

## INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO NA FADIGA DA MUSCULATURA DO MEMBRO SUPERIOR EM TAREFAS REPETITIVAS DE ENGOMAR

Ângela Fernandes<sup>1, 2</sup>, Camilo Moreira<sup>2</sup>, João Manuel R. S. Tavares<sup>1</sup>

- 1 Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) / Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (INEGI), Rua Dr. Roberto Frias, 400, 4200-465 Porto, Portugal, email: {mho10051, tavares}@fe.up.pt
- 2 Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Instituto Politécnico de Porto (ESTSP-IPP), Rua Valente Perfeito, 322, 4400-330, Vila Nova de Gaia, Portugal email: {amf, can}@estsp.ipp.pt

### Resumo

**Palavras-chave:** movimento repetitivo, posição, membro superior, activação muscular, fadiga, electromiografia

Frequentemente, durante o ciclo de trabalho os indivíduos podem adoptar entre a posição de pé e a posição de sentado, sendo pertinente a alternância entre as mesmas. A posição não tem apenas implicações ao nível da coluna vertebral, mas sobre todo o corpo [1-3]. Movimentos repetitivos no local de trabalho, nomeadamente envolvendo o membro superior, originam desgaste articular e fadiga, causando lesões músculo-esqueléticas, que podem produzir implicações importantes como a diminuição da produção e o aumento de absentismo [4]. Neste contexto, os objectivos deste trabalho foram estudar na tarefa de engomar, particularmente considerando movimentos de adução e abdução, em que posição existe maior activação muscular ao nível dos músculos do membro superior dominante, nomeadamente no trapézio superior, deltóide anterior e grande peitoral, determinar em qual das posições existe maior fadiga, e confirmar se existem diferenças significativas entre as duas posições em estudo.

Analisaram-se 10 mulheres, estudantes, com idades compreendidas entre os 20 e os 24 anos, em dois momentos temporais. Como factor de classificação, considerou-se o facto de realizarem em pé ou sentadas a actividade de engomar com adução e abdução do ombro. Utilizou-se como instrumentos de avaliação um questionário sócio-demográfico, usado para caracterizar as participantes, e electromiografia de superfície, para analisar a actividade muscular e a presença de fadiga [5]. Os questionários foram aplicados individualmente, e a recolha de dados foi realizada no Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde, do Instituto Politécnico do Porto, sempre pelo mesmo investigador. Os dados recolhidos foram tratados através do *Acqknowledge* e posteriormente, analisados quantitativamente com recurso ao *PASW Statistics*.

Os resultados obtidos demonstram que no movimento de adução, a activação muscular foi superior na posição de sentado para todos os músculos considerados, quando comparada com a posição de pé. Relativamente ao movimento de abdução, a evidência não foi tão significativa. Assim, verificou-se que a actividade muscular é maior no trapézio superior e grande peitoral; no entanto, no deltóide anterior a activação muscular foi superior na posição de pé. Além disso, só determinados músculos atingiram a fadiga, como foi o caso de na posição de pé o deltóide anterior na adução e o grande peitoral na adução e abdução, e em sentado, o trapézio superior na adução e abdução e o deltóide anterior na abdução.

Em resumo, estatisticamente, verificou-se evidência significativa para afirmar que a posição influencia a activação muscular do músculo que actua como estabilizador, o trapézio superior, tendo menor activação na posição de pé.

## 1. Introdução

Actualmente, a relação entre actividade profissional e a saúde ao longo da vida está suficientemente evidenciada. Movimentos repetitivos, posturas incorrectas, ausência de pausas e mudanças de posição, levam a que a fadiga se acumule dando origem a uma progressiva diminuição da capacidade para o trabalho, aumentando o risco de desconforto dor, contribuindo também para a taxa de absentismo por doença. Está verificado que qualquer limitação de força, amplitude de movimento, dor ou mesmo de controlo dos pés (base de suporte) afecta o controlo postural [6].

Os primeiros estudos sobre desenvolvimento motor surgiram no século XX, e os pioneiros foram Shirley, McGraw e Gesell. Estes autores acreditavam que as mudanças nas competências motoras resultavam da maturação do sistema nervoso central, mais especificamente de um controlo do córtex cerebral, e que as transformações motoras ocorrem devido a propriedades intrínsecas do organismo, sem influência ambiental [7].

Na última década, os mecanismos envolvidos no controlo postural têm sido amplamente estudados, dando lugar a uma visão sistémica, que enfatiza a múltipla organização e interacção neural. Esta nova visão sugere que o controlo postural emerge da interacção entre indivíduo, tarefa e ambiente. Desta forma, o controlo postural deixa de ser considerado como simples resposta reactiva a um estímulo sensorial, mas sim como uma habilidade baseada na experiência, intenção e adaptação [8].

Uma nova perspectiva considera que não é apenas o sistema nervoso que actua no controlo motor, mas também o sistema muscular, o sistema esquelético, a força da gravidade e de inércia [9]. Os padrões motores dos indivíduos resultam da interacção dinâmica entre vários factores que facilitam ou dificultam os movimentos. Esses factores podem ser internos como, o estado cognitivo, a competência de percepção, o peso do corpo, a força muscular, a biomecânica; e externos, tais como as condições ambientais e a tarefa [10].

O controlo motor eficiente é fundamental para o sucesso de grande parte das tarefas diárias e engloba aspectos relacionados tanto com o controlo do movimento como com o controlo postural [8].

Segundo Oliver & Middleton [1998], a postura é a posição assumida pelo corpo quer seja por meio da acção integrada dos músculos para contra-actuar com a força da gravidade, quer seja quando mantida durante inactividade muscular. Além dos mecanismos intrínsecos que influenciam a postura, como o sistema muscular, factores extrínsecos, como as superfícies de sustentação, precisam também ser considerados, uma vez que alteram as posturas da coluna.

A permanência na posição em pé, imóvel, presumindo-se que as curvaturas da coluna estejam em alinhamento correcto, requer pequena actividade muscular. Ainda que os músculos antigravitacionais humanos sejam relativamente eficientes, eles não actuam tanto no sentido de manter posturas, tais como a posição em pé, mas principalmente no sentido de produzir os vigorosos

movimentos necessários para as principais mudanças de postura [11].

Por mais económico que a postura possa ser em termos de energia muscular, usualmente a postura em pé não deve ser mantida por longos períodos. Quando tal acontece, as pessoas recorrem ao uso assimétrico das extremidades inferiores, usando alternadamente cada perna para principal apoio [12].

Relativamente à posição de sentado, as necessidades individuais variam de acordo com a amplitude do movimento presente na coluna vertebral, com qualquer condição patológica existente e com os requerimentos da tarefa a ser desempenhada. A pressão intradiscal, é geralmente mais elevada na posição de sentado sem apoio, do que na posição em pé, o que é devido, em grande parte, ao músculo psoas maior. Este músculo possui uma acção vigorosa como estabilizador da coluna lombar na posição de pé, ao mesmo tempo em que exerce um considerável efeito compressivo sobre a coluna [13].

Acréscimos ou decréscimos na pressão intradiscal podem ser produzidos por uma alteração na lordose lombar, na inclinação do assento ou do encosto e na altura do suporte lombar, na altura da cadeira e, se aplicável, da mesa associada. Numa cadeira bem projectada, a pressão intradiscal pode ser inferior àquela observada na posição em pé [14]. Em cada disco intervertebral, a pressão intradiscal média na posição deitada é de 7 Kg, na posição de pé é de 10 kg, e na posição sentada é de 15 kg [15].

Assim, a biomecânica do movimento humano, que pode ser definida como uma ciência interdisciplinar que descreve, analisa e avalia o movimento humano, é uma parte fundamental na análise não só da postura, mas também das implicações que esta pode ter em todo o corpo. Uma grande gama de movimentos físicos e biológicos são considerados e aplicados da mesma forma em todos os casos, o que difere de um caso para o outro é exactamente a tarefa que leva a um movimento específico e o nível de pormenor e performance de cada movimento [16].

O membro superior humano é composto por três grupos de estruturas que permitem o seu movimento rotacional e translacional: o ombro, o cotovelo e o punho. A sua associação permite uma gama de movimentos combinados e confere ao membro superior a maior mobilidade em todo o corpo.

Neste estudo foi considerado o ombro, que é constituído por 4 articulações que funcionam em sinergia para posicionar o membro superior no espaço, para fixá-lo rigidamente, contra a grelha costal nos momentos em que se eleva um objecto pesado ou quando se apoia sobre os braços de modo a regular a aceleração e a desaceleração do deslocamento angular do braço [17].

A articulação gleno-umeral é a principal articulação do ombro que funciona como fulcro dos movimentos do membro superior, tem amplos graus de liberdade de movimento e, do ponto de vista mecânico, é instável. A sua estabilidade é mantida por um “sistema passivo”, composto pelo complexo capsulo ligamentar e um “sistema activo”, representado pelos músculos e tendões da coifa dos rotadores [18].

Sendo o ombro a articulação com maior mobilidade do corpo humano, depende muito dos seus músculos para a

função normal. Durante o movimento, alguns músculos actuam como estabilizadores e outros como produtores de energia ou movimento [18]. Neste trabalho, foram considerados os três músculos que actuam na realização da tarefa considerada: como estabilizador, o trapézio superior, e como produtores de movimento, o deltóide anterior, na abdução do membro superior e o grande peitoral, na adução do membro superior.

No entanto, sabe-se que na realização de uma tarefa o sistema neuromuscular humano tem capacidade adaptativa crónica, uma vez que quando sujeito a um estímulo como a imobilização, o treino ou perante o efeito do envelhecimento, pode adaptar-se às novas exigências funcionais. Da mesma forma, o sistema neuromuscular consegue adaptar-se a alterações agudas, como as associadas às actividades prolongadas ou intensas. A incapacidade do músculo gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis no tempo designa-se por fadiga neuromuscular [19].

A fadiga muscular pode resultar de alterações da homeostasia no próprio músculo-esquelético; ou seja, o resultado do decréscimo da força contráctil independentemente da velocidade de condução do impulso neural, habitualmente designada de fadiga com origem predominantemente periférica. Pode também ser o resultado de alterações do *input* neural que chega ao músculo, traduzida por uma redução progressiva da velocidade e frequência de condução do impulso voluntário aos motoneurónios durante a actividade, normalmente denominada de fadiga com origem predominantemente central [19]. Outra característica da fadiga é o facto de ser dependente da tarefa; isto é, as suas causas e comportamentos variam bastante em função de como é induzida [20]. Adicionalmente, importa salientar que a fadiga muscular depende do tipo, duração e intensidade da actividade, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do sujeito e das condições ambientais de realização da tarefa [19].

O início da actividade muscular voluntária envolve vários processos que começam com o controlo cortical no cérebro e terminam com a formação das pontes cruzadas no interior das fibras musculares. Assim, a fadiga muscular pode ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contracção muscular [20].

A acumulação ao longo do dia de diferentes factores de “stress” origina fadiga. Um sinal importante de fadiga é a sensação generalizada de cansaço. Esta sensação não é desagradável quando se pode descansar, no entanto, quando não se pode relaxar é dolorosa. O cansaço é um mecanismo de protecção da natureza, que dá a entender que o indivíduo necessita de tempo para a recuperação, de forma a restabelecer os processos normais em todo o organismo [2].

As lesões músculo-esqueléticas são as perturbações mais frequentes relacionadas com o trabalho. Estas podem ser definidas como síndromes de dor crónica, atingindo uma ou mais regiões corporais, muito frequentemente afectando em simultâneo o pescoço e o membro superior e ocorrendo no contexto do desenvolvimento de uma dada actividade profissional, repetitiva ou com posturas estáticas e envolvendo a manipulação de cargas [21]. Em 2005, registou-se num total de 83159 novos casos de

doenças profissionais, 31658 casos de lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho (LMERT), perfazendo o maior grupo de doenças tanto nos homens como nas mulheres. Dados de 2002, do *Bureau of Labour Statistics* dos EUA referem cerca de 65% de casos diagnosticados de doenças relacionadas com o trabalho estão associados com a natureza ocupacional da actividade, particularmente com a repetitividade de gestos ou movimentos. De forma geral, considera-se que existe repetitividade numa situação de trabalho sempre que se reconhece a realização de movimentos idênticos realizados mais de 2 a 4 vezes por minuto, acima de 50% do tempo de ciclo de trabalho, em ciclos de duração inferior a 30 segundos ou realizados durante mais de 4 horas, no total de 8 horas correspondente a um usual dia de trabalho [22]. Avaliar se o trabalho é repetitivo exige saber se existem ciclos de trabalho ou tarefas em linhas de produção onde se utilizem, por exemplo, movimentos idênticos, posturas ou aplicações de força envolvendo as mesmas regiões anatómicas. A invariabilidade gestual também pode ser um factor de risco de LMERT. Na realidade actual, com constantes mudanças e evoluções do mundo do trabalho, as indústrias que utilizam tecnologia de ponta e trabalho sequencial em linha exigem dos trabalhadores a execução de pequenos movimentos com uma cadência muito rápida, o que se traduz numa sobrecarga dinâmica dos músculos dos membros superiores e numa sobrecarga estática nos ombros e na coluna. Esta situação leva ao aparecimento das LMERT cada vez mais frequentes e ganhando contornos preocupantes [23].

O corpo humano possuiu grande capacidade de recuperação, nomeadamente durante o sono, ou nos períodos de pausa que devem intercalar a actividade profissional. Contudo, se estes períodos de pausa forem insuficientes numa actividade profissional caracterizada por movimentos repetitivos e posturas incorrectas, a fadiga acumula-se, originando uma progressiva diminuição da capacidade funcional para o trabalho e aumentando o risco de desencadeamento de LMERT. No trabalho, um factor de risco é algo que pode provocar um efeito adverso. A exposição ao factor de risco, ou ao perigo pode causar doenças ou lesões, dependendo de vários factores [23].

Também devem ser tido em conta factores individuais como a idade, o sexo e as características antropométricas. A idade costuma ser considerada um factor de risco e poderá, de facto, não o ser. Há todavia uma diminuição da força máxima voluntária associada ao envelhecimento e alterações da mobilidade articular, esses sim, verdadeiros factores de risco. O sexo costuma igualmente ser considerado como um factor de risco; contudo, não existem diferenças de risco entre sexos quando são sujeitos a idênticas exposições aos diversos factores de risco, ainda que, em média, as mulheres tenham menos força muscular. A incompatibilidade entre as características das pessoas e as exigências do trabalho pode constituir um factor de risco, principalmente para quem tem medidas afastadas dos valores médios. Frequentemente, os indivíduos altos ou baixos são confrontados com postos de trabalho sem ajustabilidade e dimensionados para a altura média dos trabalhadores.

As LMERT surgem com uma incidência máxima entre os 25 e os 40 anos. Clinicamente, as lesões predominantes são ao nível da coluna cervical e dos membros superiores [24]. As principais lesões músculo-esqueléticas são sistematizadas pelas diferentes áreas anatómicas, sendo que relativamente ao ombro referem: síndrome do desfiladeiro torácico, mialgia do trapézio superior, síndrome cervical, tendinite bicípite, tendinite do supra-espinozoso, tendinite da coifa dos rotadores, bursite sub-acrómio-deltóideia [25]. As queixas mais frequentemente referidas são: dor localizada ou irradiada, desconforto, fadiga localizada a determinado segmento corporal, sensação de peso, parestesias, sensação ou perda objectiva de força e edema. Estes sintomas são classificados segundo diferentes associações e diversos graus de gravidade consoante o quadro clínico existente e o seu estágio, sendo de referir que a dor está quase sempre presente [25].

Devido à multiplicidade de protocolos de avaliação, de instrumentos de medição, de métodos e técnicas de análise e de diferentes sistemas de categorização utilizados e descritos em vários estudos sobre a repetitividade, é, com frequência, difícil comparar resultados. Tal análise deve ser efectuada segmento a segmento, articulação a articulação (ombro, cotovelo, punho/mão, dedos), momento a momento com diversas possibilidades de amostragem, registando aspectos fundamentais como a duração e a frequência no ciclo de trabalho [4].

É recomendável que no local de trabalho seja alternada a posição de sentado com a posição de pé. Uma postura de sentada prolongada é muito menos comprometedora com trabalho estático do que a postura de pé. No entanto, sabe-se que a posição de sentado aumenta fortemente a pressão nos discos intervertebrais. Por mais económico que a postura possa ser em termos de energia muscular, a postura não deve ser mantida por longos períodos, pois os músculos usados na posição de pé e na de sentado são distintos, de modo que uma alternância da posição vai significar o alívio de determinados grupos musculares, em detrimento da carga de outros grupos [3].

Mas não é apenas a coluna vertebral que sofre efeitos das posições mantidas, mas todo o corpo. Um estudo realizado por Chen e Lee [1], acerca da ergonomia numa lavandaria industrial, demonstra que apesar da coluna vertebral superior (cervical) ser detentora de 50% das queixas de desconforto, logo a seguir aparece a parte superior do membro superior, isto é o ombro, com 40% das queixas. Por este motivo optou-se por escolher como actividade de estudo o engomar; no entanto, dados os movimentos e os músculos envolvidos nesta actividade, restringiu-se o movimento a um movimento praticamente horizontal realizado sobre a tábua de engomar. Assim, consideram-se durante 10 minutos movimentos do ombro de adução e abdução. Cada participante realizou a actividade duas vezes e em dias separados, de forma a não aumentar a fadiga, nem haver aprendizagem, sendo apenas alterada a posição a estudar. Tal como usualmente recomendado, na posição de pé a tábua ficava à altura do trocânter e na posição de sentado, com o cotovelo a 90°. Com o objectivo de perceber a activação muscular e a fadiga em cada posição, foi realizada electromiografia de superfície, de forma a ser possível perceber qual das

posições é mais favorável para realizar a actividade escolhida.

Com os resultados obtidos, e sabendo que muitas vezes é difícil a alternância de posição, pretendeu-se identificar qual a posição mais favorável para os movimentos corporais estudados, sendo que esta é tanto melhor quanto menor for a activação muscular e a fadiga.

A maioria dos estudos encontrados são referentes aos efeitos da posição ao nível da coluna vertebral mas, como já referido, sabe-se que os efeitos existentes são ao nível de todo o corpo. Além disso, existem estudos, nomeadamente um em lavandaria, que demonstra que o ombro é a segunda localização corporal com mais queixas [1]. Desta forma, optou-se por definir como objectivos principais deste trabalho os seguintes:

- Verificar a influência da posição na activação muscular ao nível de três músculos; nomeadamente: trapézio superior, que é um estabilizador do ombro; deltóide anterior, que é responsável pela abdução do ombro; e grande peitoral, responsável pela adução do ombro.

- Verificar a influência da posição na fadiga dos três músculos referidos.

- Analisar se existem diferenças significativas entre a posição de pé e sentada na activação muscular e fadiga dos mesmos músculos.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Amostra

A amostra foi constituída por 10 indivíduos, todos do género feminino, estudantes, sem prática na realização da actividade escolhida e com idade compreendida entre os 20 e os 24 anos. Foram realizadas duas recolhas, que foram divididas em dois grupos, sendo o factor de divisão o facto de os indivíduos estarem sentados ou em pé.

Foram excluídos indivíduos praticantes de desporto, pelo facto de terem maior resistência à fadiga, ou que apresentassem patologia neuro-músculo-esquelética, pois esta podia modificar a forma de realização do movimento, assim como os músculos recrutados para cada movimento. Para a selecção dos participantes foi utilizada a técnica de amostragem não probabilística, a participação no estudo foi de carácter voluntário.

### 2.2. Instrumentos

Com o objectivo de caracterizar a amostra, foi utilizado um questionário sociodemográfico relativamente à idade, peso, altura, índice de massa, membro dominante e presença de lesões. Além disso, foi realizada electromiografia de superfície, de forma a verificar os níveis de activação muscular e fadiga em cada músculo.

Na electromiografia a contracção muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenómeno eléctrico conhecido como potencial de acção. Este fenómeno resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula

muscular. O registo dos padrões de potenciais de acção é denominado electromiografia (EMG). A EMG é o método de medição da actividade muscular em tempo real e regista um fenómeno eléctrico que está casualmente relacionado com a contracção muscular [5].

A EMG tem sido usada para avaliar as actividades musculares quanto à função, controlo e aprendizagem e tem a capacidade de detectar a amplitude da activação do músculo e dessa forma detectar qual a musculatura que está a ser mais activada naquele momento. Actualmente, são utilizadas duas formas de recolher os sinais EMG: EMG de superfície e EMG de profundidade. A EMG de profundidade é um método invasivo e que se baseia na colocação de eléctrodos no interior do músculo. O registo obtido é resultado dos potenciais de acção de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do eléctrodo de detecção. Este tipo de registo, apresenta reduzida utilidade quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos em condições biológicas. A EMG de superfície é de fácil manuseio e controlo, maior conforto para o executante, possibilidade de uma análise global do comportamento muscular, e correlações entre o trabalho mecânico produzido pelo músculo, por todos estes motivos, a EMG de superfície é geralmente escolhida pelos investigadores face à EMG de profundidade, e foi esta a escolhida para o presente trabalho [26].

Em relação ao electromiógrafo, a repetitividade está directamente relacionada com a intensidade do sinal. Quanto maior o sinal, mais repetitivo são os resultados do equipamento analisado. A técnica da electromiografia é baseada no fenómeno do acoplamento electromecânico do músculo. Para a captação e aquisição de sinais electromiográficos, um aparato, consistindo de eléctrodos, pré-amplificadores, amplificadores, filtros e conversores analógicos/digitais, é conectado ao indivíduo. Desde a fase de aquisição dos dados até ao seu armazenamento em computador, os sinais electromiográficos estão sujeitos a serem corrompidos por ruídos e interferências que surgem por diversas razões, como o envelhecimento dos equipamentos e os 60 Hz da rede eléctrica [27].

A tentativa de validação da EMG como forma de quantificar o trabalho muscular tem dado origem nos últimos 40 anos à publicação de vários trabalhos experimentais centrados na relação entre a magnitude do sinal EMG e a força produzida pelo músculo. Neste domínio, o conceito de equivalente muscular preconizado por Bouisset tem bastante utilizado para relacionar a EMG e o trabalho mecânico muscular [28-29].

### 2.3. Procedimentos

A actividade electromiográfica do ventre anterior do músculo deltóide, do trapézio superior e do grande peitoral foi monitorizada pelo sistema *Biopac Systems, Inc (USA)*, modelo *MP 150 Workstation*, com eléctrodos em aço, modelo TD150, e configuração bipolar com 20 mm entre as duas superfícies de detecção, e um eléctrodo-terra.

A superfície cutânea foi preparada de modo a reduzir a sua resistência eléctrica, remoção das células mortas com

álcool, e remoção dos elementos não condutores com lixa [30].

Os eléctrodos de recolha foram colocados no ponto médio do ventre muscular dos músculos deltóide anterior, trapézio superior e grande peitoral. Para o músculo deltóide anterior, os eléctrodos foram colocados dois dedos abaixo do acrómio; para o músculo trapézio superior o eléctrodo foi colocado no ponto médio da linha entre C7 e acrómio; para o grande peitoral o eléctrodo foi colocado no ponto médio da linha da clavícula, dois dedos abaixo desta. O eléctrodo-terra foi colocado sobre o olecrânio (cotovelo).

A actividade electromiográfica foi recolhida durante 10 minutos no membro dominante, em duas circunstâncias diferentes, aleatoriamente escolhidas, de modo a evitar o efeito de ordem que pode resultar de uma pré-activação e/ou aprendizagem:

- Realização da actividade na posição de pé, com a tábua ao nível do trocânter, Figura 1;
- Realização da actividade na posição de sentado, com cotovelo a 90°, Figura 2

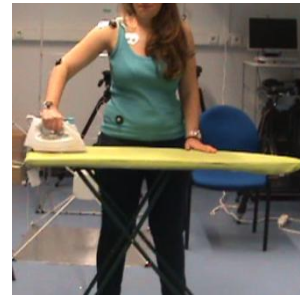


Figura 1: Indivíduo a realizar a actividade na posição de pé.

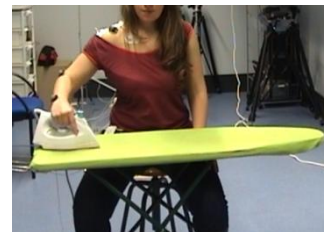


Figura 2: Indivíduo a realizar a actividade na posição de sentado

A recolha de dados foi dividida em duas fases. Na primeira, procedeu-se à medição da actividade electromiográfica durante contracções máximas isométricas dos músculos em análise para posterior normalização do sinal, tendo sido adoptados os seguintes procedimentos para os diferentes músculos [31]:

- Para o músculo deltóide anterior os indivíduos foram posicionados em sentado, com 90° de flexão do cotovelo e ombro a 0°. Foi pedida execução de força máxima para abdução do ombro contra resistência manual para adução a nível da extremidade distal do braço.
- Para o músculo trapézio superior, os indivíduos foram posicionados em sentado, sendo-lhes pedido que executassem força máxima para elevação dos ombros, contra resistência manual ao nível do ombro para depressão.

- Para o músculo Grande peitoral, os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal, com ombro a 90° de flexão e abdução do ombro e 90° de flexão do cotovelo, sendo-lhes solicitado que realizassem adução horizontal do ombro contra resistência

- Ao nível da extremidade distal do braço anteriormente para abdução horizontal.

A todos os indivíduos foram pedidas três contrações máximas isométricas durante 5 segundos, com um minuto de repouso entre as repetições [32]. Foi utilizada para análise a média do *root mean square* (RMS) e da mediana das frequências do sinal electromiográfico entre os 1º e 4º segundos adquirido nas três repetições efectuadas.

Todos os procedimentos e comandos verbais foram transmitidos pelo mesmo investigador de forma objectiva e equitativa para todos os sujeitos.

Os sinais electromiográficos foram recolhidos em dois momentos, início e fim da tarefa, isto é, dos 0 aos 30 segundos e dos 10 minutos aos 10 minutos e 30 segundos, com uma frequência de 1000 Hz, tendo sido digitalizados e armazenados em computador para posterior análise através do programa *Acqknowledge* (Biopac Systems, Inc., USA).

O sinal electromiográfico foi pré-amplificado no eléctrodo e conduzido para um amplificador diferencial de ganho ajustável (12 a 500 Hz; *commonmode rejection ratio* (CMRR): 95 dB a 60 Hz e impedância de entrada de 100 MΩ).

Também para estes sinais, para cada movimento em cada posição foi feita a análise de RMS e mediana de frequência. Para cada indivíduo foi feita uma média de três valores, de forma a ter um valor mais consistente.

### 3. Tratamento e Análise de Dados

A amostra deste estudo foi constituída por 10 indivíduos do género feminino (n=10), solteiras, estudantes e todas eram destras. A média de idades foi de 21.8 com desvio padrão de 1.033 e índice de massa corporal (IMC) de 22.648 com desvio padrão de 2.742. Realizaram duas tarefas: engomar realizando apenas o movimento de adução e abdução do ombro em pé (n<sup>1</sup>=10) e sentadas (n<sup>2</sup>=10).

Começou-se por fazer uma análise descritiva dos valores de *Root Mean Square* (RMS), de forma a perceber a activação muscular de cada músculo em cada movimento. Sendo que quanto maior o valor do RMS maior é a activação muscular. Posteriormente, foi realizada uma análise descritiva da mediana das frequências (MF), obtida a partir das diferenças entre o início e o final da tarefa. Quanto maior for a mediana das frequências maior será a fadiga muscular. Este procedimento foi feito para cada músculo e em cada movimento de forma a perceber se ocorreu fadiga. Por fim, foi efectuada uma análise estatística diferencial, de modo verificar se as diferenças encontradas entre as duas posições são significativas.

As Figuras 3, 4 e 5 mostram graficamente o *root mean square* médio de cada músculo. Pode-se verificar que no movimento de adução, a actividade muscular foi superior na posição de sentada para todos os músculos em estudo. Já no que reporta ao movimento de abdução, o comportamento não foi tão linear. Assim, verificou-se que para o trapézio superior e grande peitoral a quantidade de

actividade muscular aumentou; no entanto, no deltóide anterior a média foi superior na posição de pé.

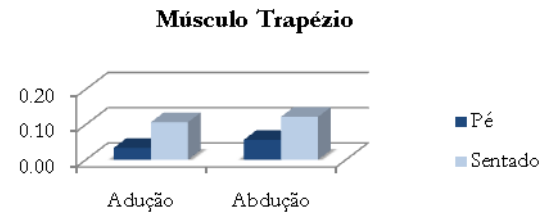


Figura 3: *Root Mean Square* média relativa ao músculo trapézio superior nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado.

Na Figura 3, pode ver-se claramente que a actividade muscular no trapézio superior, músculo estabilizador do ombro, foi bastante superior em sentado, comparativamente com a posição de pé.

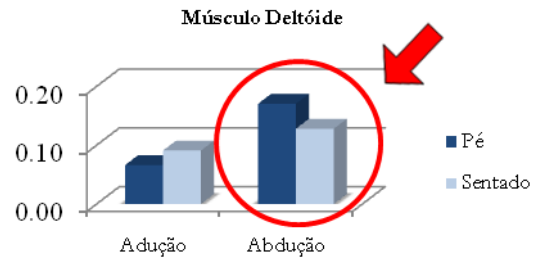


Figura 4: *Root Mean Square* média relativa ao músculo deltóide anterior nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado, com especial atenção para a abdução dada a sua importância no movimento.

Relativamente à Figura 4, deve ser dado especial ênfase ao movimento de abdução, já que o músculo deltóide anterior é responsável por este movimento; no entanto, optou-se por colocar os dois movimentos, pois sabe-se que este músculo contribui no movimento de adução como antagonista [33]. Assim pode-se verificar que no movimento de abdução a actividade muscular superior ocorreu para a posição de pé, o que significa que posição de pé foi a menos benéfica. No entanto, no movimento de adução, esta situação inverteu-se.

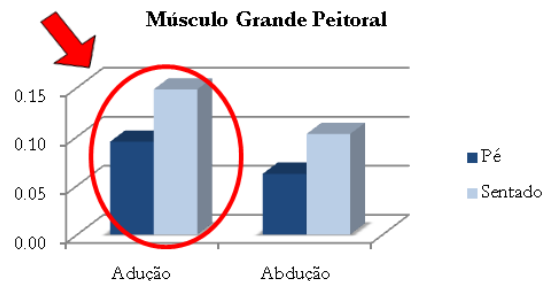


Figura 5: *Root Mean Square* média relativa ao músculo grande peitoral nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado, com especial atenção para a adução dada a sua importância no movimento.

Na Figura 5, verifica-se que a actividade muscular foi sempre superior na posição de sentada; no entanto, assume maior relevo o movimento de adução, pois o grande peitoral é

responsável por este movimento. Desta forma, a posição de sentado revelou-se menos favorável para este músculo, quando comparada com a posição de pé.

As Figuras 6, 7 e 8, são relativas à mediana das frequências dos três músculos aquando os dois movimentos considerados. As médias correspondentes foram calculadas a partir da média das diferenças das frequências da actividade inicial e final. Estes valores são utilizados para verificar a presença de fadiga, sendo que quanto maior a média da diferença, maior é a fadiga. Dos dados obtidos verificou-se que em alguns movimentos certos músculos não atingiram fadiga, como foi na posição de pé, o caso do trapézio superior e do deltóide anterior na abdução, e em sentado do deltóide anterior na adução e do grande peitoral na adução e abdução. Além disso, verificou-se que na posição de sentada as médias foram superiores no trapézio superior e abdução do deltóide anterior e menores no grande peitoral.

**Músculo Trapézio**

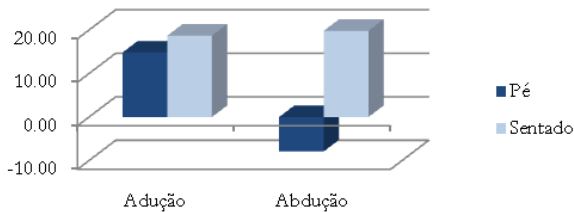


Figura 6: Média da Mediana das Frequências relativa ao músculo trapézio superior nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado.

Na Figura 6, pode-se verificar que no movimento de adução do músculo estabilizador, o trapézio superior, a fadiga foi superior na posição de sentado, quando comparada com a posição de pé. O mesmo aconteceu na abdução, sendo que não existiu evidência de fadiga na posição de pé.

**Músculo Deltóide**

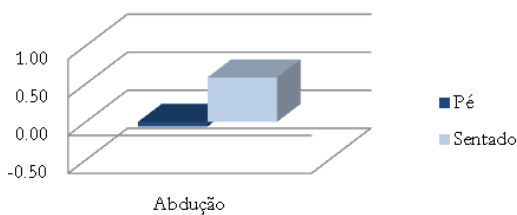


Figura 7: Média da Mediana das Frequências relativa ao músculo deltóide anterior nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado.

Na Figura 7, observa-se que no movimento em que o deltóide anterior realizou maior actividade muscular, a fadiga foi superior para a posição de sentada. No entanto, dado ao baixo valor obtido, não se pode afirmar com certeza que realmente ocorreu fadiga. Com base nos dados da Figura 8, apenas foi realizada a análise da adução, uma vez que é nesse movimento que o grande peitoral mais actua. Assim, verificou-se que não existiu fadiga na posição de sentado ao contrário da posição de pé, mas tal como aconteceu para o músculo deltóide anterior, está-se perante valores muito baixos.

**Músculo Grande Peitoral**

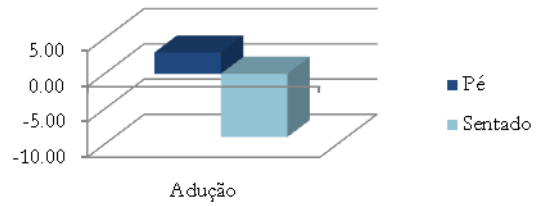


Figura 8: Média da Mediana das Frequências relativa ao músculo grande peitoral nos movimentos de adução e abdução nas posições de pé e sentado.

As Tabelas 1 e 2 permitem concluir que existiram diferenças estatisticamente significativas na quantidade de activação muscular e fadiga para as posições de pé e de sentado.

Tabela 1: *Root Mean Square* em termos de média, desvio padrão e relação existente entre a posição (pé ou sentado) e a quantidade de activação muscular através do valor prova.

		Média	Desvio Padrão	Valor prova	
Trapézio superior	Adução	Pé	0.034	0.0210	0.005
		Sentado	0.107		
	Abdução	Pé	0.056	0.0440	
		Sentado	0.122	0.0740	
Deltóide anterior	Adução	Pé	0.066	0.0410	0.387
		Sentado	0.091	0.0780	
	Abdução	Pé	0.170	0.1280	0.399
		Sentado	0.128	0.0880	
Grande Peitoral	Adução	Pé	0.095	0.061	0.189
		Sentado	0.148	0.108	
	Abdução	Pé	0.062	0.036	0.012
		Sentado	0.103	0.029	

Dos dados da Tabela 1, verifica-se que existe evidência estatisticamente significativa para afirmar que a posição influenciou a quantidade de activação muscular do trapézio superior e do grande peitoral na abdução (este último não é relevante) -  $p < 0.05$ . Quanto ao deltóide anterior e ao grande peitoral na adução, essa diferença não é estatisticamente significativa, apesar de na análise descritiva haver diferenças -  $p > 0.05$ .

Tabela 2: Mediana das frequências em termos de média, desvio padrão e relação existente entre a posição (pé ou sentado) e a fadiga através do valor prova.

		Média	Desvio Padrão	Valor Prova	
Trapézio superior	Adução	Pé	14.844	21.491	0.738
		Sentado	18.701	27.977	
	Abdução	Pé	-7.900	31.615	0.136
		Sentado	19.814	46.500	
Deltóide anterior	Adução	Pé	5.469	21.012	0.498
		Sentado	-0.244	15.508	
	Abdução	Pé	-0.062	7.684	0.877
		Sentado	0.584	10.546	
Grande Peitoral	Adução	Pé	3.017	10.223	0.283
		Sentado	-8.984	32.756	
	Abdução	Pé	4.785	28.986	0.423
		Sentado	-4.315	19.804	

Relativamente à fadiga, a partir da Tabela 2, e analisando o valor prova, pode-se afirmar que em nenhum dos casos existe evidência estatística para afirmar que a posição influenciou a fadiga, pois em todos obteve-se  $p > 0.05$ .

#### 4. Discussão

Neste estudo, analisou-se a influência da posição na activação muscular e na fadiga muscular de três músculos. A amostra foi constituída por 10 indivíduos, todos do sexo feminino, pois decidiu-se não utilizar indivíduos dos dois sexos pelo facto de alguns autores mostrarem diferenças entre homens e mulheres quanto à fadiga, sendo verificado que as mulheres têm maior resistência à fadiga durante contracções submáximas [24, 34].

Após a tratamento e análise dos dados obtidos, foi possível verificar que no que se refere à RMS, isto é à activação muscular, a posição de sentada foi menos favorável para todos os músculos na actividade de adução, pois o RMS foi superior, o mesmo aconteceu no movimento de abdução, excepto para o deltóide anterior. Sabe-se que o deltóide anterior é o responsável pelo movimento de abdução e no estudo realizado verificou-se que a posição mais favorável para este foi a posição de pé. Ao nível do trapézio superior, este resultado não foi surpreendente, uma vez que na posição de sentada, as participantes ficavam com os cotovelos a 90°, ficando os ombros numa posição mais elevada. Dado que o trapézio superior é um músculo estabilizador, a sua actividade é tanto maior, quanto maior for recrutado o seu trabalho, dado que se pretendiam os ombros mais elevados, este teve de ter um trabalho superior, com contracção constante.

Relativamente ao deltóide anterior, sabe-se à partida que a sua actividade muscular é superior na abdução dada a sua responsabilidade para que este movimento seja possível, já na adução apenas actua como antagonista, de forma de equilibrar as forças. No estudo experimental realizado verificou-se que a posição de sentado foi a mais benéfica, isto provavelmente aconteceu porque nesta posição o membro já se encontrava com alguma abdução, sendo que a amplitude de movimento diminuiu, necessitando assim de menos activação muscular.

Também o músculo grande peitoral apresentou maior activação muscular quando as participantes estiveram na posição de sentada. Este facto pode ser explicado pelo seu auxílio no movimento de flexão e pela localização deste músculo, que apresenta inserção no úmero. Quando o úmero, isto é o braço, está com maior flexão, o que acontece na posição de sentada, ele tem de ficar mais contraído, quer pela posição quer pelo facto de auxiliar a manutenção da flexão, o que exige uma activação muscular superior.

Sabe-se que a posição (de pé ou sentado) influencia a postura dos ombros, que por sua vez interfere com a activação dos músculos do ombro, daí a importância da alternância de posição para que grupos musculares possam descansar enquanto outros são activados [3]. Tal foi confirmado pela análise estatística efectuada, para um nível de significância de 0.05, a partir dos resultados experimentais obtidos. Assim, no que diz respeito ao

RMS, verificou-se que existiu evidência estatisticamente significativa para afirmar que a posição influenciou a actividade muscular do trapézio superior. Além disso, também na abdução do grande peitoral se verificaram diferenças significativas, não sendo porém dada demasiada relevância a este facto, pois o grande peitoral tem maior acção no movimento de adução.

Por meio da análise dos parâmetros electromiográficos, a identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contracções isométricas e contracções dinâmicas nos quais se evidencia este fenómeno pela diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal electromiográfico. Assim, quanto maior é a média das diferenças, maior é a fadiga. No trabalho experimental efectuado, apenas para alguns músculos em alguns movimentos ocorreu fadiga.

Também relativamente ao trabalho experimental realizado, o músculo trapézio superior, apresentou maior fadiga na posição de sentado, o que vai de encontro aos resultados encontrados ao nível do RMS, pois também era nesta posição que a activação muscular foi superior. Na posição de pé, a fadiga foi menor, sendo que na abdução nem foi observada. Isto aconteceu devido às unidades motoras “dispararem” em velocidades crescentes para compensar a queda da força de contracção das fibras fatigadas na tentativa de manter o nível de tensão activa, sendo evidentes em contracções submáximas [36].

No movimento de abdução, a fadiga foi maior no deltóide anterior quando as participantes estavam na posição de sentada, o que foi também ao encontro ao comportamento encontrado ao nível do RMS. Deve-se notar que apesar deste músculo ser o que apresenta maior acção no movimento de abdução, outros músculos estão envolvidos. Por exemplo, em [37] foi observado que além da porção anterior do deltóide, também o serrátil anterior, o trapézio superior e o inferior fadigam durante a abdução. Este facto pode explicar o facto de relativamente ao movimento de abdução o trapézio superior e do deltóide terem apresentado maior fadiga na mesma posição.

Também no músculo grande peitoral, os resultados vão de encontro ao anteriormente verificado e existiu fadiga na posição de pé. No entanto, nestes dois músculos, está-se perante valores muito baixos, tornando os valores encontrados menos consistentes. Tal pode ter acontecido dado serem músculos bastante grandes, e o sinal EMG ser ter sido só detectado no ventre, o que pode ter originado perda de informação.

Pela análise da mediana das frequências dos sinais de EMG, pode-se afirmar que em nenhum dos casos existiu evidência estatística para concluir que a posição influenciou a fadiga. Tal estará relacionado com o facto do músculo deltóide anterior e grande peitoral serem de grandes dimensões. Quanto ao trapézio superior, o único motivo que nos parece coerente para justificar o comportamento obtido é o facto do tamanho da amostra utilizada ser reduzido.

#### 5. Conclusões

Neste trabalho foi realizada uma revisão bibliográfica sobre temas como: controlo postural, posições adoptadas

no trabalho, membro superior, lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho e electromiografia. Nesta fase, foi perceptível a escassez de informação acerca da influência da posição na activação muscular e fadiga da musculatura do ombro, assim como sobre a actividade em estudo, tanto de forma ampla como actividades em lavandarias, como mais específicas, em particular a actividade de engomar.

Na recolha dos dados experimentais efectuada, cada indivíduo demorou cerca de 45 minutos em cada posição, o que englobou a explicação do estudo ao participante, o questionário sócio demográfico, a preparação e colocação dos eléctrodos de electromiografia de superfície e a recolha da actividade muscular em si. Já o tratamento dos dados foi uma tarefa mais demorada e complexa, já que inicialmente tiveram de ser tratados num programa específico para sinais de electromiografia, o *Acqknowledge*, retirados valores para *MS Excel*, onde foram obtidos valores de médias e diferenças, e só no final foram tratados de forma a ser efectuada a análise descritiva e estatística dos mesmos através do *PASW statistics*.

Com este estudo pode-se verificar que o músculo estabilizador, o trapézio superior, está durante a tarefa de engomar constantemente sujeito a uma contracção isométrica semelhante, não tendo tempos de maior ou melhor contracção, o que o leva a ter valores superiores de activação muscular e fadiga. No entanto, conclui-se que a posição de pé foi benéfica para este músculo, sendo que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as duas posições estudadas.

Relativamente aos músculos com acção no movimento relacionado com a actividade de engomar, verificou-se posições opostas como mais benéficas: no músculo deltóide anterior a posição de sentado foi a mais favorável, enquanto no grande peitoral, foi a posição de pé. Contudo, tal é de implementação real complexa, pois frequentemente uma actividade profissional como as das engomadeiras numa lavandaria não é possível realizar um movimento na posição de pé e outro na posição de sentada.

Finalmente, pode-se concluir que o estudo experimental realizado vai de encontro aos estudos bibliográficos analisados que indicam que a posição alternada é a melhor opção, uma vez que permite o descanso de alguns músculos e a activação de outros, de modo a haver recuperação muscular. Também as pausas frequentes são cruciais pelos mesmos motivos descritos anteriormente.

No sentido de melhorar os resultados obtidos com este trabalho, é essencial realizar futuramente mais estudos que envolvam mais músculos, nomeadamente o estudo em simultâneo de músculos de membro superior, tronco e membro inferior. Além disso, é importante fazerem-se mais investigações em contexto real, com a consideração de outros factores inerentes à actividade em estudo como cargas, tempos de pausa e factores de ergonomia.

Estudos envolvendo profissões específicas serão sempre importantes, pois cada profissão tem as suas especificidades e só assim poderão ser propostas alterações que aumentem a qualidade de vida dos trabalhadores envolvidos nas mesmas, com o conseqüente aumento de produção e diminuição do absentismo.

## 6. Bibliografia

- [1] J. J.-G. Chen and H. L. Lee, "An Ergonomic analysis system for laundry industries," *Computers ind. Engng*, vol. 26, pp. 465-479, 1994.
- [2] K. H. E. Kroemer and E. Grandjean, *Manual de Ergonomia - adaptando o trabalho ao homem*. São Paulo: Bookman, 2008.
- [3] J. Oliver and A. Middleditch, *Anatomia funcional da coluna vertebral*. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.
- [4] G. Li and P. Buckle, "A practical method for the assessment of work-related musculoskeletal risks: quick exposure check (QEC)," *Human Factors and Ergonomics Society: annual meeting*, vol. 42, 1998.
- [5] G. L. Soderberg and L. M. Knutson, "A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data," *Physical Therapy*, vol. 80, p. 485, 2000.
- [6] L. H. Ting, "Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture," *Prog Brain Resourch*, vol. 165, pp. 299-321, 2007.
- [7] D. Campos, *et al.*, "Importância da variabilidade na aquisição de habilidades motoras," *Revista neurociência*, vol. 13, pp. 152-156, 2005.
- [8] R. L. Carvalho and G. L. Almeida. (2008, Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Revista neurociência*, 1-5.
- [9] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, "The growth of stability: postural control from a developmental perspective," *Motor Behaviour*, vol. 17, pp. 131-147, 1985.
- [10] E. Thelen, "Motor development: a new synthesis," *Annual Psychology*, vol. 50, pp. 79-95, 1995.
- [11] R. W. Soames and J. Atha, "The role of the antigravity musculature during quiet standing in man," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 47, pp. 159-167, 1981.
- [12] P. Dolan, *et al.*, "Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine," *Spine*, vol. 13, pp. 197-201, 1988.
- [13] R. D. Keagy, "Direct electromyography of the psoas major muscle in man," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 48, pp. 1377-1382, 1966.
- [14] J. Knoplick, *Enfermidades da Coluna Vertebral*, 2 ed. São Paulo: Paramédica Editorial, 1986.
- [15] R. Cailliet, *Compreenda a sua dor na coluna*. São Paulo: Manole, 1987.
- [16] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control Of Human Movement*, Fourth ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- [17] A. I. Kapandji, *Fisiologia Articular volume 1:Ombro, Cotovelo, Prono-Supinação, Punho, Mão*, 6ª ed. vol. 1, 2007.
- [18] P. M. Ludewing and J. D. Borstead, *Joint structure and function: a comprehensive analysis*, 4ª ed. Philadelphia: Davis Company, 2005.
- [19] A. Ascensão, *et al.*, "Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica," *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, vol. 3, pp. 108-123, 2003.

- [20] B. A. R. S. Silva, *et al.*, "Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis," *Revista Brasileira Med Esporte*, vol. 12, pp. 85-89, 2006.
- [21] J. Harrington and *e. al.*, *Occupational Health*. New York: Backwell Publishing, 1998.
- [22] B. Silverstein, *Evaluation of interventions for control of cumulative trauma disorders : ergonomic interventions to prevent musculoskeletal injuries in industry*. Michigan: Lewis Publishers, 1985.
- [23] D. G. d. Saúde, *Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas*. Portugal, 2008.
- [24] J. Doyle and T. Towse, "Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise.," *Appl Physiol* vol. 93, pp. 1813-1823, 2002.
- [25] F. Serranheira, *et al.*, "Lesões músculo-esqueléticas e trabalho: uma associação muito frequente.," *Jornal das Ciências Médicas*, vol. CLXVIII, pp. 59-78, 2004.
- [26] A. C. Amadio, *et al.*, "Contribuição da Energia Mecânica dos Segmentos para a Análise Biomecânica da Locomoção Humana," *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol. 15, pp. 69-78, 1999.
- [27] M. L. Dockery, *et al.*, "Electromyography of the Shoulder: An analysis of passive modes of exercise," *Orthopedics*, vol. 21, p. 1181, 1998.
- [28] S. Bouisset and F. Goubel, " Integrated electromyographical activity and muscle work," *Journal of Applied Physiology*, vol. 35, pp. 695-702, 1973.
- [29] C. Thepaut-Mathieu and B. Maton, "The flexor function of the muscle pronator teres in man: a quantitative electromyographic study," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 54, pp. 116-121, 1985.
- [30] K. Turker, "Electromyography: some methodological problems and issues," *Physical Therapy* vol. 73, pp. 57-69, 1993.
- [31] G. Lehman and S. M. McGill, "The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle," *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, vol. 22, pp. 369-370, 1999.
- [32] L. E. Brown and J. P. Weir, "Asep procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power," *Official journal of the American society of exercise physiologists*, vol. 4, pp. 1-21, 2001.
- [33] R. R. Seeley, *et al.*, *Anatomia e Fisiologia*, 6ª ed. Loures: Lusociência, 2007.
- [34] D. W. Russ and J. A. Kent-Braun, "Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions," *Appl Physiol*, vol. 94, pp. 2414-2422, 2003.
- [35] A. S. C. Oliveira, *et al.*, "Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction," *Electromyography Clinical Neurophysiology*, vol. 45, pp. 167-175, 2005.
- [36] M. Gonçalves, "Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular," *Revista brasileira Educação Física Esporte*, vol. 20, pp. 91-93, 2006.
- [37] S. Minning, *et al.*, "EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation " *Electromyography Kinesiology*, 2006.