleração da gravidade gera uma saída de 1+2,5 V e na posição oposta -1+2,5 V. Portanto, o ângulo de inclinação θ do pedal em relação à horizontal pode ser calculado a partir da leitura da tensão à saída do inclinômetro, subtraindo-se 2,5 V (realizado já na etapa do condicionamento do sinal) para então obter o ângulo por meio da função arcsen. A Figura 26 mostra o circuito eletrônico utilizado para condicionar o sinal do acelerômetro para poder ser adquirido por uma placa A/D (National Instruments) comandada por programa desenvolvido em LabView. O primeiro estágio desse circuito subtrai o nível DC de

2,5 V através de um amplificador operacional. O segundo estágio proporciona um ganho unitário (x1) ou ganho de dez (x10) para o aumento de sensibilidade. O terceiro estágio é um filtro Butterworth com uma frequência de corte medida de 8.9 Hz para eliminar o ruído indesejado do sinal. Como um todo, o sistema composto pelo sensor de aceleração, circuito eletrônico de condicionamento de sinal, placa de conversão A/D e o programa desenvolvido em Labview compõe um inclinômetro, instrumento eletrônico para medir inclinação de superfícies. Este desenvolvimento contou com a contribuição de Sandro A. Miqueleti, mestre em Engenharia Biomédica.

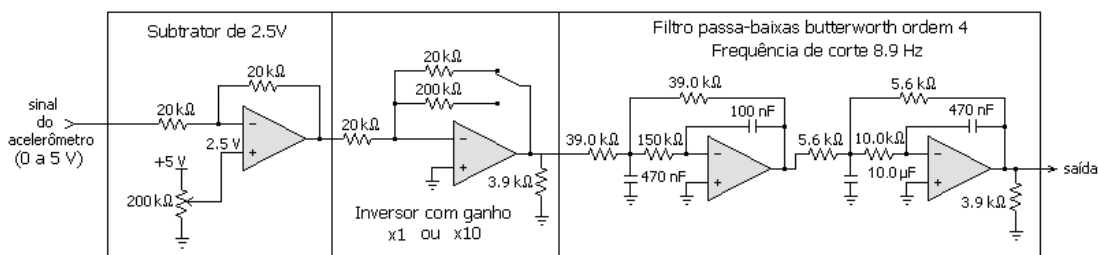


Figura 26. Circuito eletrônico do condicionador de sinais do acelerômetro.

4.2.2.4. Protocolo Experimental

Inicialmente os sujeitos se familiarizaram com o protocolo proposto, sendo a seguir posicionados na cadeira de experimentos na TF. Nessa condição foi obtida a CVM, que consistiu de no mínimo três ensaios em contração isométrica voluntária máxima, de 3 a 4 s cada, realizados com encorajamento verbal e *feedback* visual na tela de um osciloscópio. Foi considerada a CVM, o maior valor de pico de torque obtido quando dois valores não apresentassem diferenças maiores

que 5%. Após obtida a CVM, foram calculadas as porcentagens de torque para a TF e de massa para a TP de 10 a 80% da CVM, com incrementos de 10%. Na sequência, era sorteada a posição (TF ou TP) em que foi dado início o experimento.

Para a TF, em cada porcentagem de torque, foi solicitado aos sujeitos que mantivessem um nível constante de flexão plantar isométrica por 4 s, com *feedback* visual do sinal do transdutor na tela do osciloscópio. O ganho do osciloscópio foi mantido constante em todos os níveis de contrações realizadas, sendo a linha do torque alvo ajustada para cada porcentagem de torque (isto serve para manter o ganho do *feedback* visual de variação de torque constante). Na TP, em cada porcentagem de massa, os sujeitos foram instruídos a manter um ângulo constante da articulação do tornozelo por 4 s, com *feedback* visual do ângulo na tela do osciloscópio dado pelo inclinômetro. Nas duas condições um feixe de luz foi posicionado acima do osciloscópio, disparado exatamente no 4° s, sendo os sujeitos instruídos a fechar os olhos e manter o mesmo nível de torque e a mesma angulação da articulação do tornozelo por 4 s adicionais.

Como as oscilações do torque na TF e TP podem apresentar desníveis acima ou abaixo do valor inicialmente estabelecido, foi utilizado o mesmo critério de rejeição utilizado no experimento 1. Dessa forma, o valor do torque obtido sem *feedback* visual poderia variar até $\pm 10\%$ do seu valor com *feedback* visual. Foram realizados 3 ensaios em cada uma das 8 porcentagens de torque alvo, totalizando no mínimo 24 contrações isométricas em cada condição (TF e TP), já que poderiam existir mais contrações devido àquelas rejeitadas pelo critério proposto. Cada porcentagem de torque (8 valores no total) foi proporcionada aos sujeitos de maneira aleatória (função *randperm* do Matlab), sendo que quando foi necessário repetir algum ensaio, esse foi realizado ao final da sequência aleatória.

Foi proporcionado um intervalo de descanso adequado em cada condição experimental realizada. Ao final do protocolo os sujeitos realizaram outra CVM nas mesmas condições iniciais, a fim de comparar com os valores obtidos no início do experimento, como proposto por (TAYLOR *et al.*, 2003).

4.2.2.5. Análise dos dados

Todas as análises foram realizadas nas condições sem *feedback* visual, de forma a eliminar a influência do *feedback* visual na performance motora, restando o *feedback* proprioceptivo. A variabilidade do torque e da envoltória do EMG foi medida no intervalo de 4,5 s até 7,5 s (3 s).

4.2.2.6. Análise Estatística

Foram usados dois testes ANOVA de medidas repetidas de dois fatores para comparar a variabilidade do torque (σ e CV) durante a TF e TP nos vários níveis de torque alvo (2 tarefas x 8 níveis de torque). Três testes ANOVA de medidas repetidas de três fatores foram usados para comparar o μ e a variabilidade (σ e CV) da envoltória do EMG dos músculos SO, GL e GM durante a TF e TP nos vários níveis de torque alvo (2 tarefas x 3 músculos x 8 níveis de torque). Em todos os casos, as diferentes condições experimentais (TF e TP) foram tratadas como medidas repetidas. Para analisar a relação entre o σ da envoltória dos EMG dos músculos SO, GL e GM e o σ do torque, foi utilizado uma análise de correlação linear.

4.2.3. Resultados

4.2.3.1. Variabilidade do torque na TF e TP em 8 níveis de torque alvo

Com níveis de torque de 10% a 80% da CVM, a variabilidade do torque do tríceps sural (σ e CV) durante a TP foi significativamente menor que a obtida com a TF ($p < 0,001$ para o σ e para o CV). Essa relação pode ser observada na flutuação do torque obtida para um sujeito representativo na Figura 27, em 70% da CVM, no intervalo de tempo utilizado nas análises. As Figuras 28 e 29 mostram σ e CV em função do torque médio para TF e TP.

As relações entre o σ do torque e os níveis médios de torque alvo para a TF e TP podem ser observadas na

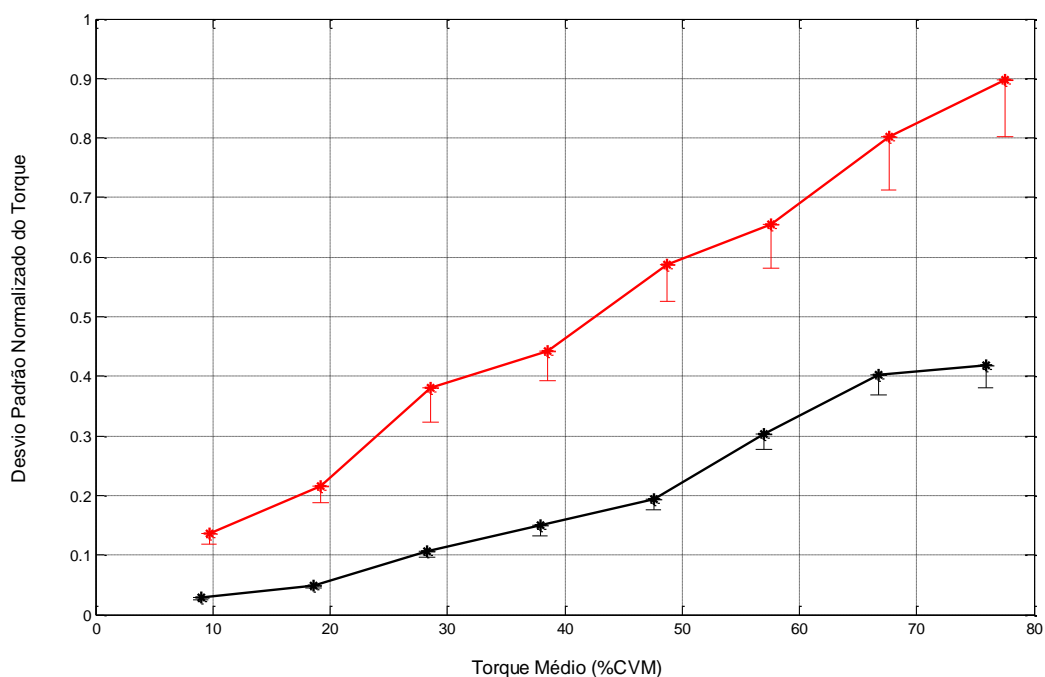


Figura 28, onde os valores do σ do torque foram normalizados pelo valor respectivo obtido em CVM. Como pode ser observado, o σ do torque aumenta

com os níveis de torque realizados, sendo que esse aumento mostrou ser significativo ($p < 0,001$). Adicionalmente, foi encontrada uma interação significativa ($p = 0,001$) entre as condições experimentais (TF e TP) e os níveis de torque alvo para o desvio padrão do torque, o que indica que o aumento do desvio padrão do torque com o aumento do nível de torque alvo se dá de forma mais acentuada para a condição TF quando comparado à condição TP.

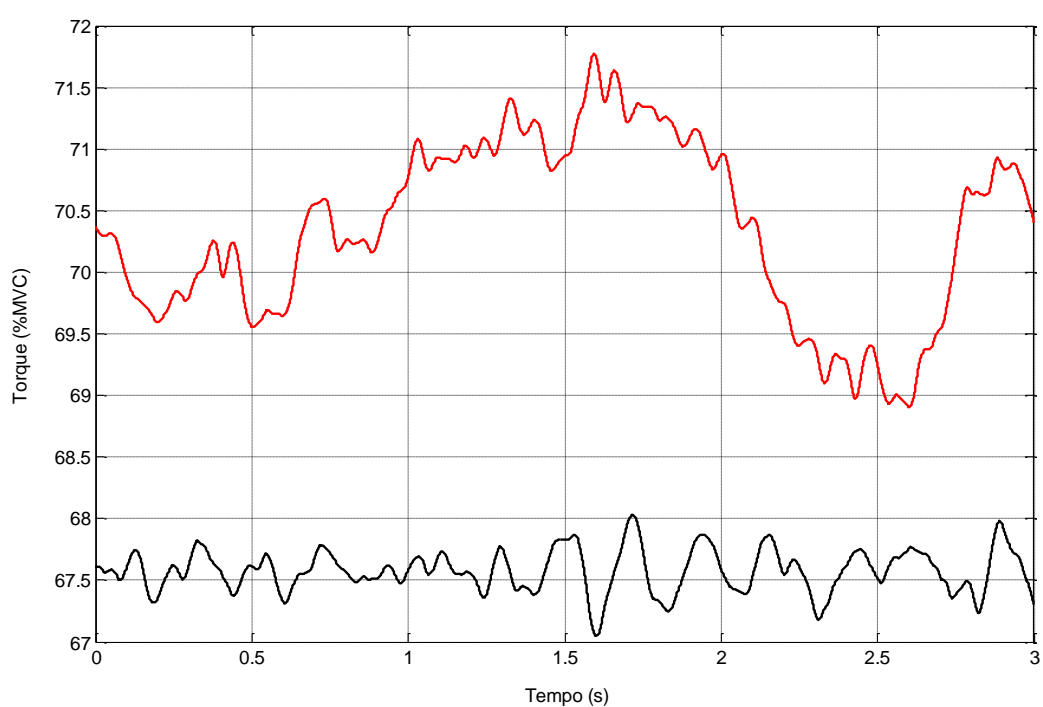


Figura 27. Flutuações do torque (70% da CVM) em função do tempo, representativo para um sujeito, para TF (vermelho) e TP (preto).

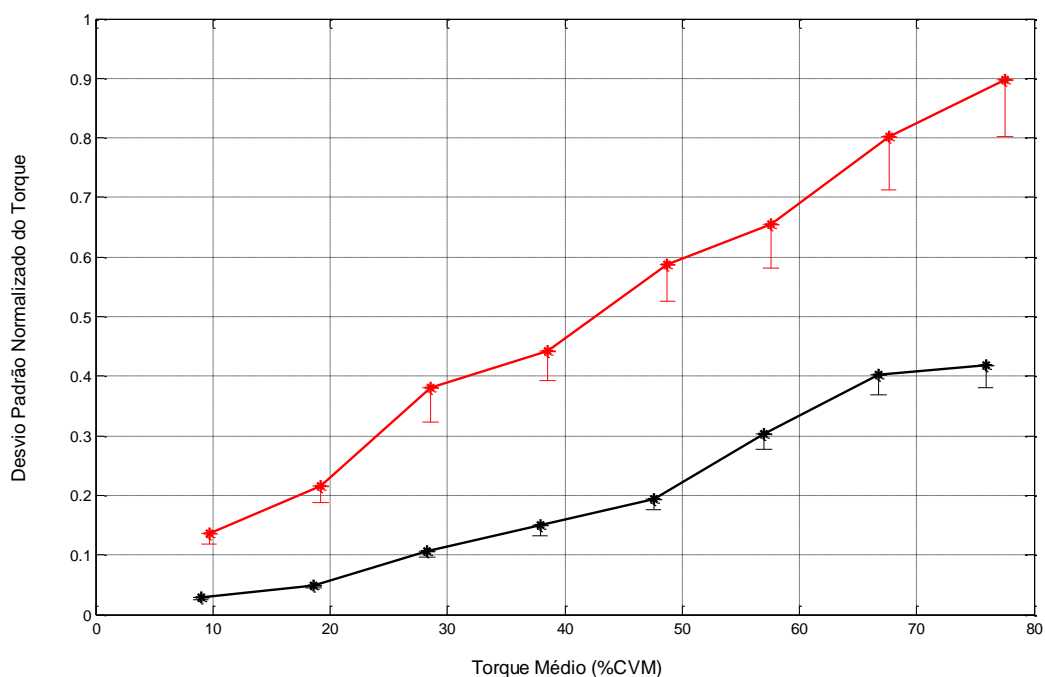


Figura 28. Variabilidade (σ) normalizada do torque em relação ao torque médio (em %), para a TF (vermelho) e TP (preto). Gráfico em escala linear (média \pm erro padrão).

A relação entre o CV do torque e os níveis médios de torque alvo para TF e TP, podem ser observadas na Figura 29. Nas análises estatísticas realizadas, não foram encontradas diferenças significativas para o CV do torque nas condições TF e TP entre os níveis de torque alvo ($p=0,819$). Devido aos valores do CV do torque aparentemente se mostrarem maiores para níveis menores de torque na TF, e o oposto ter ocorrido na TP, o fator tarefa foi analisado separadamente por uma Anova de um fator para medidas repetidas. Para a TF, não foram encontradas diferenças significativas entre os níveis de torque alvo, sendo possível dizer que o CV do torque para o tríceps sural nessa condição é constante com o torque médio. No entanto, o CV do torque para o tríceps sural na TP em 10% e 20% da CVM mostrou ser estatisticamente menor que em 60%, 70% e 80% da CVM ($p<0,001$). Não foi encontrada interação significativa ($p = 0,187$) entre as condições experimentais (TF e TP) e os níveis de torque alvo para o CV do torque.

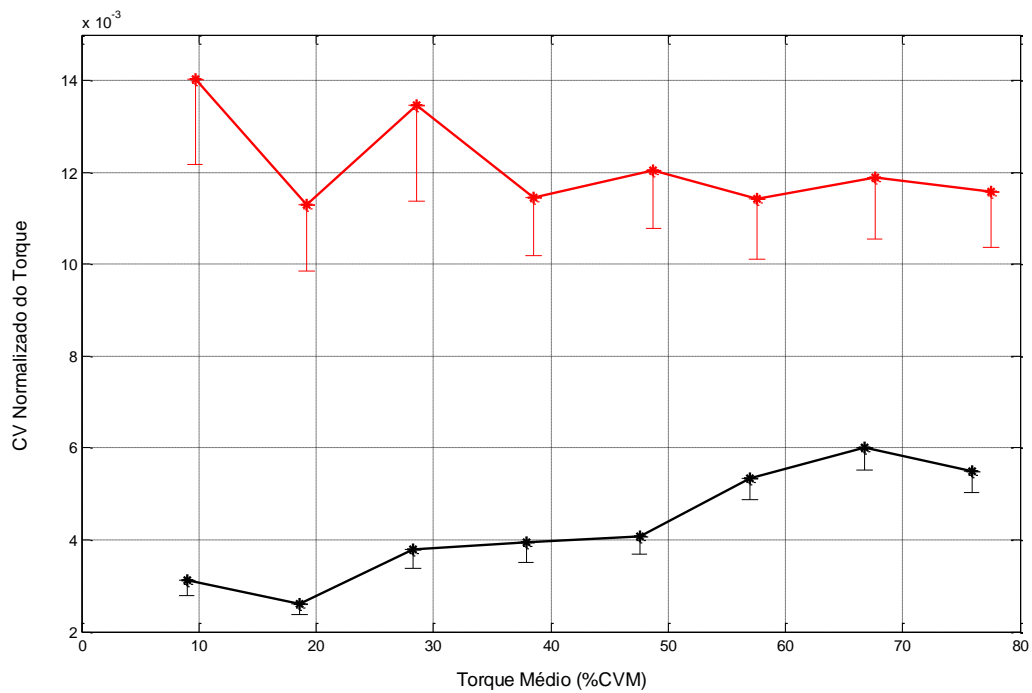


Figura 29. Variabilidade relativa (CV) do torque em relação ao torque médio, para TF (vermelho) e TP (preto), (média ± erro padrão).

4.2.3.2. Média e variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP em 8 níveis de torque alvo

Na Figura 30 é possível observar as envoltórias dos EMGs dos músculos SO, GL e GM em função do tempo, para TF e TP, obtidas de um sujeito.

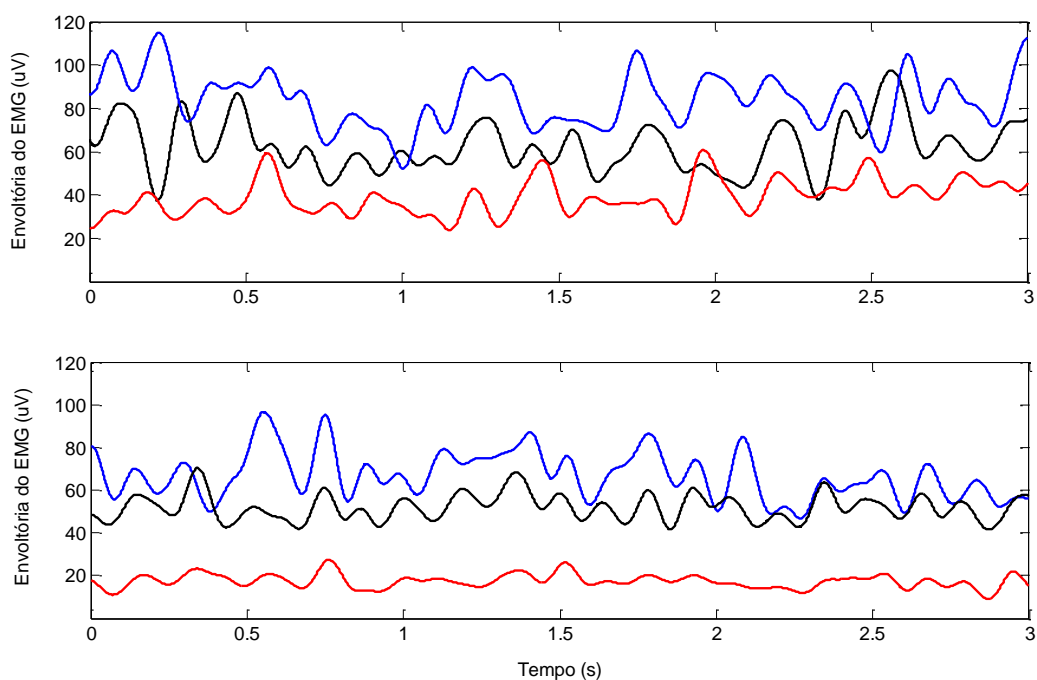


Figura 30. Envolvórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto), para as condições TP (gráfico superior) e TF (gráfico inferior), representativo para um sujeito em 70% da CVM.

Para o μ e para o σ da envoltória do EMG foram encontradas diferenças significativas para os fatores músculo ($p < 0,001$ para o μ e para o σ) e níveis de torque alvo ($p < 0,001$ para o μ e para o σ). Para o fator tarefa não foi obtida diferença significativa ($p=0,777$ para o μ e $p=0,334$ para o σ), assim como para as interações analisadas.

Na análise entre os músculos, o SO apresentou-se estatisticamente mais ativado e com variabilidade maior que o GL ($p < 0,001$ para o μ e para o σ), e o GM ($p < 0,001$ para o μ e $p = 0,001$ para o σ). Não houve diferença significativa entre a atividade elétrica do GM e GL ($p=0,463$ para o μ e $p=0,635$ para o σ).

Foi encontrada uma relação monotônica crescente entre o μ (Figura 31) e o σ (Figura 32) das envoltórias dos EMGs e os níveis médios de torque alvo.

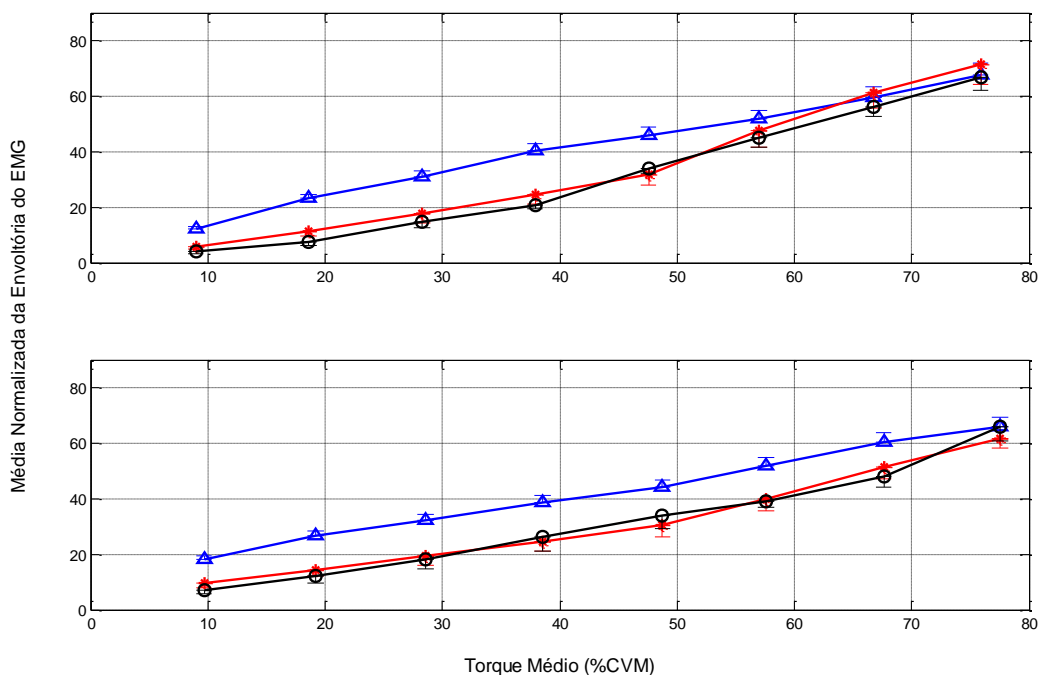


Figura 31. Média da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF (média \pm erro padrão).

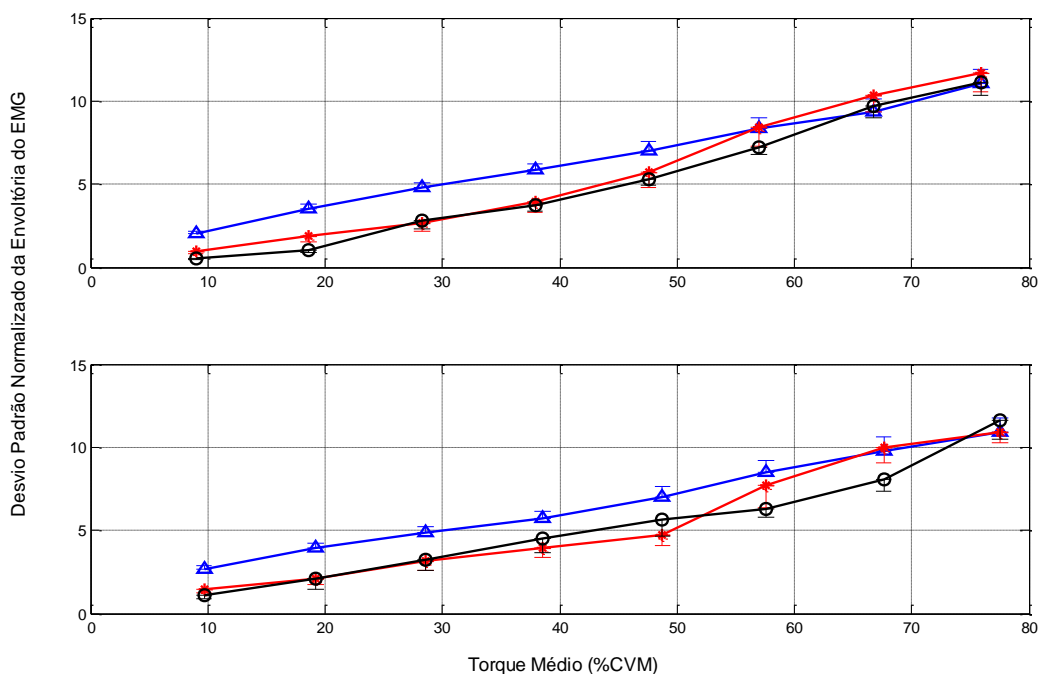


Figura 32. Desvio padrão (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %) em relação ao torque médio, para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF (média \pm erro padrão).

Para o CV da envoltória do EMG não foram obtidas diferenças significativas entre os fatores analisados (tarefa $p=0,579$; músculos $p=0,069$; níveis de torque $p=0,719$), bem como para a interação entre eles.

4.2.3.3. Variabilidade do torque x variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP

A relação entre a variabilidade (σ) do torque e a variabilidade (σ) da envoltória do EMG pode ser observada na Figura 33 para TF e TP. Foi encontrada correlação linear significativa ($p < 0,001$) entre o σ do torque e o σ da envoltória do EMG dos músculos SO, GL e GM. Os valores de coeficientes de correlação para a TF foram: $r = 0,9885$ para o músculo SO; $r = 0,9669$ para o músculo GL; e $r = 0,9525$ para o músculo GM. Para a TP, os valores de coeficientes de correlação foram: $r = 0,9775$ para o músculo SO; $r = 0,9966$ para o músculo GL; e $r = 0,9965$ para o músculo GM.

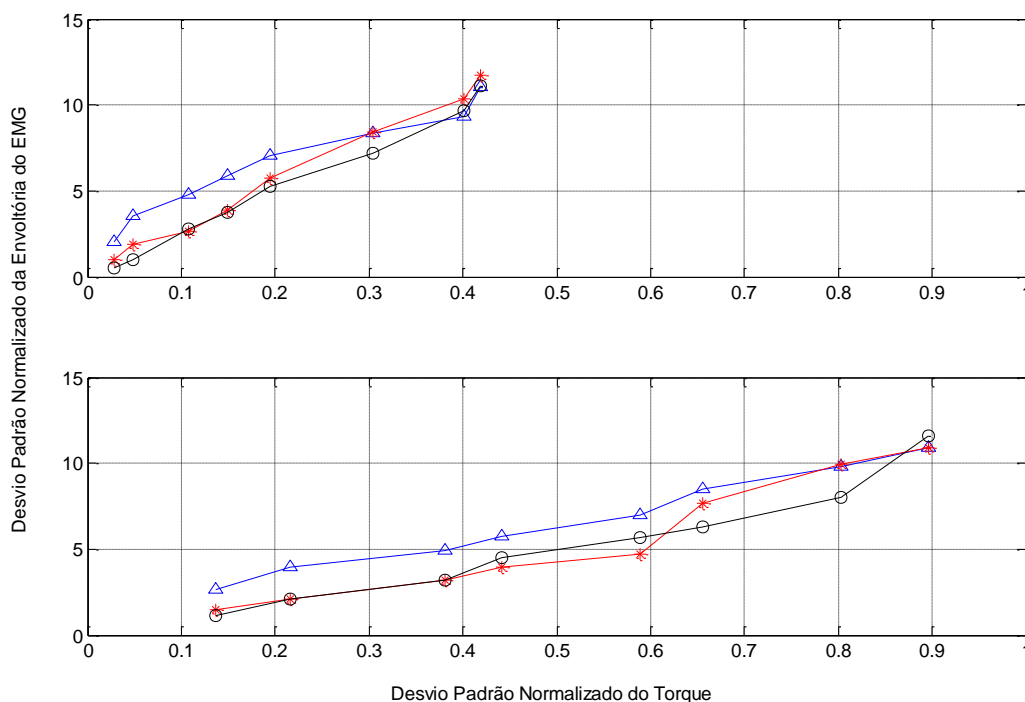


Figura 33. Variabilidade (σ) da envoltória do EMG (normalizada pela média da envoltória do EMG respectivo em CVM, em %), para os músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em relação a variabilidade (σ) do torque (normalizados pelo valor respectivo obtido em CVM). Gráfico superior mostra os dados para a TP, e inferior para a TF.

4.2.4. Discussão

4.2.4.1. Variabilidade do torque na TF e TP

Neste experimento foi de interesse a análise de tarefas estáticas com o controle da força ou torque constante (TF) e com o controle da posição ou ângulo constante (TP), em vários níveis de torque alvo, de 10% a 80% da CVM. Nessa gama de intensidades de contração, a variabilidade do torque gerado (σ e CV) foi menor na condição em que o *feedback* foi da variação angular da articulação do tornozelo. Com o tornozelo livre esperava-se uma variabilidade no torque maior que na condição onde a solicitação era manter um nível constante de torque contra

um aparato rígido, justamente por se tratar de uma situação com o tornozelo fixo. Pode-se pensar a primeira instância, que o arranjo experimental utilizado nesse trabalho para a TP apresentasse atrito, sendo esse o responsável em reduzir a variabilidade aplicada ao pedal. No entanto, a principal preocupação ao elaborar o aparato mecânico no seu uso na TP foi a de se obter o menor atrito possível, tendo os testes sugeridos ser desprezível, de forma que as diferenças obtidas entre as condições devem refletir flutuações de torque de origem fisiológica.

Os resultados da literatura são, aparentemente, contrários aos obtidos nesse trabalho (HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005; MOTTRAM *et al.*, 2005; MUGGE *et al.*, 2010), com maiores flutuações na força quando a atividade era executada na TP. A maioria dos trabalhos abordou músculos dos membros superiores, em que foram analisadas as flutuações na aceleração para a TP (HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005; MOTTRAM *et al.*, 2005), por meio de um acelerômetro posicionado na linha do movimento. Essa diferença metodológica não poderia estar relacionada aos diferentes resultados entre a literatura e trabalho atual, pois nesse trabalho foi demonstrada a equivalência na utilização do acelerômetro e da célula de carga para investigar as flutuações no torque ou aceleração. No entanto, esses autores observaram essas diferenças entre TF e TP no declínio da força que ocorre com o desenvolvimento da fadiga muscular localizada. O desenvolvimento da fadiga poderia ter deturpado os resultados obtidos, tendo em vista que a TP mostrou fadiga muscular em um tempo menor que a TF (HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005; MOTTRAM *et al.*, 2005).

Essas tarefas também foram investigadas anteriormente no tríceps sural, mas com cargas mínimas (peso do pé) e sem fadiga, com o joelho mantido a aproximadamente 120° (observação tirada de uma foto, pois os autores não relatam

no texto) (MUGGE *et al.*, 2010). As flutuações na força foram obtidas indiretamente pela análise de perturbações no torque realizadas em diferentes frequências na TF e TP, sendo encontrada menor resposta a perturbação na TP, ou seja, maior variabilidade no torque. Esses resultados foram atribuídos ao *feedback* adaptável dos fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi durante tarefas contínuas onde força e posição precisam ser controladas.

A habilidade do controle dos movimentos é fortemente influenciada pelas flutuações da força ou torque, havendo seu aumento em músculos de indivíduos idosos e fracos (CHRISTOU & CARLTON, 2002; ENOKA *et al.*, 1999; HAMILTON *et al.*, 2004; TRACY *et al.*, 2007). Foi mostrado nesse trabalho (experimento 1) e em outro, da literatura, (SHINOHARA *et al.*, 2006) que a variabilidade do torque é dependente da posição angular em que se localiza a articulação do joelho, sendo menor com o joelho em extensão. Provavelmente, as conclusões de Shinohara *et al.* (2006) são de cunho limitado, uma vez que as tarefas foram realizadas somente na condição de menor variabilidade do torque, em que há maior sensibilização no funcionamento dos fusos musculares, que aumentaria a eficácia do controle neural do torque. Conforme apresentado por Mugge *et al.* (2010), na TP há maiores níveis de co-contracção e *feedback* excitatório dos fusos musculares para o tríceps sural, fato que pode ter colaborado na menor variabilidade do torque na TP encontrada nesse trabalho.

Além dessas observações, Baudry *et al.* (2010) relataram que não há diferença no CV da força entre TF e TP para os flexores e extensores do punho, com intensidades de contração de 5%, 10% e 15% da CVM. As diferenças entre os resultados obtidos, de diferentes autores, podem estar relacionadas ao grupo

muscular analisado, as condições fisiológicas impostas e aos detalhes na execução da tarefa.

Na condição de controle do torque na contração do tríceps sural, foi encontrado nesse estudo um valor de variabilidade relativa (CV) do torque constante com o torque médio, que está de acordo com o experimento 1. Resultado semelhante foi encontrado para o CV computado de simulação da força do flexor e extensor longo do polegar com unidades motoras recrutadas de forma ordenada (JONES *et al.*, 2002). Para a condição de controle do ângulo na contração do tríceps sural, foi observado um aumento da variabilidade relativa com o torque médio. Enoka *et al.* (1999) apresentaram resultados semelhantes para os flexores do cotovelo, mas na condição de controle da força. No entanto, a maioria dos autores que investigaram tal relação mostrou que o CV diminui com o aumento da força média para a TF, em músculos como quadríceps femoral (CHRISTOU & CARLTON, 2002; CHRISTOU *et al.*, 2002), primeiro interósseo dorsal (HAMILTON *et al.*, 2004; MORITZ *et al.*, 2004; TAYLOR *et al.*, 2003), extensor longo do polegar, flexores do punho e o extensores do cotovelo (HAMILTON *et al.*, 2004). Para a TP tal relação também foi demonstrada, no extensor e flexor radial do carpo em 5, 10 e 15% da CVM (BAUDRY *et al.*, 2010).

4.2.4.2. Média e variabilidade da envoltória do EMG na TF e TP

A média e a variabilidade (σ e CV) da envoltória do EMG nas tarefas de torque constante e ângulo constante revelaram valores similares. Resultados semelhantes foram obtidos por Mottram, Jakobi *et al.* (2005) ao analisarem essas tarefas até a exaustão em músculos do membro superior, não encontrando

diferenças entre as tarefas com o desenvolvimento da fadiga e na exaustão. Além disso, foi observado que o EMG do músculo primeiro interósseo dorsal (em 20, 40 e 60% da CVM), que antecede os estímulos reflexos avaliados nessas duas tarefas pelos autores, não apresentam diferenças entre si (BAUDRY *et al.*, 2009). Adicionalmente, também não foram encontradas diferenças para o EMG do extensor e flexor radial do carpo entre as tarefas com 5, 10 e 15% da CVM (BAUDRY *et al.*, 2010).

Não obstante, a literatura também mostra que a atividade EMG pode ser distinta entre a condição que requer o controle da posição e aquela que requer o controle da força (BUCHANAN & LLOYD, 1995; HUNTER *et al.*, 2003; HUNTER *et al.*, 2002; MELLO *et al.*, 2008; MELLO *et al.*, 2007; MOTTRAM *et al.*, 2005; MUGGE *et al.*, 2010). Para os músculos flexores do cotovelo, a atividade EMG mostrou ser semelhante nas duas tarefas com o desenvolvimento da fadiga muscular, apresentando diferenças somente na exaustão, com menor atividade muscular na tarefa onde é essencial o controle da posição angular do membro (HUNTER *et al.*, 2003; HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005). Resultados semelhantes foram obtidos para esse grupo muscular, mas sem o desenvolvimento da fadiga muscular (BUCHANAN & LLOYD, 1995; MELLO *et al.*, 2008; MELLO *et al.*, 2007). No entanto, Mugge *et al.* (2010) encontraram maior atividade EMG na TP para o tríceps sural, sob condições de carga mínima (peso do pé), onde foi avaliada a resposta a perturbações com diferentes frequências, nessas duas tarefas.

Apesar de não ter havido diferença estatística entre as duas tarefas analisadas nesse experimento no tocante aos EMGs, os resultados indicaram que o músculo SO apresentou-se mais ativado que o GL, não apresentando diferenças em relação ao GM e entre GM e GL. Resultados semelhantes foram obtidos por

Ratkevicius et al. (1998), onde mostraram que os gastrocnêmios contribuem menos que o SO para a produção de força total no tríceps sural durante uma flexão plantar com a articulação do joelho em 170°. Entretanto, outros autores obtiveram a atividade eletromiográfica do músculo GM maior com o joelho mantido em extensão (ARNDT *et al.*, 1998), mas para uma amostra reduzida (3 sujeitos). Com os resultados obtidos nesse trabalho, é possível argumentar que os músculos SO e GM apresentaram um padrão de ativação semelhante. Tamaki *et al.* (1997) mostraram que essa pode ser uma estratégia de ativação usada em contrações sustentadas pelo tríceps sural com o joelho sendo mantido em extensão. Entretanto, esses autores encontraram que essa não é a única estratégia, tendo-se também observado coativação sinergista tanto entre SO e GM quanto entre SO e GL em proporções semelhantes entre os sujeitos. Adicionalmente, entre GM e SO existe um sinergismo funcional, pois ambos contribuem para a flexão plantar da articulação do tornozelo, além de um antagonismo funcional, devido ao efeito inibitório das fibras aferentes fusais do GM para o SO, evidenciada pela redução do EMG do músculo SO com a estimulação do GM (GRITTI & SCHIEPPATI, 1989).

Com isso, ainda não há um consenso a respeito do padrão de ativação muscular no tríceps sural, e aparentemente a variação entre os sujeitos, a influência de músculos sinergistas e fatores não fisiológicos, como a configuração e posicionamento do eletrodo são possíveis explicações para esse fato. Isso pode explicar as diferenças encontradas no padrão de ativação muscular nos dados obtidos da literatura.

As observações no parágrafo anterior são válidas para a média e a variabilidade absoluta (σ) da envoltória do EMG do tríceps sural em TF e TP. Para a variabilidade relativa (CV) da envoltória do EMG nessas condições, além de valores

semelhantes entre TF e TP, também não houve predominância muscular no grupo tríceps sural. Esses resultados são diferentes dos obtidos para o experimento 1, em que o músculo GM apresentou maiores valores de CV ($p=0,045$) que o músculo SO, para JE e JF, numa amostra de sujeitos diferente.

Foi encontrado nesse trabalho um aumento no valor médio e na variabilidade absoluta da envoltória do EMG para os músculos do tríceps sural, com o aumento dos níveis de torque de 10 a 80% da CVM, tanto na TF quanto na TP. Resultados semelhantes foram obtidos para o valor eficaz do sinal EMG (RMS), durante a TF (BILODEAU *et al.*, 1994). Ao analisar a contração muscular em TF e TP nos músculos extensores e flexores radiais do carpo, Baudry *et al.* (2010) encontraram que a amplitude do sinal EMG aumenta com a intensidade de contração de 5 a 15% da CVM, sendo que esses autores analisaram essa situação apenas nesses níveis de contração.

4.2.4.3. Variabilidade do torque x variabilidade da envoltória do EMG

A investigação da relação entre o σ da envoltória do EMG e o σ do torque sugerem que essas variáveis seguem uma tendência similar e crescente, tanto na TF quanto na TP. Nota-se que para uma mesma variabilidade de torque nas duas tarefas, p.ex. 0,4 do σ normalizado pelo valor máximo, a variabilidade normalizada das envoltórias dos EMG foi pelo menos o dobro para a TP, quando comparado com a TF (Figura 33). Os músculos do tríceps sural nessas condições parecem ter sido ativados de forma mais variável durante a TP. No entanto, eles podem ter-se alternado em suas ativações de forma a não refletir esta maior variabilidade no torque gerado pelo tríceps sural. Por exemplo, pode ter havido um

aumento da intensidade de ativação do GM e uma diminuição da ativação do GL num dado intervalo de tempo seguido de um trecho em que houve uma diminuição do GM concomitante a um aumento do GL. Um estudo mais refinado merece ser realizado em trabalhos futuros. Adicionalmente, não se pode excluir a existência de contrações sincrônicas do tríceps sural com o músculo tibial anterior, que poderiam interferir nos resultados obtidos.

A análise do EMG no contexto da variabilidade da força para o músculo primeiro interósseo dorsal foi realizada por Taylor et al. (2003), com a abordagem focada no espectro de potência do sinal EMG, sendo relatado que existe uma relação crescente entre o σ da força e a potência total do sinal EMG. Esses autores investigaram várias estratégias de ativação muscular que poderiam estar relacionadas a esses achados, por meio de modelos de recrutamento de unidades motoras e taxa de disparo. Eles concluíram que os padrões na flutuação de uma força mantida depende da interação de múltiplos aspectos da atividade das unidades motoras, sendo complicado isolar um único fator responsável por essa variabilidade. Essa conclusão é relevante principalmente pela diversidade de resultados relatados na literatura por diferentes autores que estudam a variabilidade da força.

4.3. Experimento 3

4.3.1. Justificativa e objetivos específicos

Como o enfoque principal é indagar diferentes aspectos associados à variabilidade e ao controle neuromuscular no tríceps sural durante a postura ereta, foi analisada a postura ortostática livre e apoiada a uma estrutura de forma a evitar as oscilações posturais, comparando-se ainda à condição sentada com joelho estendido. Nessa última condição, a contração do tríceps sural era realizada contra um obstáculo rígido, ou tarefa de força, e contra um peso livre, ou tarefa de posição. O torque médio em todas as condições era o mesmo, comparando-se as variabilidades dos torques e envoltórias dos EMG gerados, bem como das amplitudes de reflexos H. Além da variabilidade do torque e dos EMG, a investigação de como variam as amplitudes do reflexo H nas várias condições pode adicionar informações quanto a efeitos que podem ser atribuídos à circuitaria da medula espinhal. Pode-se supor que a tarefa de posição seria a que melhor aproximaria a situação de controle da postura ortostática, por justamente permitir variações angulares da articulação do tornozelo.

Assim, os objetivos desse experimento foram:

- Avaliar a variabilidade do torque e da envoltória dos EMG durante a postura ortostática livre (postura ereta quieta – PEQ) e durante uma postura apoiada a uma estrutura fixa, mas com a manutenção do mesmo torque médio de flexão plantar (postura ereta apoiada – PEA); cotejando com os valores obtidos na posição sentada, com a articulação do joelho em 180°, durante a

contração do tríceps sural em tarefa de força e tarefa de posição, com o nível de torque correspondente à PEQ;

- Estudar a atividade reflexa (reflexo H) e mioelétrica dos músculos posteriores da perna nas diferentes condições experimentais.

4.3.2. Materiais e Método

4.3.2.1. Sujeitos

Participaram voluntariamente desta pesquisa 11 sujeitos destros, sendo 5 do sexo feminino e 6 do sexo masculino, com idade entre 18 e 39 anos ($27,09 \pm 5,57$), altura entre 1,53 e 1,85 m ($1,69 \pm 0,10$) e massa entre 47,4 e 97,8 kg ($68,14 \pm 18,51$) (média \pm desvio padrão).

4.3.2.2. Organização Experimental

A organização desse experimento pode ser observada na Figura 34. A Figura 34 (A) mostra o eletromiógrafo utilizado para a captação dos sinais de EMG, que também possui um estimulador elétrico acionado por pulsos de sincronismo para provocar o reflexo H. A Figura 34 (B) exhibe a interface do operador para acompanhamento dos sinais durante o experimento em tempo real. O sinal em amarelo é o EMG do SO, em vermelho o EMG do GL e em verde o EMG do GM. O sinal em azul é o torque aplicado sobre a plataforma de força, que devido ao alinhamento do sujeito, corresponde ao mesmo torque da articulação do tornozelo. A Figura 34 (C) mostra o arranjo experimental para a condição em PEQ, onde o sujeito

possui um alvo de referência para poder efetuar um controle postural. A Figura 34 (D) mostra o arranjo experimental para a condição em PEA, onde o sujeito foi preso a uma estrutura metálica fixa à parede da sala. A fixação do sujeito foi feita através de três fitas de velcro para restringir a oscilação postural.

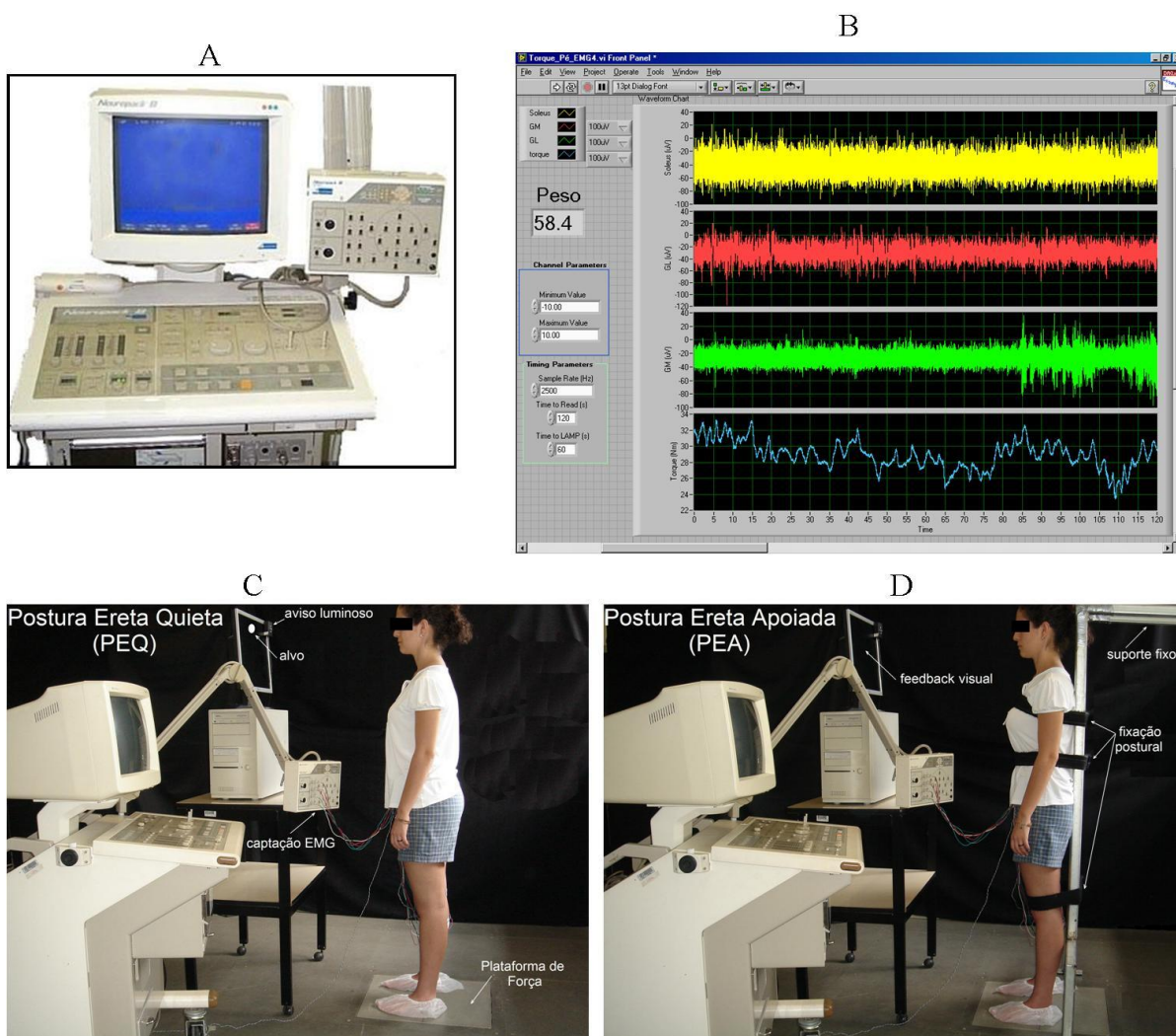


Figura 34. Organização do Experimento 3. (A) eletromiógrafo, (B) software de aquisição, (C) Arranjo experimental para PEQ e (D) Arranjo experimental para PEA.

4.3.2.3. Estimulação

Os estímulos elétricos no nervo tibial com 1 ms de duração foram aplicados através de eletrodos auto-adesivos de gel condutor (ValuTrove, modelo

CF3200) (Figura 35). O catodo, com 1 cm de diâmetro, foi localizado na fossa poplíteia (para evocar o reflexo H no músculo SO), sendo o anodo localizado na patela, com 3 cm de diâmetro.



Figura 35. Eletrodos auto-adesivos para a estimulação do nervo tibial.

Os reflexos H eram obtidos a cada 1,5 s, de acordo com um pulso de sincronismo gerado por software no sistema Data Wave e aplicado à entrada do estimulador do eletromiógrafo. Esse intervalo entre os reflexos H foi utilizado porque foi demonstrado que o centro de pressão ântero posterior demora em torno de 1,5 s para retornar a posição estável após um estímulo (HOFFMAN & KOCEJA, 1997). Com isso, a variabilidade entre os reflexos H não pode ser atribuída ao desequilíbrio causado pela estimulação elétrica.

A onda M é a resposta da estimulação direta dos axônios eferentes (dos motoneurônios α), sendo a amplitude máxima pico a pico dessa onda (Mmax) utilizada na maioria das vezes como referência, uma vez que praticamente todos os axônios dos motoneurônios foram disparados por esta estimulação (ROTHWELL, 1994). A onda Mmax foi obtida a partir de um estímulo supra máximo provocado no nervo tibial, por meio dos eletrodos de estimulação do reflexo H fixados na fossa poplíteia. A intensidade de estimulação sobre o nervo tibial utilizada foi aquela

necessária para se evocar uma resposta H com amplitude equivalente a 20-30% da amplitude da onda Mmax (CRONE *et al.*, 1990), obtida na posição ortostática e sentada, uma vez que a onda Mmax apresentou amplitudes diferentes nessas posições, para a maioria dos sujeitos.

Nos experimentos com reflexo H, foi utilizado como *feedback* visual o valor eficaz do sinal de EMG (*root mean square* – RMS) produzido pelo músculo SO em PEQ. Para tanto, o software Labview captava o sinal de EMG do músculo SO continuamente e processava em tempo real trechos de 200 ms através de uma sub-rotina integrada, efetuando as operações de retirada do nível DC do sinal, filtragem e cálculo do valor RMS. O resultado era então exibido após filtragem passa-baixas com corte em 5 Hz para cada sujeito. O sujeito tinha que manter o sinal de EMG processados dentro de um limite pré-determinado (RMS do músculo SO em PEQ, que pode variar ± 1 do valor obtido), como ilustrado na Figura 36.

O *feedback* visual do RMS do músculo SO foi adotado, ao invés do *feedback* de torque, porque mesmo com o torque do tríceps sural sendo mantido constante havia variações no EMG do SO, que poderiam ser uma fonte de variações na amplitude do reflexo H do SO. Assim, o *feedback* visual do RMS do SO foi utilizado na tentativa de garantir um sinal basal de EMG constante durante a geração do reflexo H (Figura 37). Com esse mesmo intuito, todos os experimentos com reflexo H foram realizados somente com *feedback* visual.

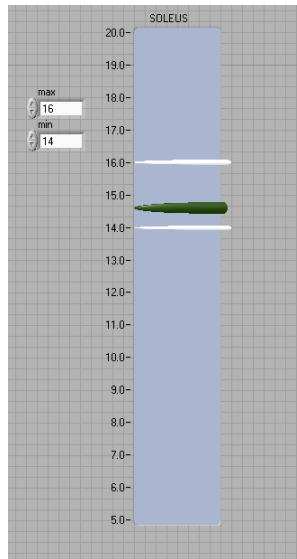


Figura 36. *Feedback* visual do valor RMS do músculo SO.

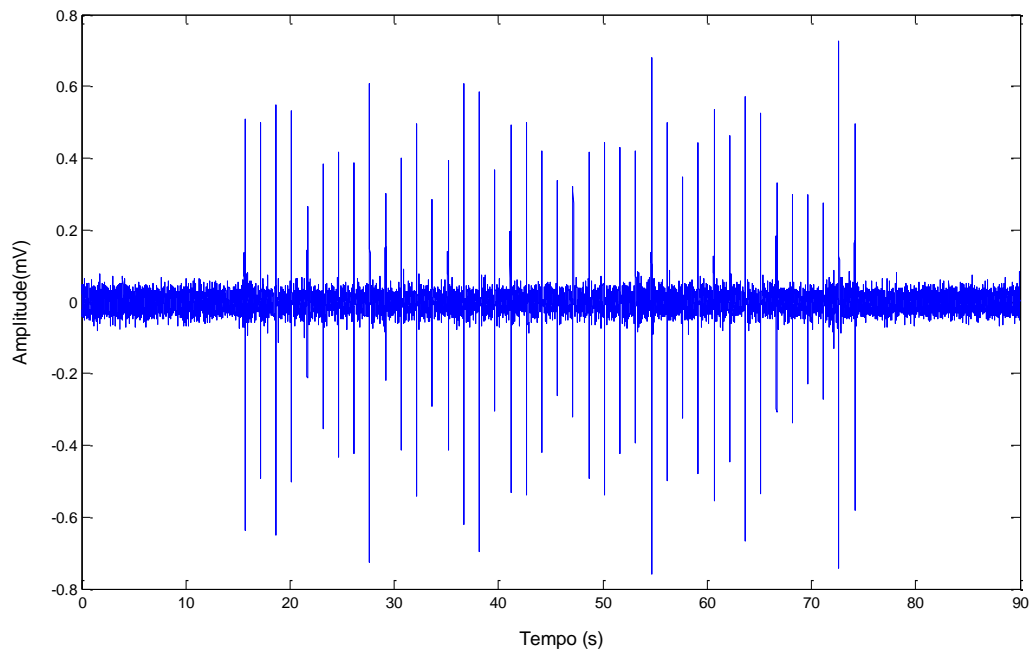


Figura 37. Reflexo H do músculo SO, onde é possível observar a constância da atividade EMG basal.

4.3.2.4. Protocolo Experimental

Para cada condição que será descrita a seguir, foram realizados no mínimo dois ensaios. Entre cada uma delas foi proporcionado um intervalo de

repouso adequado para os sujeitos. Em postura ortostática, após dois ensaios realizados, os sujeitos foram sentados por no mínimo 120 s. Entre os ensaios em que os sujeitos permaneceram em PEA, as fitas de velcro superiores foram desamarradas, a fim de relaxar os membros superiores, uma vez que os inferiores não podiam sofrer alteração na sua posição inicial.

4.3.2.4.1. Obtenção dos valores de referência

Após os sujeitos se familiarizarem com o protocolo proposto, foi obtido os valores de referência do torque e do RMS do sinal EMG do músculo SO, que posteriormente foram utilizados para a realização do protocolo. Para tanto, os sujeitos permaneceram sobre a plataforma de força em PEQ por 120 s, com os maléolos laterais adequadamente posicionados e os olhos fixos em um alvo posicionado a 70 cm de distância (Figura 34(C)). Após os 60 s iniciais com os olhos abertos, foi disparado um aviso luminoso de 0,25 s de duração, sendo os sujeitos instruídos a fechar os olhos e permanecer nessa postura por 60 s adicionais. Na condição com os olhos abertos (60 s de sinal), foi calculado o valor da mediana do sinal de torque e o valor RMS do sinal EMG do músculo SO, sendo posteriormente obtido o valor médio entre 2 ensaios realizados.

4.3.2.4.2. PEQ

Na posição ortostática foi obtido o valor pico a pico da onda Mmax. Após os sujeitos serem adequadamente posicionados sobre a plataforma de força, foi encontrada a intensidade de estimulação necessária para evocar uma resposta H

com amplitude equivalente a 20-30% da amplitude da onda Mmax. Nessa condição, o alvo de referência foi substituído pelo *feedback* visual em tempo real do RMS do músculo SO, com o devido valor de referência de cada sujeito, como mostrado na Figura 36. Os sujeitos permaneceram sobre a plataforma de força em PEQ por 90 s, sendo que nos 60 s intermediários receberam estimulação no nervo tibial.

4.3.2.4.3. PEA

Posteriormente, os sujeitos foram adequadamente posicionados sobre a plataforma de força em PEA, onde permaneceram por 120 s. Durante os primeiros 60 s os sujeitos foram instruídos a manter uma flexão plantar isométrica com o nível de torque obtido em PEQ (valor de referência), através de um *feedback* visual em tempo real do sinal de torque aplicado na plataforma de força (Figura 38). Ao receber o aviso visual, os sujeitos foram instruídos a fechar os olhos e continuar a manter a contração muscular por um período adicional de 60 s. Apesar do protocolo na PEA ter início com o sujeito em repouso, é possível observar na Figura 38 que o torque não é nulo. Esse torque representa o torque passivo na articulação do tornozelo com o sujeito em pé, apesar de a atividade elétrica ser mínima nos músculos SO, GL e GM, em repouso (Figura 39). Para os sujeitos analisados, o torque passivo variou de 51,8% a 85,7% do valor obtido em PEQ.



Figura 38. *Feedback* visual do sinal de torque aplicado na plataforma de força durante a PEA.

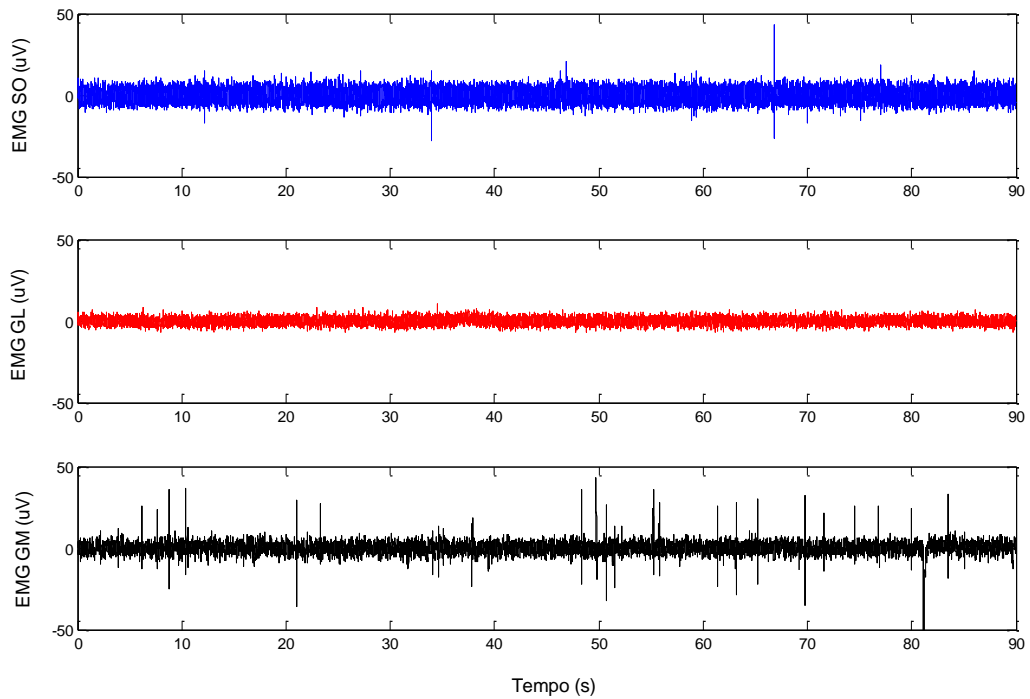


Figura 39. Sinais de EMG brutos para os músculos SO, GL e GM em repouso na PEA.

Com o sujeito em PEA e realizando contração muscular com a mesma atividade elétrica do músculo SO em PEQ (valor de referência: *feedback* visual do RMS do músculo SO), foi encontrada a intensidade de estimulação necessária para evocar uma resposta H com amplitude equivalente a 20-30% da amplitude da onda Mmax. Esta recalibração do estímulo foi necessária porque em alguns sujeitos a intensidade de estimulação para se evocar uma resposta H, com amplitude na faixa desejada, apresentou diferenças entre as condições PEQ e PEA, de forma aleatória. Os sujeitos permaneceram sobre a plataforma de força em PEA por 90 s, onde realizaram flexão plantar com *feedback* visual do RMS do músculo SO, sendo que nos 60 s intermediários receberam estimulação no nervo tibial.

4.3.2.4.4. TF e TP

Ao final dessa etapa em postura ortostática, os sujeitos foram sentados na cadeira de experimentos em TF (Figura 24(C)) e TP (Figura 24(D)). A escolha entre as condições realizadas ocorreu por sorteio. Em ambas as condições a contração muscular foi realizada por 120 s, dos quais 60 s foram com e 60 s sem *feedback* visual. Como no caso anterior, também foi utilizado um aviso luminoso para informar o sujeito que fechasse os olhos. O *feedback* visual da TF foi metade do valor de torque obtido em PEQ (valor de referência), apresentado ao sujeito no osciloscópio. Na TP, o sujeito sustentou a massa equivalente a esse torque, com *feedback* visual do ângulo do tornozelo no osciloscópio.

Na posição sentada foi obtido o valor pico a pico da onda Mmax. Com o sujeito realizando contração muscular com *feedback* visual do RMS do músculo SO (valor de referência), tanto na TF quanto na TP, foi encontrada a

intensidade de estimulação necessária para evocar uma resposta H com amplitude equivalente a 20-30% da amplitude da onda Mmax. Em cada condição (TF e TP), a flexão plantar foi mantida por 90 s, com *feedback* visual do RMS do músculo SO, sendo que durante os 60 s intermediários foi realizada a estimulação no nervo tibial.

4.3.2.5. Análise dos dados

As análises dos dados sem estimulação foram realizadas nas condições sem *feedback* visual, em que a média e a variabilidade do torque e da envoltória do EMG foram estimadas a partir de sinais obtidos nos primeiros 30 s após o fechamento dos olhos.

Nos dados com estimulação, para cada ensaio foram obtidos 40 reflexos H, sendo todos realizados com *feedback* visual. Após a aplicação da função *detrend* do Matlab, os dois ensaios realizados foram agrupados em um único arquivo de dados, resultando em 80 reflexos H. Após a remoção dos artefatos de estímulo do sinal, foram obtidos os valores de média (μ), desvio padrão (σ) e coeficiente de variação (CV) das amplitudes dos reflexos H.

4.3.2.6. Análise Estatística

Para as análises sem estimulação, foram usados três testes ANOVA de medidas repetidas de um fator para comparar o μ e a variabilidade do torque (σ e CV) nas condições em PEQ, PEA, TF e TP. Para analisar a relação entre a variabilidade do torque na condição em PEQ e PEA com as condições TF e TP (nível de torque equivalente a PEQ), foi utilizada uma análise de correlação linear.

Três testes ANOVA de medidas repetidas de dois fatores foram usados para comparar o μ e a variabilidade (σ e CV) da envoltória do EMG dos músculos SO, GL e GM nas condições em PEQ, PEA, TF e TP (4 condições x 3 músculos), sendo as 4 condições experimentais tratadas como medidas repetidas.

Para a análise na amplitude do reflexo H, foram usados três testes ANOVA de medidas repetidas de um fator para comparar o μ e a variabilidade (σ e CV) da amplitude do reflexo H nas condições em PEQ, PEA, TF e TP, com as condições experimentais tratadas como medidas repetidas. Foi utilizada a correlação linear para investigar a relação entre o μ e a variabilidade da amplitude do reflexo H na condição em PEQ e PEA com as condições TF e TP (nível de torque equivalente a PEQ).

4.3.3. Resultados

4.3.3.1. Variabilidade do torque em postura ortostática e sentada

Na Figura 40 é possível observar as flutuações do torque em função do tempo para as condições PEQ, PEA, TF e TP, representativo para um sujeito. Em PEQ e PEA, o torque foi gerado pelas duas pernas e, portanto, teriam, aproximadamente, o dobro do valor obtido na TF e TP. Em todas as análises realizadas neste capítulo, foi dividido o valor do torque obtido em PEQ e PEA por 2, ou seja, supôs-se que as duas pernas contribuíam igualmente para a geração de torque.

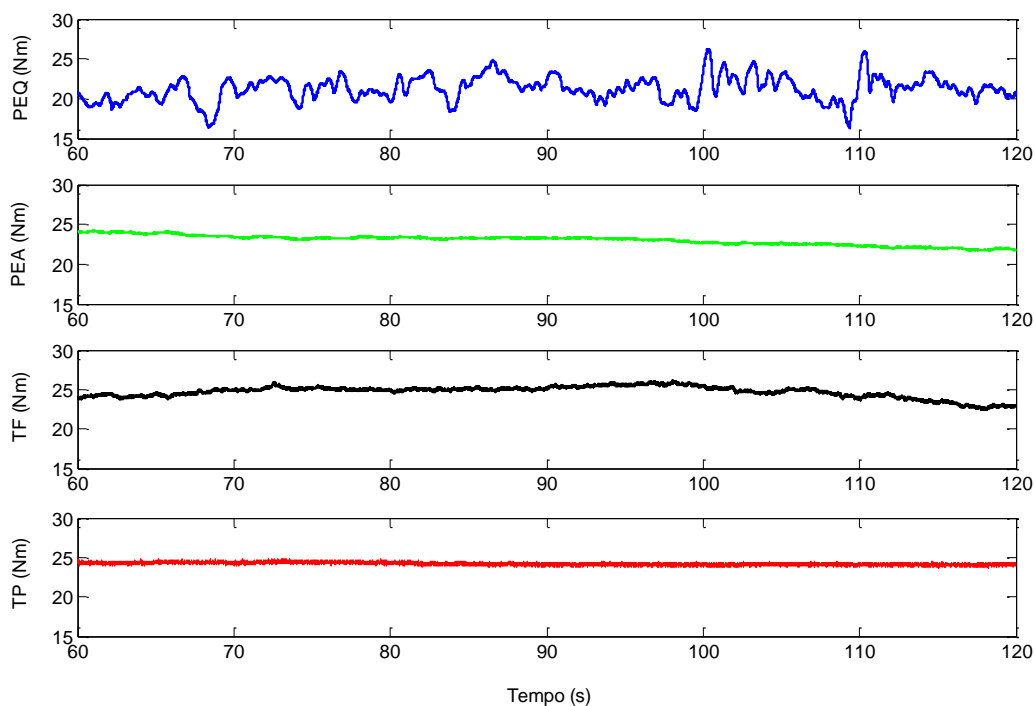


Figura 40. Flutuações do torque em função do tempo, para as condições PEQ (azul), PEA (verde), TF (preto) e TP (vermelho), representativo para um sujeito.

Como pode-se observar na Figura 41 (A e B), foram encontradas diferenças significativas nos valores de variabilidade do torque (σ e CV) entre as condições experimentais ($p = 0,004$ para σ e $p < 0,001$ para CV). A variabilidade do torque obtida em PEQ foi significativamente maior que a encontrada em PEA ($p = 0,013$ para σ e $p < 0,001$ para CV) e nas condições TF ($p = 0,034$ para σ e $p = 0,001$ para CV) e TP ($p = 0,015$ para σ e $p < 0,001$ para CV). Entre as condições TF e TP, ambas com o sujeito mantendo o nível de torque equivalente a PEQ, a variabilidade do torque mostrou-se maior na TF ($p = 0,001$ para o σ e $p < 0,001$ para o CV). O CV do torque obtido em PEA foi significativamente maior do que em TP ($p = 0,045$), enquanto que a variável σ não apresentou diferenças significativas entre essas condições ($p = 0,144$). Ainda em relação à variabilidade do torque (σ e CV), não

foram encontradas diferenças significativas entre as condições PEA e TF ($p = 0,990$ para o σ e $p = 0,910$ para o CV).

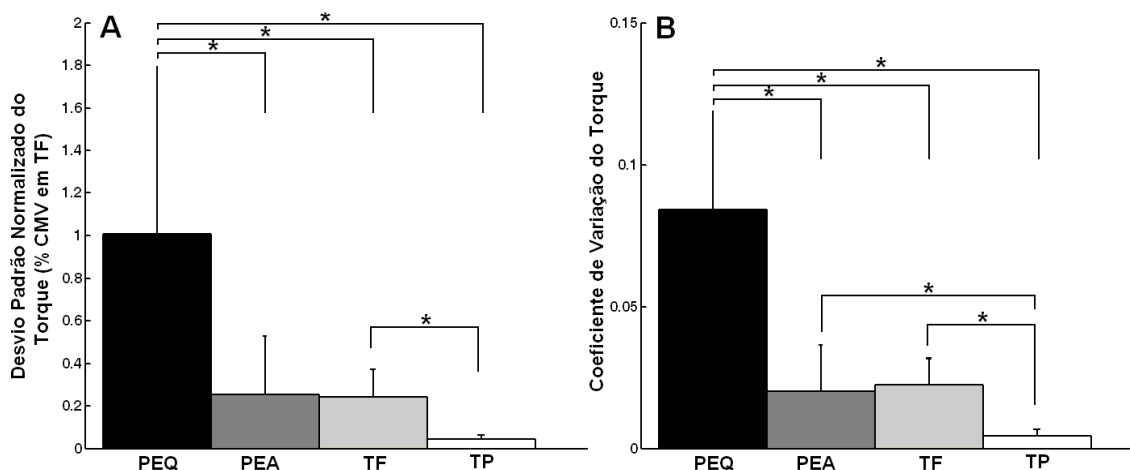


Figura 41. Desvio padrão (A) e coeficiente de variação (B) do torque obtidos em cada uma das quatro condições experimentais (PEQ, PEA, TF e TP). Note que os valores do desvio padrão do torque estão normalizados em relação ao torque máximo obtido na TF. As barras representam média \pm desvio padrão e os *asteriscos* representam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as condições indicadas.

Foi encontrada correlação linear significativa para o desvio padrão (σ) do torque entre PEQ e as condições TF ($r = 0,8838$ e $p = 0,0003$) e TP ($r = 0,7332$ e $p = 0,0103$) na amostra de 11 sujeitos analisados (Figura 42). No entanto, não foi encontrada correlação linear significativa para o desvio padrão (σ) do torque entre PEA e as condições TF ($r = 0,1401$ e $p = 0,7193$) e TP ($r = 0,3025$ e $p=0,4288$), sendo que neste caso foi necessário remover um ponto discrepante (*outlier*), resultando em uma análise com 10 sujeitos. As equações das retas relacionando o desvio padrão do torque em TF e em TP em função do desvio padrão do torque em PEQ foram: $\sigma_{TF} = - 0,115 + 0,316\sigma_{PEQ}$ e $\sigma_{TP} = 0,178 + 0,036\sigma_{PEQ}$.

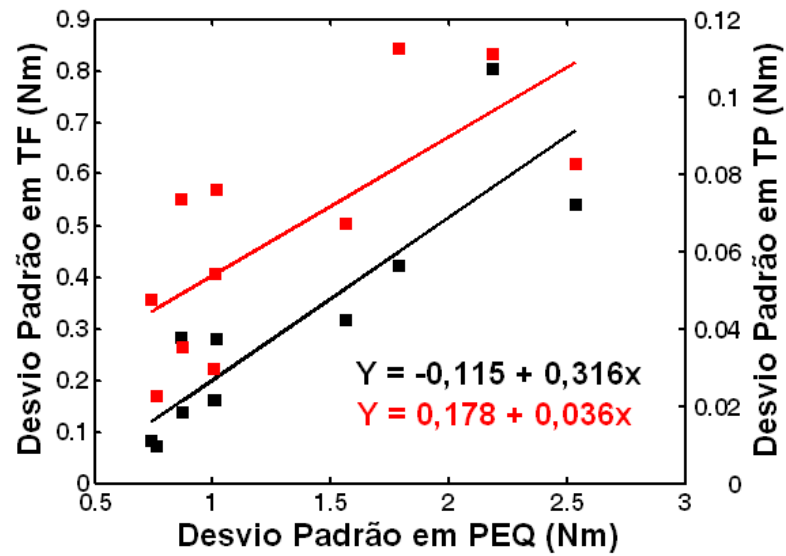


Figura 42. Correlação linear para a variabilidade (σ) do torque entre PEQ e as condições TF (ordenada à esquerda, preto) e TP (ordenada à direita, vermelho).

4.3.3.2 Média e variabilidade da envoltória do EMG em postura ortostática e sentada

Dados representativos para um sujeito das envoltórias dos EMG dos músculos SO, GL e GM em PEQ, PEA, TF e TP podem ser observados na Figura 43.

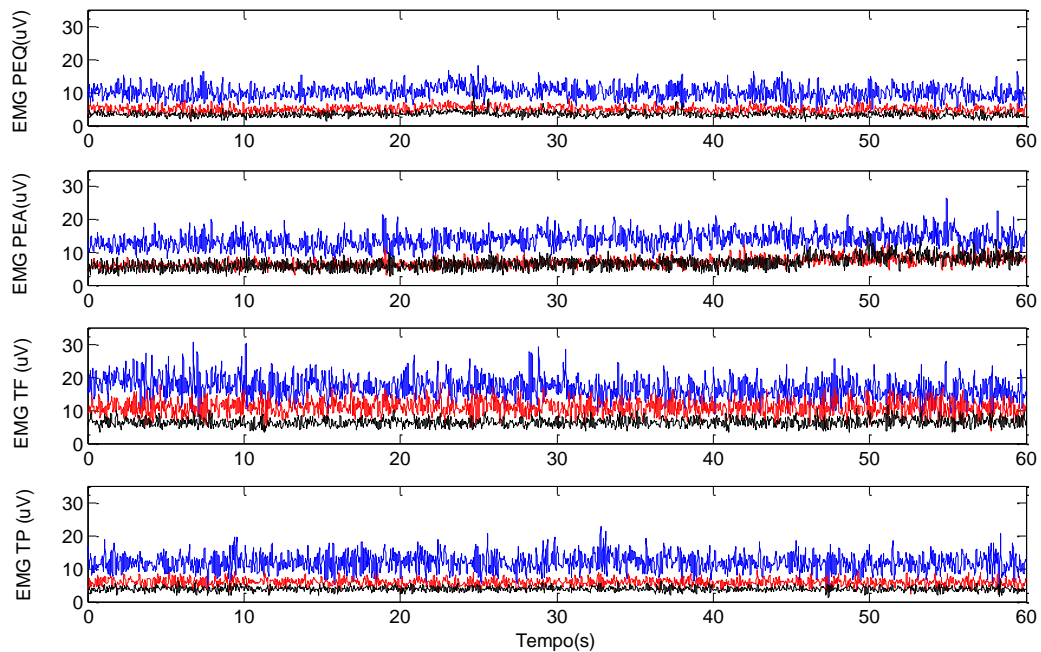


Figura 43. Envoltórias dos EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) em função do tempo, para as condições PEQ, PEA, TF e TP, representativos para um sujeito.

Nas análises realizadas, foram encontradas diferenças significativas para o μ da envoltória do EMG para os fatores condição ($p = 0,001$) e músculos ($p = 0,012$), não sendo obtida interação significativa entre esses fatores ($p = 0,094$). A atividade mioelétrica (μ da envoltória) dos músculos que compõe o tríceps sural mostrou ser maior para a condição de TF quando comparada às demais condições ($p = 0,012$ entre TF e PEQ, $p = 0,015$ entre TF e PEA e $p < 0,001$ entre TF e TP), não sendo encontradas diferenças significativas entre as outras condições. Entre os músculos analisados, o SO apresentou-se mais ativado que o GM ($p = 0,012$), sem diferenças significativas entre SO e GL ($p = 0,062$) nem entre GL e GM ($p = 0,765$). As médias da envoltória do EMG do SO, GL e do GM nas diferentes condições podem ser visualizadas na Figura 44.

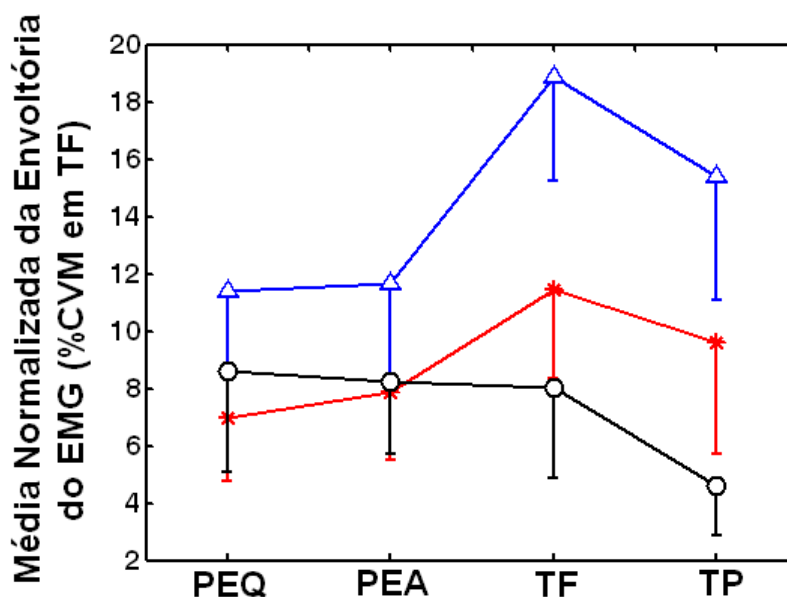


Figura 44. Média da envoltória do EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) para as condições PEQ, PEA, TF e TP. A atividade elétrica dos músculos analisados mostrou ser maior para a condição de TF quando comparada às demais condições. O músculo SO foi mais ativado que o GM e que o GL (embora a diferença para este último não tenha atingido significância estatística: $p = 0,062$), sendo que não houve diferenças entre os músculos GL e GM.

Em relação à variabilidade da envoltória do EMG (σ e CV), não foram encontradas diferenças significativas para o fator condição ($p = 0,346$ para σ e $p = 0,531$ para CV) nem para o fator músculo ($p = 0,135$ para σ e $p = 0,389$ para CV), assim como não houve interações significativas entre esses fatores músculo ($p = 0,253$ para σ e $p = 0,211$ para CV). Na Figura 45, é possível observar as médias do σ e do CV dos músculos SO, GL e GM nas diferentes condições experimentais. Apesar de as análises não terem apontado para diferenças significativas, testes ANOVA de uma via revelaram diferenças significativas para o desvio padrão (σ) da envoltória do EMG do músculo SO ($p=0,0002$), sendo maior em TF do que em PEQ e PEA e maior em TP do que em PEA. Já o desvio padrão da envoltória do EMG do músculo GM foi maior em PEQ do que em TP ($p=0,0202$). Também é possível notar, qualitativamente, que a variabilidade relativa (CV) da envoltória do EMG do SO e do GM tem uma média maior na condição PEQ quando comparada às outras

condições, diferença essa que se confirma através de uma ANOVA de uma via para medidas repetidas ($p = 0,0035$ para o SO e $p < 0,001$ para o GM).

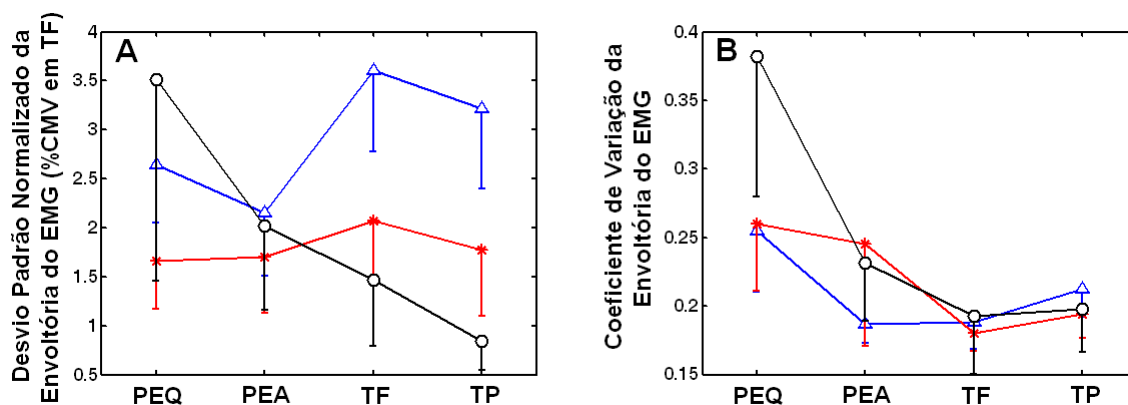


Figura 45. Desvio Padrão (A) e Coeficiente de Variação (B) da envoltória do EMG dos músculos SO (azul), GL (vermelho) e GM (preto) para as condições PEQ, PEA, TF e TP. Para ambas as variáveis, não foram encontrados efeitos significativos para o fator músculo nem para o fator posição assim como não foram observadas interações significativas entre esses fatores. Análise em separado do desvio padrão da envoltória do EMG do músculo SO apontou que este foi maior em TF do que em PEQ e PEA e maior em TP do que em PEA, enquanto o desvio padrão da envoltória do EMG do músculo GM foi maior em PEQ do que em TP. Analisando-se separadamente o CV do EMG do SO e do GM entre as condições experimentais, nota-se que foram maiores em PEQ do que nas outras condições.

4.3.3.3. Reflexo H

É possível observar na Figura 46 as flutuações nas amplitudes dos reflexos H realizadas nas condições PEQ, PEA, TF e TP, para um sujeito representativo. Cada traçado contém 40 reflexos H em série em função do tempo, com o respectivo torque gerado pelo tríceps sural. Nessas condições, os valores de torque não foram controlados, sendo utilizado o *feedback* visual do RMS do EMG do músculo SO.

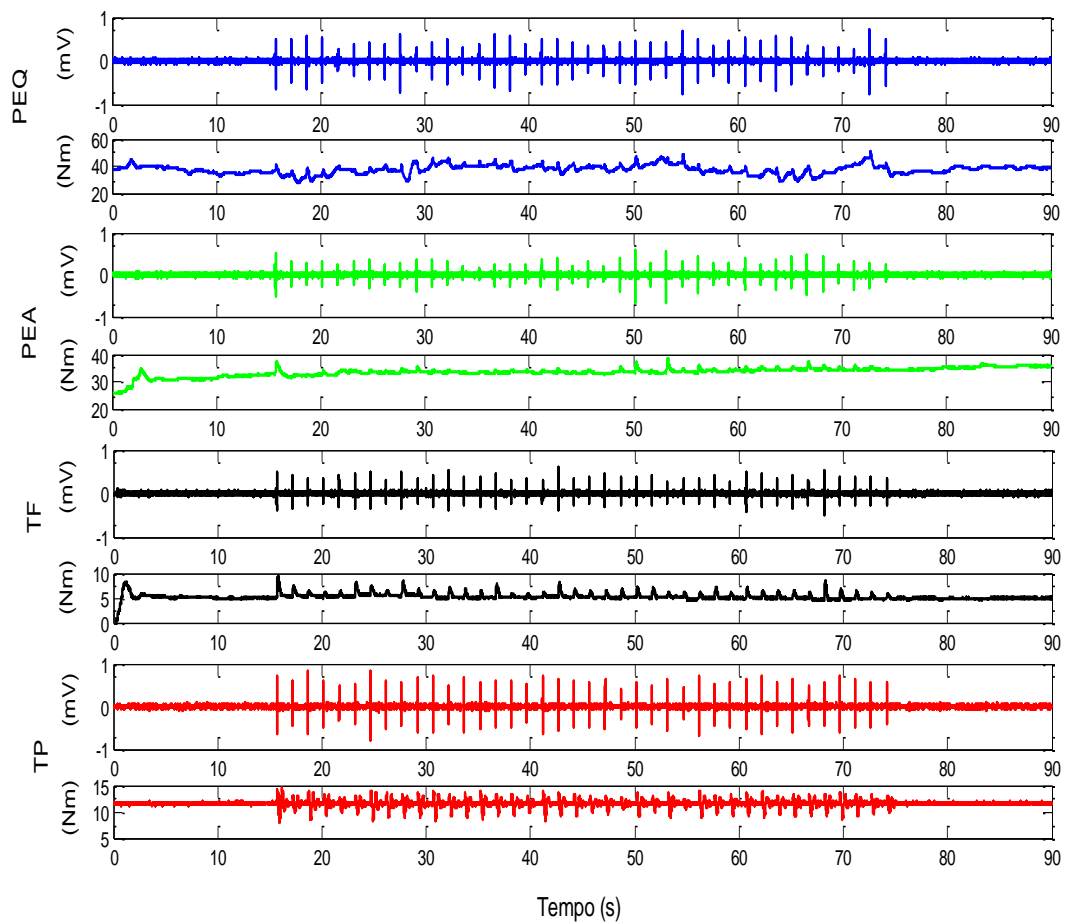


Figura 46. Flutuações nas amplitudes dos reflexos H (gráfico superior) com o respectivo torque gerado pelo tríceps sural (gráfico inferior) em função do tempo, para as condições PEQ (azul), PEA (verde), TF (preto) e TP (vermelho), representativo para um sujeito.

As análises estatísticas do valor médio da amplitude do reflexo H mostraram que não há diferenças significativas entre as condições analisadas ($p=0,835$). De forma semelhante, não foram encontradas diferenças significativas na variabilidade (σ e CV) da amplitude do reflexo H entre as condições experimentais ($p = 0,331$ para σ e $p = 0,798$ para CV). A Figura 47 ilustra a média e a variabilidade da amplitude do reflexo H nas diferentes condições.

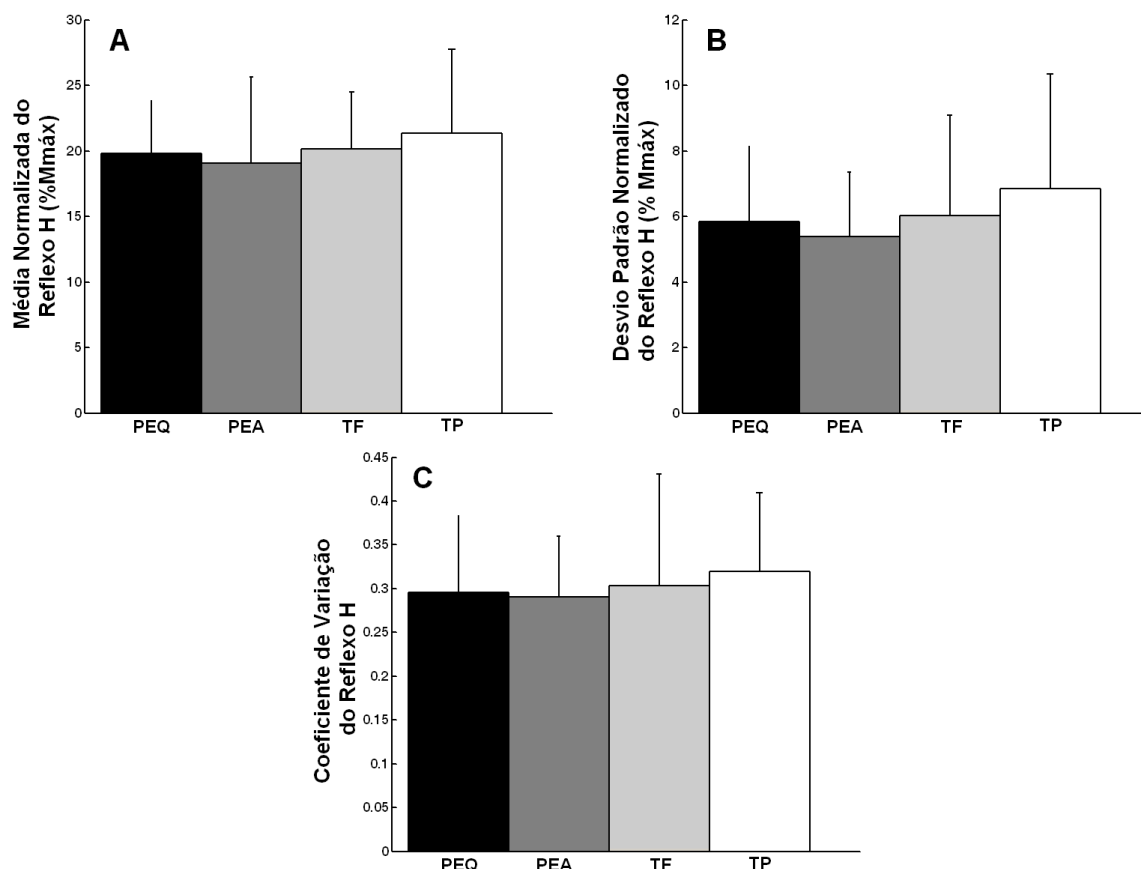


Figura 47. Média (A), desvio padrão (B) e coeficiente de variação (C) da amplitude do reflexo H obtidos em cada uma das quatro condições experimentais (PEQ, PEA, TF e TP). Note que os valores da média e do desvio padrão do reflexo H estão normalizados em relação á amplitude da onda Mmáx. As barras representam média \pm desvio padrão. Não foram encontradas diferenças significativas entre as condições experimentais para nenhuma das variáveis.

Nas análises de correlação linear, foi encontrada uma correlação significativa entre o desvio padrão da amplitude do reflexo H em PEQ e o desvio padrão da amplitude do reflexo H em TF ($r = 0,6358$ e $p = 0,0355$) e TP ($r = 0,8212$ e $p = 0,0019$). Já o desvio padrão da amplitude do reflexo H em PEA mostrou uma correlação significativa com aquele obtido na TP ($r = 0,7902$ e $p = 0,0038$), mas não na TF (Figura 48). Não foram encontradas correlações significativas para o CV da amplitude do reflexo H entre as condições analisadas.

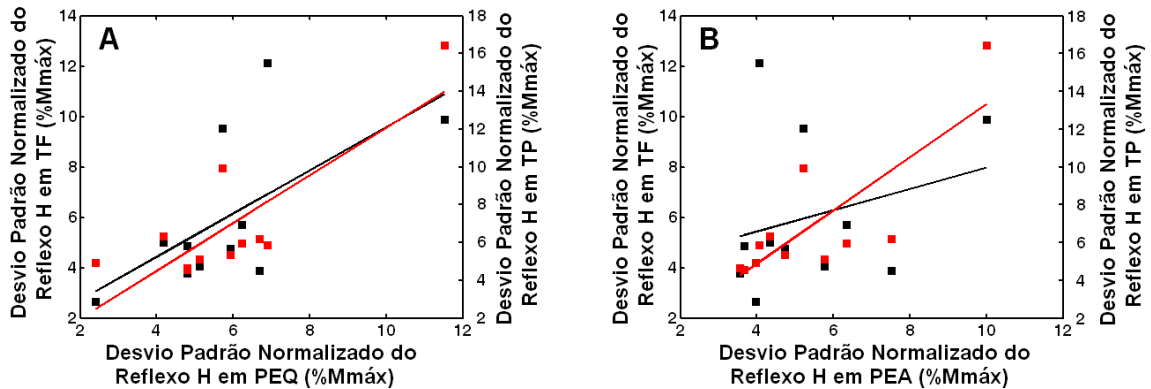


Figura 48. Correlação linear para o desvio padrão (σ) da amplitude do reflexo H entre PEQ (A) e PEA (B) e as condições TF (ordenada à esquerda, preto) e TP (ordenada à direita, vermelho). Note que os valores estão normalizados em relação à amplitude da onda Mmáx. Apenas a correlação para o desvio padrão da amplitude do reflexo H entre as condições PEA e TF não foi significativa.

4.3.4. Discussão

4.3.4.1. Variabilidade do torque em postura ortostática e sentada

A variabilidade do torque foi analisada em duas tarefas estáticas, em que o sujeito foi instruído a manter, com *feedback* apropriado, a força com contração isométrica ou TF e manter a posição com a contração postural ou TP. Essas condições foram comparadas com aquelas em que o sujeito permaneceu em PEQ ou apoiado a uma estrutura que limitou suas oscilações corporais. Foi imposto experimentalmente que o torque médio realizado nessas quatro situações (por perna) fosse equivalente ao nível de torque mensurado pela plataforma de força em PEQ dividido por 2.

A variabilidade do torque obtida em PEQ, avaliada tanto pelo σ como pelo CV, foi maior em PEQ do que nas demais condições. Isso é justificável pelo fato de haver em PEQ a contribuição de outras partes do sistema de controle postural, que geram maiores flutuações no torque resultante. A variabilidade do torque

mostrou ser igual entre PEA e TF, o que sugere certa semelhança entre essas tarefas, no sentido de que ambas são realizadas com as oscilações posturais devidamente controladas, sendo que somente a execução de flexão plantar foi solicitada. Por outro lado, a variabilidade, medida pelo desvio padrão, em TP foi menor do que em TF e também foi menor do que em PEA quando medido em CV. Esse resultado confirma resultados do Experimento 2 em que a variabilidade em TP foi menor do que em TF para uma ampla gama de níveis de torque médio.

Foi encontrada uma relação aproximadamente linear entre valores de desvio padrão do torque do tríceps sural em TF e em TP em função daquele em PEQ ou em PEA. No Experimento 1 também havia sido encontrada uma relação aproximadamente linear entre o par TF (lá indicado por JE) e PEQ, tanto para desvio padrão (Figura 22) quanto para CV (Figura 23), quando os valores de desvio padrão foram medidos não normalizados e em um grupo de sujeitos diferente do utilizado no Experimento 3. Ambos resultados sugerem que variabilidades intrínsecas às tarefas (TF e TP) impactam sobre a variabilidade encontrada em PEQ, maiores valores em TF e TP sendo associadas a maiores valores para PEQ. Entretanto, fica clara a diferença de escalas. Dos valores médios de desvios padrão da Figura 48 nota-se que o desvio padrão médio em PEQ é aproximadamente 4 vezes maior do que em TF (as normalizações foram todas em relação ao torque máximo em TF). As tarefas TF e TP são extremamente mais simples do que a PEQ, mas mesmo as medidas tendo sido feitas sem feedback visual do valor do torque gerado, não se pode descartar a ação de realimentação proprioceptiva. Mas parecem ser o modelo mais próximo de geração de um comando descendente de intensidade constante e com uma ação corretiva sensorial de pequena monta. Os resultados (menor variabilidade

em TP do que em TF) podem sugerir que durante TP houve ação de realimentação mais eficaz do que em TF, pois os fusos neuromusculares são bem mais sensíveis do que os órgãos tendinosos de Golgi a variações mecânicas (ENOKA, 2008). Neste cenário, a TF seria a que poderia representar uma melhor aproximação da contribuição do fluxo de comandos oriundos do conjunto de motoneurônios da medula espinhal. Neste contexto, um resultado sugerido pelos experimentos desta tese é que a contribuição da via eferente (comandos descendentes, neurônios na medula espinhal e ação das unidades motoras) ao σ do torque gerado durante a PEQ é de aproximadamente 25% (1/4) do total, em média. Os demais 75% podem ser atribuídos aos demais fatores, que vão desde os processos de transdução sensorial à computação efetuada pelo encéfalo com base no influxo sensorial para gerar comandos descendentes, passando ainda por causas como respiração, batimentos cardíacos e movimentos espúrios de outros segmentos do corpo.

Consistente com os resultados do experimento 2, a variabilidade do torque gerada pelo tríceps sural, quando solicitado controle da posição, mostrou ser menor que aquela obtida com o controle do torque, sendo nesse experimento utilizada uma carga equivalente à obtida com a oscilação em PEQ. E, como discutido anteriormente, alguns resultados da literatura são opostos aos obtidos nesse trabalho, com maiores flutuações na força ou aceleração para a TP. Isso foi observado nos flexores e extensores do cotovelo no declínio da força que ocorre com o desenvolvimento da fadiga muscular localizada (HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005; MOTTRAM *et al.*, 2005), e no tríceps sural com cargas mínimas (peso do pé) e sem fadiga (MUGGE *et al.*, 2010). Neste último trabalho, o joelho foi mantido a aproximadamente 120° (observação tirada de uma foto, pois os autores não relatam no texto) e foram analisadas as respostas a perturbações no

torque realizadas em diferentes frequências, sendo que a menor resposta a perturbação foi obtida na TP (MUGGE *et al.*, 2010). Baudry, Maerz et al. (2010) relataram que não há diferença no CV da força entre TF e TP para os flexores e extensores do punho, com intensidades de contração de 5, 10 e 15% da CVM. As diferenças nos resultados entre os estudos indicam uma dependência da particular articulação analisada bem como de detalhes na execução da tarefa.

4.3.4.2. EMG em postura ortostática e sentada

Os valores médios normalizados das envoltórias dos EMGs dos músculos que compõem o tríceps sural resultaram maiores para a TF do que para as demais condições, havendo maior ativação do SO do que do GM. Este é um caso curioso, uma vez que o grande aumento da ativação do SO não foi compensado por forte diminuição do GM ou do GL. Uma explicação possível seria uma diminuição da ativação de músculos sinergistas à flexão plantar, como tibial posterior, peroneal longo, plantar, flexor curto dos dedos, cuja contribuição pode ser de 20 a 30% do torque total de flexão plantar (MURRAY *et al.*, 1976). Alternativamente, co-contração do tibial anterior também poderia contribuir para esse resultado. Experimentos adicionais seriam necessários para investigar mais a fundo os mecanismos envolvidos, bem como estudos por modelagem da biomecânica associada aos componentes do tríceps sural. No caso de TP, houve uma queda na ativação do GM que pode ter compensado o aumento da ativação do SO em relação à condição PEQ. Parece que a posição sentada levou a estratégias neurais diferentes do que a empregada em pé, uma vez que houve bastante semelhança entre as ativações do

SO, GM e GL entre PEQ e PEA, mas diferenças ao se passar para TF e TP na posição sentada.

Alguns autores costumam denominar a TP de contração postural, enquanto a TF seria designada de contração isométrica (HUNTER *et al.*, 2002; MOTTRAM *et al.*, 2005; MOTTRAM *et al.*, 2005; MUGGE *et al.*, 2010). Os graus de ativação diferentes dos músculos do tríceps sural encontrados no presente trabalho (médias das envoltórias dos EMGs) sugerem que há diferenças entre PEQ e TF/TP. Uma ressalva possível reside no fato de que houve diferenças nos momentos de inércia controladas nos casos PEQ e TP (sujeito em pé versus massa presa a cabo de aço). Análises mais refinadas dos sinais de torque e EMG obtidas nas diversas condições do experimento 3, possivelmente em conjunto com modelagem matemática da biomecânica e da neurofisiologia envolvida, poderão fornecer importantes subsídios para um melhor entendimento dos mecanismos que podem estar agindo nas diferentes condições.

Em um trabalho relativamente recente, Mochizuki *et al.* (2006) compararam a condição em PEQ com aquela onde se realiza uma flexão plantar isométrica do tríceps sural com o joelho sendo mantido flexionado. Entre as condições analisadas, encontraram maiores níveis de ativação muscular para o músculo SO quando em PEQ. No presente trabalho, maiores níveis de ativação também foram encontrados para esse músculo, mas na contração isométrica aqui realizada e denominada de TF. As diferenças encontradas entre os estudos, provavelmente se devem aos diferentes posicionamentos da articulação do joelho, que nesse trabalho condiz mais com o objetivo de se analisar o controle postural.

Diferente do experimento 2, onde foram encontrados valores de EMG semelhantes entre a contração com controle do torque e aquela com controle

do ângulo, com o teste estatístico se baseando em uma ampla gama de valores de torque, nesse experimento foram encontrados maiores valores de atividade elétrica muscular para a TF quando comparada à TP, realizadas com o nível de torque equivalente a PEQ. Esses dados se referem à média e variabilidade (σ) da envoltória do EMG. O efeito diferencial encontrado entre os fatores músculos e condições apontou que a diferença encontrada entre TF e TP se deve a maior ativação e maior variabilidade absoluta do músculo SO na TF.

Resultados semelhantes foram obtidos anteriormente para o bíceps braquial ao realizar flexão do cotovelo com controle da força (BUCHANAN & LLOYD, 1995; MELLO *et al.*, 2008; MELLO *et al.*, 2007). No entanto, Buchanan e Lloyd (1995) também encontraram maior ativação muscular para o tríceps braquial ao realizar a extensão do cotovelo com controle do ângulo. Em ambas as contrações a intensidade de força foi moderada e realizada em um curto período de tempo, na ausência de fadiga muscular localizada. Hunter *et al.* (2002) e Mottram, Jakobi *et al.* (2005) analisaram a TF e TP em contrações até o desenvolvimento da fadiga muscular localizada, nos músculos flexores do cotovelo. Esses autores observaram que o aumento na atividade EMG durante contrações até a exaustão mostrou ser similar entre TF e TP, embora maior atividade EMG na TF na exaustão ter sido encontrada para os músculos bíceps braquial, braquiorradial e braquial. Ao analisar a resposta humana dinâmica a perturbações na condição de controle da força e controle da posição no tríceps sural, Mugge *et al.* (2010) relataram atividade EMG maior na TP, não sendo relatado qual dos músculos do tríceps sural estava mais ativado. Baudry *et al.* (2010) observaram que a amplitude da atividade EMG dos flexores e extensores radiais do carpo aumenta com a intensidade de contração, de 5 a 15% da CVM, de forma semelhante entre TF e TP. Diferenças no protocolo

experimental e influência na demanda sobre o músculo podem explicar as diferenças encontradas nos estudos.

Em uma análise estatística geral não foram detectadas diferenças entre as condições no tocante à variabilidade das envoltórias (σ e CV). Do ponto de vista intuitivo poderia-se esperar maior variabilidade nas envoltórias dos EMGs durante PEQ em comparação com as demais condições, visto a variabilidade do torque ser substancialmente maior em PEQ. Isto é qualitativamente satisfeito para o GM, e em menor grau para o SO, em termos dos CVs encontrados. Ao cotejar visualmente a Figura 44 com a Figura 45A notamos que o σ da envoltória do SO e do GL seguem qualitativamente as respectivas médias, o que daria uma idéia de relação sinal-ruído pouco dependente da condição (algo espelhado aproximadamente pelo gráfico dos CVs). Por outro lado isto claramente não ocorre para o GM, cuja envoltória foi mais variável para PEQ, decrescendo para PEA, e mais ainda para as posições sentadas, sem que o seu grau de ativação (média da envoltória) variasse muito entre as condições (afirmação espelhada no comportamento do CV). Esses resultados estão de acordo com os resultados de Nardone e Schieppati (1988) em que o músculo GM apresentou atividades descontínuas (*burst*) durante a PEQ. Em conjunto com os resultados obtidos no experimento 1, em que o músculo GM também apresentou maiores valores de CV em PEQ, fica evidente a diminuição da variabilidade para esse músculo quando o sujeito encontra-se sentado, nas condições JE ou TF, JF e TP, ou apoiado a uma estrutura que impede as oscilações em pé (PEA). Nesse experimento destaca-se a diferença entre o músculo GM e o SO quando em PEQ, fortalecida pelo fato que o músculo SO atua predominantemente como apoio, por exibir atividades contínuas quando em PEQ (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988).

4.3.4.3. Reflexo H

A medula espinhal sofre influências supra-segmentares (tratos descendentes), segmentares (interneurônios) e periféricas (aferentes cutâneos, musculares e articulares) (MACHADO, 1993). A única técnica não invasiva, disponível atualmente, que permite estudar o grau de excitabilidade de vias medulares em seres humanos durante a execução de tarefas motoras é o reflexo H (KNIKOU, 2008). A variação na amplitude do reflexo H, sob diferentes condicionamentos, permite obter informações sobre o funcionamento de diferentes circuitos medulares, possibilitando um melhor entendimento do papel da medula espinhal no controle dos movimentos e na manutenção da postura (KNIKOU, 2008). Nesse trabalho, o reflexo H foi investigado durante condição ortostática sob duas situações (PEQ e PEA) e na condição sentada com o joelho estendido, também em duas situações (TF e TP), ambos com o nível de atividade muscular do SO semelhante à obtida em PEQ.

É de consenso que em postura ortostática o reflexo H apresenta uma amplitude reduzida em relação à posição sentada (CAPADAY *et al.*, 1995; KNIKOU, 2008; MEUNIER & PIERROT-DESEILLIGNY, 1998; TRIMBLE, 1998). Isso ocorre devido ao *feedback* sensorial que atua por meio da inibição pré-sináptica, ou seja, por meio de sinapses inibitórias sobre os terminais aferentes que excitam os motoneurônios alfa (KNIKOU, 2008). Acredita-se que a inibição pré-sináptica tem como função principal a regulação do ganho do reflexo de estiramento monossináptico, e dessa forma do reflexo H, seu homólogo (MEUNIER & PIERROT-DESEILLIGNY, 1998).

As amplitudes médias dos reflexos H foram ajustadas para serem aproximadamente 20% do valor de Mmax. Isto foi obtido por meio de ajustes das intensidades de corrente para cada condição experimental, pois em pé, por exemplo, a eficácia do estímulo é diferente daquela na posição sentada. Os testes estatísticos confirmaram que os ajustes da amplitude média dos H's foram corretamente efetuados.

Diversos autores utilizam o *feedback* da força para manter o nível de excitação constante durante os estímulos elétricos, como o reflexo H (BAUDRY *et al.*, 2009; BAUDRY *et al.*, 2010; MALUF *et al.*, 2007). A utilização do *feedback* do EMG, no lugar da força, foi proposta anteriormente por Funase e Miles (1999) em experimentos com a utilização do reflexo H. No presente trabalho, foi utilizado o sinal EMG do músculo SO obtido em PEQ (na condição sem estímulo) para controlar a excitabilidade pré-estímulo dos músculos do tríceps sural nas condições analisadas (PEQ, PEA, TF e TP). Com isso, foi possível garantir um mesmo nível de excitação dos motoneurônios do SO em todas as condições antes do início dos estímulos elétricos, já que o interesse era verificar variabilidade nas amplitudes dos reflexos nas diversas condições.

No tocante à variabilidade das amplitudes dos reflexos H obtidos nas condições PEQ, PEA, TF e TP, os testes estatísticos não detectaram diferenças significativas nem no desvio padrão nem no CV. Variabilidade na amplitude do reflexo H pode se originar de duas fontes: variabilidade nos potenciais de membrana dos motoneurônios e variabilidade na inibição pré-sináptica dos terminais Ia (GOSSARD *et al.*, 1994). Como o CV da envoltória do SO não apresentou diferenças estatísticas nas diversas condições (Figura 45) pode-se supor que os resultados de variabilidades iguais do reflexo H nas várias condições seriam

atribuídas a flutuações equivalentes da inibição pré-sináptica em PEQ, PEA, TF e TP. Essa conjectura, que acreditamos ainda não ter sido analisada na literatura, poderia ser testada mais diretamente pela realização de experimentos em que se estimam os níveis de inibição pré-sináptica por meio de condicionamento do reflexo H por estimulação do nervo fibular (PIERROT-DESEILLIGNY & BURKE, 2005).

Um resultado interessante, obtido na amostra de sujeitos, foi uma correlação entre os desvios padrão dos reflexos H em TF e TP em função daqueles em PEQ. Ou seja, pode-se sugerir que uma variabilidade intrínseca de reflexos associada a um controle em tarefas simples como TF e TP também contribui para a variabilidade de reflexos em PEQ. Esta inferência lembra o resultado da seção 4.3.3.1 da relação linear entre desvio padrão do torque em PEQ e aquele em TF ou TP.

5. DISCUSSÃO GERAL

Objetivou-se nessa tese aproximar uma condição no ser humano em que tanto os comandos descendentes quanto o influxo sensorial da periferia seriam mantidos em níveis constantes, em diferentes tarefas associadas ao controle da articulação do tornozelo. Foram analisadas tarefas de força (contração com pé fixo) e de posição (contração com pé livre, mas com ângulo articular constante), ambas com o sujeito sentado, bem como tarefas em que o sujeito permanecia em pé, durante postura quieta, ou apoiado a uma estrutura rígida e fixa (evitando oscilações posturais). Para poder comparar os casos de postura ereta com tarefas em posição sentada, houve a imposição de manutenção de um mesmo valor de torque de flexão plantar em todos os casos. O interesse foi o de avaliar a variabilidade do torque de flexão plantar gerado nos vários casos, visando entender melhor como os músculos sinergistas do tríceps sural agem para manter uma força a mais constante possível. Dentro desse contexto, o objetivo geral desse trabalho, conforme apresentado no início, talvez descreva melhor do que o próprio título da tese o que foi desenvolvido. Houve também a esperança de se obter alguma estimativa de quanto o próprio mecanismo de geração de torque constante por parte da medula espinhal e da musculatura contribui para as oscilações posturais na postura ereta quieta.

Foi desenvolvida uma metodologia voltada às características específicas das diferentes tarefas, ou seja, sujeito sentado com tarefa de força ou de posição, sujeito em pé apoiado a estrutura e gerando torque de flexão plantar equivalente ao que ocorre durante postura ereta quieta, e finalmente a tarefa de se manter em posição ortostática. Analisou-se a variabilidade do torque de flexão plantar gerado, juntamente com a análise dos eletromiogramas dos músculos que

compõem o tríceps sural, tendo-se em algumas situações também obtido o reflexo H do músculo SO para verificar a variabilidade da sua amplitude nas diferentes tarefas.

Foi mostrada nessa tese a existência de diferença no controle neuromuscular com a mudança no ângulo articular do joelho, obtendo-se menor variabilidade do torque de flexão plantar com o JE do que com o JF para uma gama de forças entre 10% e 100% da CVM. Isso só havia sido estudado, com resultados similares, para níveis de força-alvo de 2,5% a 10% da CVM (SHINOHARA et al., 2006). Utilizando um pensamento simplificado poder-se-ia prever uma menor variabilidade da força em JF já que nesta condição haveria prevalência do SO, já que os músculos GM e GL estariam com menor vantagem mecânica, e o SO é um músculo composto por unidades motoras lentas e com disparos mais regulares. Mas o GM e o GL em JF têm uma contribuição ao torque que é provavelmente constituído de abalos mais breves do que em JE, redundando em maior variabilidade do torque contribuído por esses dois músculos. Outro resultado interessante foi que houve uma correlação positiva para a variabilidade (σ e CV) do torque, na amostra de sujeitos, entre PEQ e JE, mas não houve entre PEQ e JF, realizando-se a contração em JE e JF com torque médio equivalente ao gerado em PEQ. É possível que os sujeitos em PEQ e JE utilizem os sinais obtidos dos proprioceptores para o controle de pequenos movimentos de maneira similar, sugerindo que os experimentos obtidos na posição JE, podem prover uma primeira estimativa da contribuição relativa da variabilidade da parte motora do sistema de controle postural durante a PEQ.

Devido à maior semelhança entre a condição JE e PEQ do que JF e PEQ, os experimentos com sujeito sentado sempre foram realizados na condição JE (experimentos 2 e 3). No experimento 2, com o sujeito sentado em JE, um resultado

marcante foi a menor variabilidade de torque de flexão plantar obtida para a TP, quando comparado com a TF. Este resultado sugere que há uma otimização do controle neuromuscular do tríceps sural na TP, provavelmente devido à ação de diferentes proprioceptores.

Foi encontrada para as condições JE e JF e para as tarefas TF e TP, que a variabilidade do torque, avaliada pelo quantificador σ , aumenta em proporções semelhantes com o aumento do valor médio do torque gerado pela contração do tríceps sural, de 10% a 80% da CVM. Da mesma forma, tanto a intensidade do EMG quanto o σ da envoltória do EMG aumentaram com o valor do torque de flexão plantar exercido, para os três músculos que compõe o tríceps sural. Esses resultados apontam para uma relação monotônica crescente entre as variáveis: σ do torque e μ e σ do EMG, e o valor médio do torque para o tríceps sural em diferentes circunstâncias e em uma ampla gama de níveis de torque. Para a variabilidade do torque avaliada pelo CV, foram obtidos valores constantes com o torque médio para o tríceps sural na TF, nas duas condições analisadas JE/JF, como apresentado nos experimentos 1 e 2. Esses resultados são pioneiros para o tríceps sural, sendo ora distintos, ora semelhantes aos resultados descritos na literatura para outros músculos. São de relevância para o entendimento do controle de postura e movimentos lentos, tanto para o sujeito em pé quanto para outros casos, como quando o sujeito vai se levantar de uma cadeira, indicando maior variabilidade do torque (menor precisão ou estabilidade) em função da carga e diferenças de variabilidade de torque entre TF e TP.

Quando comparada a variabilidade do torque (σ e CV) de flexão plantar em duas posturas, sentado e em pé, sendo cada uma delas realizadas em duas condições, TF/TP e PEQ/PEA, os resultados apontam para maiores valores em

PEQ. Correlação positiva foi observada apenas entre os valores de σ do torque em PEQ e TF/TP para a amostra de sujeitos, semelhantes aos resultados obtidos no experimento 1 entre PEQ e JE. O σ do torque na TF foi cerca de $\frac{1}{4}$ daquele para PEQ enquanto do TP foi cerca de $\frac{1}{25}$ do desvio padrão em PEQ. Provavelmente, na TP haveria um efeito bem maior das alças de realimentação sensorial no controle do torque, sugerindo que a TF seria aquela que poderia representar uma melhor aproximação da contribuição do fluxo de comandos medulares e neuromusculares quando em PEQ, representando aproximadamente 25% do total da variabilidade mensurada por meio do desvio padrão.

O controle postural parece ser uma tarefa única que requer estratégias de controle motor diferentes das utilizadas para contrações isométricas voluntárias. No Experimento 3 mostrou-se que há ativação diferenciada dos músculos do tríceps sural entre PEQ e as contrações na posição sentada com joelho estendido. Por exemplo, houve maior ativação e variabilidade do músculo SO em TF do que em PEQ, mas os resultados para variabilidade relativa (CV) indicaram maior CV para SO e GM em PEQ do que nas outras condições.

Em vista das abordagens aqui apresentadas, foi possível identificar diferenças na variabilidade do torque entre contrações realizadas com o joelho sendo mantido em extensão e flexão, além de padrões diferenciais para a condição de controle do ângulo articular e da força isométrica. Além disso, foi possível identificar a condição em que a contribuição do sistema de controle neuromuscular do tríceps sural está mais relacionada ao controle da postura ortostática. Com isso, é possível sugerir que as diferentes condições, seja JE/JF ou TF/TP, possam ser executadas de acordo com os objetivos pretendidos em um programa de

treinamento, reabilitação ou em uma proposta metodológica em algum trabalho científico, no que tange variabilidade da força/torque.

6. REFERÊNCIAS

- ARAMPATZIS, A.; KARAMANIDIS, K.; STAFILIDIS, S.; MOREY-KLAPSING, G.; DEMONTE, G.; BRUGGEMANN, G. P. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. **J Biomech**, 39, 1891-1902. 2005
- ARNDT, A. N.; KOMI, P. V.; BRUGGEMANN, G. P.; LUKKARINIEMI, J. Individual muscle contribution to the in vivo achilles tendon force. **Clin Biomech**, 13, 532-541. 1998
- BAUDRY, S.; JORDAN, K.; ENOKA, R. M. Heteronymous reflex responses in a hand muscle when maintaining constant finger force or position at different contraction intensities. **Clin Neurophysiol**, 120, 210-217. 2009
- BAUDRY, S.; MAERZ, A. H.; ENOKA, R. M. Presynaptic Modulation of Ia Afferents in Young and Old Adults When Performing Force and Position Control. **J Neurophysiol**, 103, 623-631. 2010
- BIGLAND-RITCHIE, B. R.; FURBUSH, F. H.; GANDEVIA, S. C.; THOMAS, C. K. Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths. **Muscle Nerve**, 15, 2 130-7. 1992
- BILODEAU, M.; GOULET, C.; NADEAU, S.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. **Eur J Appl Physiol**, 68, 395-401. 1994
- BOTTARO, A.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; V., S. Body sway During Quiet Standing: Is it The Residual Chattering of an Intermittent Stabilization Process? **Human Movement Science**, 24, 588-615. 2005
- BUCHANAN, T. S. and LLOYD, D. G. Muscle activity is different for humans performing static tasks which require force control and position control. **Neuroscience Letters**, 194, 61-64. 1995
- BURKE, D.; GANDEVIA, S. C.; MCKEON, B. The afferent volleys responsible for spinal proprioceptive reflexes in man. **Journal of Physiology**, 339, 535-552. 1983
- BURKE, D.; STRICK, P. L.; KANDA, K.; KIM, C. C.; WALMSLEY, B. Anatomy of medial gastrocnemius and soleus motor nuclei in cat cord. **Journal of Neurophysiology**, 40, 3 667-661. 1997
- CAPADAY, C.; LAVOIE, B. A.; COMEAU, F. Differential effects of a flexor nerve input on the human soleus H-reflex during standing versus walking. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, 73, 4 436-449. 1995
- CASADIO, M.; MORASSO, P.; SANGUINETI, V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. **Gait & Posture**, 21, 4 410-424. 2005
- CHRISTOU, E. A. and CARLTON, L. G. Age and type influence motor output variability in rapid discrete tasks. **J Appl Physiol**, 93, 489-498. 2002
- CHRISTOU, E. A.; GROSSMAN, M.; L.G., C. Modeling variability of force during isometric contractions of the quadriceps femoris. **J Motor Behavior**, 34, 1 67-81. 2002
- CRESSWELL, A. G.; W.N., L.; A., T. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. **Experimental Brain Research**, 105, 283-90. 1995
- CRONE, C.; HULTBORN, H.; MAZIERES, L.; MORIN, C.; NIELSEN, J.; PIERROT-DESEILLIGNY, E. Sensitivity of monosynaptic test reflexes to facilitation and

inhibition as a function of the test reflex size: a study in man and the cat. **Experimental Brain Research**, 81, 35-45. 1990

DE LUCA, C. J.; LEFEVER, R. S.; MCCUE, M. P.; XENAKIS, A. P. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. **Journal of Physiology**, 329, 113-128. 1982

DEWHURST, S.; GRAVEN-NIELSEN, T.; DEVITO, G.; FARINA, D. Muscle temperature has a different effect on force fluctuations in young and older women. **Clinical Neurophysiology**, 118, 762-769. 2007

ENOKA, R. M. In: **Neuromechanics of human movement**. Colorado: Human Kinetics, 2008,

ENOKA, R. M.; BURMETT, R. A.; GRAVES, A. E.; KOMATZ, K. W.; LAIDLAW, D. H. Task- and age-dependent variations in steadiness. **Progress Brain Research**, 123, 389-395. 1999

FAISAL, A. A.; SELEN, P. J.; WOLPERT, D. M. Noise in the nervous system. **Nature**, 9, 292-303. 2008

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol**, 96, 4 1486-1495. 2004

FITZPATRICK, R. C.; TAYLOR, J. L.; MCCLOSKEY, D. I. Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. **Journal of Physiology**, 454, 533-547. 1992

FUJIWARA, K.; TOYAMA, H.; KIYOTA, T.; MAEDA, K. Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. **J Electromyogr Kinesiol**, 16, 448-457. 2006

FUNASE, K. and MILES, T. S. Observations on the variability of the reflex in human soleus. **Muscle & Nerve**, 22, 341-346. 1999

GOSSARD, J. P.; FLOETER, M. K.; KAWAI, Y.; BURKE, R. E.; CHANG, T.; SCHIFF, S. J. Fluctuations of excitability in the monosynaptic reflex pathway to lumbar motoneurons in the cat. **Journal of Neurophysiology**, 72, 1227-1239. 1994

GRITTI, I. and SCHIEPPATI, M. Short-latency inhibition of soleus motoneurons by impulses in Ia afferents from the gastrocnemius muscle in humans. **Journal of Physiology**, 416, 469-484. 1989

HAMILTON, A. E. and WOLPERT, D. M. Controlling the statistics of action: obstacle avoidance. **J Neurophysiol**, 87, 2434-2440. 2002

HAMILTON, A. F. C.; JONES, K. E.; WOLPERT, D. M. The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. **Experimental Brain Research**, 157, 417-430. 2004

HARRIS, C. M. and WOLPERT, D. M. Signal-dependent noise determines motor planning. **Nature**, 394, 780-784. 1998

HERMENS, H. J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 10, 5 361-374. 2000

HOFFMAN, M. A. and KOCEJA, D. M. Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: a test of reliability. **Archives in Physical and Medical Rehabilitation**, 78, 3 290-3. 1997

HUNTER, S. K.; LEPERS, R.; MACGILLIS, C. J.; ENOKA, R. M. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. **Journal of Applied Physiology**, 94, 6 2439-2447. 2003

HUNTER, S. K.; RYAN, D. L.; ORTEGA, J. D.; ENOKA, R. M. Task Differences With the Same Load Torque Alter the Endurance Time of Submaximal Fatiguing Contractions in Humans. **J Neurophysiol**, 88, 3087-3096. 2002

HWANG, C. L.; KIM, Y. J.; CHUNG, I. H.; WON, H. S.; TANAKA, S.; LEE, S. I. Innervation of calf muscles in relation to calf reduction. **Ann Plast Surg**, 50, 5 517-522. 2003

JEKA, J. J.; L., A.; SAFFER, M.; ZHANG, Y.; S., C.; KIEMEL, T. Sensory reweighting with translational visual stimuli in young and elderly adults: the role of the state-dependent noise. **Experimental Brain Research**, 174, 517-527. 2006

JOHNSON, M. A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. **Journal of Neurological Sciences**, 18, 111-129. 1973

JONES, K. E.; HAMILTON, A. F. C.; WOLPERT, D. M. Sources of signal-dependent noise during isometric force production. **Journal of Neurophysiology**, 88, 1533-1544. 2002

KEENAN, K. G. and VALERO-CUEVAS, F. J. Experimentally Valid Predictions of Muscle Force and EMG in Models of Motor-Unit Function Are Most Sensitive to Neural Properties. **J Neurophysiol**, 98, 1581-1590. 2007

KEENAN, K. G. and VALERO-CUEVAS, F. J. Experimentally valid predictions of muscle force and EMG in models of motor-unit function are most sensitive to neural properties. **J Neurophysiol**, 98, 3 1581-90. 2007

KIEMEL, T.; OIE, K. S.; J.J., J. Multisensory Fusion and The Stochastic Structure of Postural Sway. **Biological Cybernetics**, 87, 262-277. 2002

KNIKOU, M. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. **J. Neurosci Methods**, 171, 1 1-12. 2008

LINNAMO, V.; MORITANI, T.; NICOL, C.; KOMI, P. V. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 13, 1 93-101. 2003

LORAM, I. D.; KELLY, S. M.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? **J Physiol**, 532, Pt 3 879-91. 2001

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. **Journal of Physiology**, 564, 1 295-311. 2005

MACHADO, A. B. M. In: **Neuroanatomia Funcional**. São Paulo: Atheneu, 1993,

MAGLADERY, J. W. and MCDUGAL, D. B., JR. Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibres. **Johns Hopkins Medicine Journal**, 86, 265-290. 1950

MALUF, K. S.; BARRY, B. K.; RILEY, Z. A.; ENOKA, R. M. Reflex responsiveness of a human hand muscle when controlling isometric force and joint position. **Clin Neurophysiol**, 118, 9 2063-2071. 2007

MALUF, K. S., ENOKA, R.M. Task failure during fatiguing contractions performed by humans. **Journal of Applied Physiology**, 99, 2 389-396. 2005

MANJARREZ, E.; HERNÁNDEZ-PAXTIÁN, Z. J.; A.F., K. A spinal source for the synchronous fluctuations of bilateral monosynaptic reflexes in cats. **Journal of Neurophysiology**, 94, 3199-3210. 2005

MASANI, K.; VETTE, A. H.; KAWASHIMA, N.; POPOVIC, M. R. Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. **J Neurophysiol**, 100, 3 1465-75. 2008

MAURER, C. and PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. **Journal of Neurophysiology**, 93, 189-200. 2005

MCLEAN, L. and GOUDY, N. Neuromuscular response to sustained low-level muscle activation: within and between synergist substitution in the triceps surae muscles. **Eur J Appl Physiol**, 91, 204-216. 2004

MELLO, E. M.; ALVES, N.; AZEVEDO, F. M.; OTA, L.; NEGRÃO FILHO, R. F. Avaliações de parâmetros eletromiográficos em diferentes ações musculares durante contrações isométricas submáximas. **Brazilian Journal of Biomechanics**, 9, 16 47-54. 2008

MELLO, E. M.; ARTERO, A. O.; ALVES, N.; AZEVEDO, F. M.; OTA, L.; NEGRÃO FILHO, R. F. Visualização exploratória de parâmetros de eletromiografia revelantes para diferenciar contrações isométricas. **Brazilian Journal of Biomechanics**, 8, 15 74-81. 2007

MENEGALDO, L. L. and OLIVEIRA, L. F. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **J Biomech**, 42, 15 2597-2601. 2009

MEUNIER, S. and PIERROT-DESEILLIGNY, E. Cortical control of presynaptic inhibition of Ia afferents in humans. **Experimental Brain Research**, 119, 415-426. 1998

MEZZARANE, R. A. and KOHN, A. Control of upright stance over inclined surfaces. **Exp Brain Res**, 180, 2 377-388. 2007

MEZZARANE, R. A. and KOHN, A. F. Bilateral soleus H-reflexes in humans elicited by simultaneous trains of stimuli: Symmetry, variability, and covariance. **Journal of Neurophysiology**, 87, 4 2074-2083. 2002

MISIASZEK, J. E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. **Muscle Nerve**, 28, 2 144-60. 2003

MISSENARD, O.; MOTTET, D.; PERREY, S. Muscular fatigue increases signal-dependent noise during isometric force production. **Neuroscience Letters**, 437, 154-157. 2008

MIYAMOTO, N. and ODA, S. Mechanomyographic and electromyographic responses of the triceps surae during maximal voluntary contractions. **J Electromyogr Kinesiol**, 13, 451-459. 2003

MOCHIZUKI, G.; SEMMLER, J. G.; IVANOVA, T. D.; GARLAND, S. J. Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. **Exp Brain Res**, 175, 4 584-595. 2006

MORITZ, C. T.; BARRY, B. K.; PASCOE, M. A.; ENOKA, R. M. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. **J Neurophysiol**, 93, 2449-59. 2004

MOTTRAM, C. J.; CHRISTOU, E. A.; MEYER, F. G.; ENOKA, R. M. Frequency modulation of motor unit discharge has task dependent effects on fluctuations in motor output. **Journal of Neurophysiology**, 94, 4 2878-2887. 2005

MOTTRAM, C. J.; JAKOBI, J. M.; J.G., S.; ENOKA, R. M. Motor-unit activity differs with load type during a fatiguing contraction. **Journal of Neurophysiology**, 93, 1381-1392. 2005

MUGGE, W.; ABBINK, D. A.; SCHOUTEN, A. C.; DEWALD, J. P. A.; VAN DER HELM, F. C. T. A rigorous model of reflex function indicates that position and force feedback are flexibly tuned to position and force tasks. **Exp Brain Res**, 200, 325-340. 2010

MURRAY, M. P.; GUTEN, G. N.; BALDWIN, J. M.; GARDNER, G. M. A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. **Acta Orthop Scand**, 47, 1 122-4. 1976

MURRAY, M. P.; GUTEN, J. M.; BALDWIN, J. M.; GARDNER, G. M. A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. **Acta Orthop. Scand.**, 47, 122-124. 1976

NARDONE, A. and SCHIEPPATI, M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. **Exp Brain Res**, 69, 3 469-480. 1988

PIERROT-DESEILLIGNY, E. and BURKE, D. In: **The Circuitry of the Human Spinal Cord**. Cambridge: Cambridge University Press, 2005,

RATKEVICIUS, A.; MIZUNO, M.; POVILONIS, E.; QUISTORFF, B. Energy metabolism of the gastrocnemius and soleus muscles during isometric voluntary and electrically induced contractions in man. **J Physiol**, 507, 2 593-602. 1998

REFSHAUGE, K. M. and FITZPATRICK, R. C. Perception of movement at the human ankle: effects of leg position. **J Physiol**, 488, 1 243-248. 1995

ROTHWELL, J. In: **Control of Human Voluntary Movement**. London: Chapman and Hall, 1994,

SHADLEN, M. N. and NEWSOME, W. T. The variable discharge of cortical neurons: implications for connectivity, computation, and information coding. **Journal Neuroscience.**, 18, 10 3870-3896. 1998

SHINOHARA, M.; MORITZ, C. T.; PASCOE, M. A.; ENOKA, R. M. Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in hand muscle. **J Appl Physiol**, 99, 1835-1842. 2005

SHINOHARA, M.; YOSHITAKE, Y.; KOUZAKI, M.; FUKUNAGA, T. The medial gastrocnemius muscle attenuates force fluctuations during plantar flexion. **Exp Brain Res**, 169, 15-23. 2006

SHINOHARA, M., YOSHITAKE, Y., KOUZAKI, M., FUKUOKA, H., FUKUNAGA, T. Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. **J Appl Physiol**, 95, 1485-92. 2003

SIRIN, A. V. and PATLA, A. E. Myoelectric changes in the triceps surae muscles under sustained contractions. **Eur J Appl Physiol**, 56, 238-244. 1987

SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; D'AMBROSIA, R. EMG-force relations of a single skeletal muscle acting across a joint: dependence on joint angle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 1, 58-67. 1991

TAMAKI, H.; KITADA, K.; AKAMINE, T.; SAKOU, T.; KURATA, H. Electromyogram patterns during plantflexions at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. **Eur J Appl Physiol**, 75, 1-6. 1997

TAYLOR, A. M.; CHRISTOU, E. A.; ENOKA, R. M. Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. **J Neurophysiology**, 90, 1350-61. 2003

TOFT, E.; SINKJAER, T.; ANDREASSEN, S.; LARSEN, K. Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human ankle extensors. **Journal of Neurophysiology**, 65, 1402-1410. 1991

TRACY, B. L.; DINENNO, D. V.; JORGENSEN, B.; WELSH, S. J. Aging, visuomotor correction, and force fluctuation in large muscles. **Med Sci Sports Exerc**, 39, 3 469-479. 2007

TRACY, B. L.; MEHOUDAR, P. D.; ORTEGA, J. D. The amplitude of force variability is correlated in the knee extensor and elbow flexor muscles. **Exp Brain Res**, 176, 448-464. 2007

TRIMBLE, M. H. Postural modulation of the segmental reflex: effect of body tilt and postural sway. **Intern J Neuroscience**, 95, 85-100. 1998

- WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, 80, 3 1211-1221. 1998
- WOLF, S. L.; AMMERMAN, J.; JANN, B. Organization of responses in human lateral gastrocnemius muscle to specified body perturbations. **J Electromyogr Kinesiol**, 8, 11-21. 1998
- WOODS, J. J. and BIGLAND-RITCHIE, B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. **American J Physical Medicine**, 62, 6 287-299. 1982
- YAO, W.; FUGLEVAND, A. J.; ENOKA, R. M. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. **J Neurophysiol**, 83, 441-452. 2000
- YOSHITAKE, Y.; KOUZAKI, M.; FUKUOKA, H.; FUKUNAGA, T.; SHINOHARA, M. Modulation of muscle activity and force fluctuations in the plantarflexors after bedrest depends on knee position. **Muscle & Nerve**, 35, 745-755. 2007
- YOSHITAKE, Y.; SHINOHARA, M.; KOUZAKI, M.; FUKUNAGA, T. Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. **J Appl Physiol**, 97, 2090-2097. 2004
- ZATSIORSKY, V. M. and DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, 4, 2 185-200. 2000
- ZEHR, P. E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. **European J Appl Physiol**, 86, 6 455-468. 2002

ANEXO 1

**Aprovação do comitê de ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP
(CEPH-IP) da Universidade de São Paulo**



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – CEPH-IP

Of.050/08-CEPH-IP-04/09/2008

Senhor Professor,

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (CEPH-IP) aprovou o Projeto de pesquisa nº 2007.002, intitulado "O Controle Neural do Tríceps Sural e Implicações na Manutenção da Postura Ortostática", a ser desenvolvido por sua orientanda Emanuele Moraes Meilo, nível Doutorado, junto ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento.

Atenciosamente,


Prof. Dra. Ana Maria de Barros Aguirre
Coordenadora do CEPH-IP

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Sr(a):

O Sr(a) está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa sobre os efeitos de uma leve perturbação em duas posições: em pé e sentado ou deitado com um dos pés afixado a um pedal. A pesquisa está sendo desenvolvida pela fisioterapeuta Emanuele

Moraes Mello, do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo. A sua participação é voluntária. Caso não deseje participar o Sr(a) não precisa assinar este termo. Só vão participar desta pesquisa os que assinarem este documento.

No início da pesquisa serão fixados eletrodos (pequenos discos metálicos ligados a fios) e barras plásticas em alguns pontos de sua perna, através de fitas adesivas anti-alérgicas. O Sr(a) será solicitado a sentar-se, e a parte de trás do joelho direito será estimulada - esse estímulo é semelhante a um leve beliscão e um leve formigamento atravessará a perna. Após isso, serão iniciados os testes, que consistem de duas posições: (i) de pé o mais parado possível e apoiado a uma estrutura rígida que limita suas oscilações; e, (ii) sentado ou deitado, onde um de seus pés estará afixado a um pedal imóvel, sendo que neste caso o Sr(a) será solicitado a puxar com diferentes níveis de força (25%, 50% e 75% do máximo); e, nesta mesma posição, mas afixado a um pedal livre, onde o Sr(a) será solicitado a manter um nível de força equivalente ao anterior, em uma determinada posição constante. Para evitar o aparecimento da fadiga muscular localizada entre os diversos testes avaliados, será estipulado um intervalo de repouso adequado. Em ambas as situações, em alguns momentos haverá uma pequena e rápida estimulação elétrica (sensação de um leve beliscão) atrás do joelho direito e/ou uma batidinha no tendão do calcanhar direito. As instruções serão explicadas pelo pesquisador. Cada experimento poderá demorar até 2 horas, dependendo de cada caso. Os resultados desta pesquisa serão anônimos, ou seja, a publicação dos resultados não vai incluir os nomes de nenhum dos participantes. Dessa forma, não será possível devolver resultados individuais para ninguém.

Se você tiver alguma dúvida, a equipe de pesquisadores estará à sua disposição para qualquer esclarecimento. Você pode solicitar maiores informações pelo telefone 3091-5541 ou por email – emanuele@sc.usp.br (com Emanuele Moraes Mello) ou andfkohn@leb.usp.br (com André Fabio Kohn) ou pelo telefone 3091-5535 (com André Fabio Kohn).

Emanuele Moraes Mello

<p>Eu, fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada. Recebi informação a respeito dos procedimentos e esclareci quaisquer dúvidas que tivesse. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão se assim eu o desejar. Certificaram-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais e terei liberdade de retirar meu consentimento de participação na pesquisa em qualquer momento da pesquisa.</p> <p>_____/_____/_____</p> <p>Assinatura</p> <p>Data</p>
