
MESTRADO EM ENGENHARIA SEGURANÇA E HIGIENE OCUPACIONAIS



Tese apresentada para obtenção do grau de Mestre
Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Análise Biomecânica do Movimento em Tarefas Repetitivas - Caso da Tarefa de Engomar

Ângela Marisa de Freitas Fernandes

Orientador: Professor Doutor João Manuel R. S. Tavares

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

[2012]



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto PORTUGAL

VoIP/SIP: feup@fe.up.pt **ISN:** 3599*654
Telefone: +351 22 508 14 00 **Fax:** +351 22 508 14 40
URL: <http://www.fe.up.pt> **Correio Eletrónico:** feup@fe.up.pt

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares, pela orientação, disponibilidade, motivação e partilha de conhecimentos ao longo de todo este percurso.

Ao Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana (CEMAH), da Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto, Instituto Politécnico do Porto e em especial ao seu coordenador Prof. Doutor Rubim Santos.

À Helena Sousa e a todos os colegas do departamento pela compreensão, partilha e ambiente de trabalho proporcionado, que em muito facilitou o desenvolvimento e finalização desta dissertação.

À Daniela Lopes e ao Camilo Moreira, pela constante disponibilidade e ajuda.

Ao Mestre Francisco Oliveira pela disponibilização dos *softwares* de conversão utilizados.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, especialmente àqueles que pacientemente compreenderam as minha ausências.

A todos o meu sincero Obrigada!

RESUMO

Frequentemente, os indivíduos durante o seu ciclo de trabalho podem adotar a posição de pé ou a posição de sentado, sendo pertinente a alternância entre estas. Movimentos repetitivos, posições mantidas e ausência de pausas originam desgaste articular, fadiga muscular e elevada pressão plantar. Estas situações podem originar lesões músculo-esqueléticas, que regra geral levam a menor produtividade, aumento de absentismo e de gastos, não só por parte do trabalhador mas também da entidade empregadora.

Assim, os objetivos principais deste projeto foram verificar a influência da posição na ativação muscular, ao nível dos músculos trapézio, deltóide anterior e grande peitoral, do membro superior dominante durante a tarefa repetitiva de engomar; e verificar na posição de pé a influência da altura correta da tábua de engomar, nos deslocamentos e nas pressões plantares.

Numa primeira fase estudaram-se 10 mulheres, todas estudantes, com idades compreendidas entre os 20 e os 24 anos, a realizar a tarefa de engomar (apenas com adução e abdução do ombro), em dois momentos: em pé e sentadas. Utilizou-se eletromiografia de superfície para avaliar a ativação muscular no início, fim e após uma pausa da tarefa e a presença de fadiga. Numa segunda fase, estudaram-se as mesmas mulheres e mais três com as mesmas características. As recolhas foram realizadas na posição de pé, em dois momentos, com a tábua de engomar à altura *standard* e com mesma ajustada à altura de cada indivíduo. Utilizou-se como instrumentos de avaliação uma plataforma de força, para avaliar os deslocamentos, e uma plataforma de pressão, para avaliar as pressões plantares. Além disso, foi aplicado individualmente a todos os indivíduos, um questionário sócio-demográfico para os caracterizar. A recolha de dados foi realizada no Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde, do Instituto Politécnico do Porto, sempre pelo mesmo investigador. Os dados recolhidos foram tratados estatisticamente com recurso ao programa informático PASW *Statistics* versão 18.0.

Os resultados da primeira fase demonstram que a posição de sentada apresenta maior ativação muscular nos dois movimentos e em todos os músculos, à exceção da abdução do deltóide anterior. As pausas mostram-se benéficas em ambas posições para todos os músculos e nos dois movimentos, sendo evidente uma diminuição da ativação muscular após esta ser realizada. Só atingiram a fadiga na posição de pé, o deltóide anterior na adução e o grande peitoral nos dois movimentos; na posição de sentado, o trapézio superior nos dois movimentos e o deltóide anterior na abdução. Na segunda fase, verificou-se que a velocidade e o deslocamento antero-posterior e médio-lateral são sempre superiores com a tábua à altura *standard*, aumentando do início para o fim da tarefa. Com a tábua ajustada à altura de cada sujeito, estes valores não se alteram ou diminuem. Relativamente às pressões, estas tendem a aumentar ao longo da tarefa, sendo a pressão plantar mais elevada com a tábua à altura ajustada. Com a tábua à altura *standard* verificaram-se correlações fortes, negativas e significativas entre a altura do indivíduo e a pressão mediopé; já com a tábua à altura ajustada, verificaram-se correlações fortes e significativas entre o peso e a velocidade inicial de deslocamento; a altura do indivíduo e a pressão mediopé no início da tarefa; e entre o índice de massa corporal e o deslocamento antero-posterior e pressão mediopé. Não se verificam correlações entre o deslocamento e a pressão plantar.

Estatisticamente, verificou-se que existe evidência para afirmar que a posição influencia a ativação muscular do trapézio superior; que o facto a tábua estar a uma altura adequada ao indivíduo, influencia positivamente o deslocamento e a velocidade médio-lateral, assim como, a pressão exercida no antepé e mediopé no final da tarefa.

Palavras-chave: *movimento repetitivo, engomar, ativação muscular, deslocamento, pressão plantar.*

ABSTRACT

Individuals during their working cycle can often take a standing or a sitting position, with appropriate switching between them. Repetitive movements, postures maintained and no breaks originate joint wear, fatigue and high plantar pressures. These situations can lead to musculoskeletal disorders, which generally lead to lower productivity, increased absenteeism and expenses, not only to the employee, but also to the employer.

Thus, the main objectives of this project were to verify the influence of the position on muscle activation in the upper trapezius, anterior deltoid and pectoralis major on the dominant upper limb during the repetitive task of ironing; and ascertain the influence of the correct height of the iron board in the displacements and plantar pressures.

Initially, 10 women, all students, aged between 20 and 24 years old, were studied to accomplish the task of ironing (only with adduction and abduction), on two occasions, standing and sitting. A surface electromyography was used to assess muscle activation at the beginning, in the end and after a pause of the task and the presence of fatigue. In a second phase, the same women and three more with the same characteristics were further studied. The data was gathered in the standing position, on two occasions, with the ironing board according to the standard height and adjusted to each individual's height. As assessment instruments were used a force platform to evaluate the displacement and a pressure platform to study the plantar pressures. Moreover, it was applied, to each individual, a socio-demographic questionnaire to characterize the population under analysis. A Data collection was performed at the Study Center of Human Movement and Activity of the School of Health Technology, Polytechnic Institute of Porto, by the same investigator. The collected data were treated statistically using the software PASW Statistics version 18.0.

The results in the first phase show that the sitting position has higher muscle activation in both movements and in all muscles, except for the abduction of the anterior deltoid. The breaks appear to be beneficial in both positions, for all muscles and movements, with an evident decrease in the muscle activation post-pause the task. Fatigue was just observed in the standing position, the anterior deltoid in adduction and pectoralis major in two movements; sitting the upper trapezius in two movements and anterior deltoid in abduction. In the second phase, it was found that the anterior-posterior and medial-lateral displacement and velocity are always higher on the board at the standard height, increasing from the beginning to the end of the task. With the board adjusted to the height of each subject, these values neither alter nor decrease. With regard to plantar pressure, they tend to increase over the task, being the highest pressure with the adjusted board. With the standard board, there were strong, negative and significant correlations between the individual's height and midfoot pressure; with the board adjusted, there were strong and significant correlations between weight and initial velocity of displacement, the individual's height and midfoot pressure at the beginning of the task, and between the body mass index and anterior-posterior displacement and midfoot pressure. There are no correlations between displacement and pressure plant.

Statistically, it was found that there was evidence to affirm that the position influence the muscle activation of the upper trapezius; that the board adjusted to each individual, influence positively the medial-lateral displacement and velocity, as well as the pressure on the forefoot and midfoot at the end of the task.

Keywords: *repetitive motion, ironing, muscle activation, displacement, plantar pressure.*

Índice

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Trabalho e Saúde.....	1
1.2	Dados estatísticos	2
2	OBJETIVOS E METODOLOGIA.....	5
2.1	Objetivos da Tese	5
2.2	Metodologia Adotada.....	5
3	CONTEXTO E ESTADO DA ARTE	7
3.1	Enquadramento Legal e Normativo	7
3.2	Conhecimento Científico	8
3.2.1	Doenças Profissionais e LMERT	8
3.2.2	Pausas.....	13
3.2.3	Postura de Trabalho: Pé versus Sentado	14
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
4.1	Desenho do estudo	19
4.2	Participantes.....	19
4.3	Instrumentos e Procedimentos	20
4.3.1	Eletromiografia.....	20
4.3.2	Plataforma de Força	23
4.3.3	Plataforma de Pressão	25
5	TRATAMENTO E ANÁLISE DE DADOS.....	27
5.1	Posição de pé e sentado.....	27
5.2	Posição de pé	34
5.2.1	Deslocamento antero-posterior e médio-lateral e velocidade de deslocamento	34
5.2.2	Pressão Plantar	37
5.2.3	Correlações.....	38
6	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	41
7	CONCLUSÕES	47
8	PERSPETIVAS FUTURAS	49
	BIBLIOGRAFIA	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Doenças profissionais sem incapacidade no ano de 2006 (dados de [IIESS 2006]).	3
Figura 2: Doenças profissionais com incapacidade no ano de 2006 (dados de [IIESS 2006]).	3
Figura 3: Evolução das LMERT, sem e com incapacidade entre 2003 e 2006 (dados de [IIESS 2006]).	3
Figura 4: Exemplificação do movimento de abdução.	4
Figura 5: Exemplificação do movimento de adução.	4
Figura 6: Passos seguidos na realização deste projeto.	6
Figura 7: Musculo trapézio superior, vista anterior [retirado de www.fotosearch.com].	10
Figura 8: Musculo Deltóide anterior, vista lateral [retirado de visualsunlimited.photoshelter.com].	10
Figura 9: Músculo Grande Peitoral, vista anterior [retirado de www.rad.washington.edu].	10
Figura 10: Esquema do mecanismo de lesão por atividade /movimento repetido (adaptado de [Kroemer and Grandjean 2008]).	12
Figura 11: Eletromiografia superficial	21
Figura 12: Eletromiografia profunda (retirado de israelity.com).	21
Figura 13: Indivíduo a realizar a atividade na posição de pé.	22
Figura 14: Indivíduo a realizar a atividade na posição de sentado.	22
Figura 15: Plataforma de força (de [Duarte and Freitas 2010]).	24
Figura 16: Estabilograma.	24
Figura 17: Estatocinesiograma.	24
Figura 18: Posição dos indivíduos nas plataformas.	25
Figura 19: Divisão do pé em antepé, mediopé e retropé.	26
Figura 20: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à adução do músculo trapézio superior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	29
Figura 21: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à abdução do músculo trapézio superior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	30
Figura 22: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à adução do músculo deltóide anterior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	30
Figura 23: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à abdução do músculo deltóide anterior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	31
Figura 24: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à adução do músculo grande peitoral, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	31
Figura 25: <i>Root Mean Square</i> médio, relativo à abdução do músculo grande peitoral, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.	32

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Algumas doenças do aparelho locomotor relacionadas com o trabalho (adaptado de Decreto Regulamentar nº76/2007).	8
Tabela 2: Risco e movimento no trabalho repetitivo (adaptado de [Miranda, Cristóvam, Agostinho, Costa, Sena and Gonçalves 2003]).	11
Tabela 3: Média, mínimo e máximo da idade, peso, altura e IMC, de cada grupo	19
Tabela 4: Altura de cada indivíduo e da tábua mais ferro de engomar para a posição de sentado e de pé.	27
Tabela 5: <i>Root Mean Square</i> médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, no início da tarefa.	28
Tabela 6: <i>Root Mean Square</i> médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, no final da tarefa.	28
Tabela 7: <i>Root Mean Square</i> médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, após uma pausa.	29
Tabela 8: <i>Root Mean Square</i> em termos de existência de diferenças significativas entre a posição (pé ou sentado) e a quantidade de ativação muscular através do valor prova, no início, fim e após pausa da tarefa (valores significativos a negrito).	32
Tabela 9: <i>Root Mean Square</i> em termos descritivos, através da média e desvio padrão e existência de diferenças significativas na quantidade de ativação muscular através do valor prova, no início, no fim e após pausa da tarefa (valor significativo a negrito).	33
Tabela 10: 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 (valor significativo a negrito).	33
Tabela 11: Altura de cada indivíduo, da tábua e ferro de engomar e do cotovelo.	35
Tabela 12: Deslocamento do Centro de pressão, nas direções médio-lateral (Cpy) e antero-posterior (Cpx), em termos de média (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre o início e o fim da tarefa através do valor prova (valor significativo a negrito).	35
Tabela 13: Deslocamento do Centro de pressão, nas direções médio-lateral (Cpy) e antero-posterior (Cpx), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre a altura da tábua através do valor prova (valor significativo a negrito).	36
Tabela 14: Velocidade de deslocamento nas direções médio-lateral (M-L) e antero-posterior (A-P), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre o início e o fim da tarefa através do valor prova.	36
Tabela 15: Velocidade de deslocamento nas direções médio-lateral (M-L) e antero-posterior (A-P), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre a altura <i>standard</i> e a ajustada da tábua através do valor prova (valores significativos a negrito).	36
Tabela 16: Valores da média dos máximos de pressão no antepé, mediopé e retropé, em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas existentes entre o início e o fim da tarefa através do valor de prova (valor significativo a negrito).	37
Tabela 17: Picos de pressão no antepé, mediopé e retropé, em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas existentes entre a tábua à altura <i>standard</i> e ajustada, através do valor de prova (valores significativos a negrito).	37
Tabela 18: Número de picos máximos de pressão verificados em cada região plantar com a tábua à altura <i>standard</i> e ajustada.	38
Tabela 19: Número do indivíduos e momento em que ocorre o pico máximo nas diferentes condições (tábua <i>standard</i> e ajustada).	38

Tabela 20: Correlação entre as variáveis velocidade, deslocamento antero-posterior (CPx) e médio-lateral (CPy), pressões plantares nas três áreas (ante, médio e retro) e pico máximo de pressão e as variáveis peso, altura e Índice de Massa Corporal (IMC) (correlações fortes significativas a negrito, correlações moderadas a itálico).38

Tabela 21: Correlação entre as variáveis deslocamento antero-posterior (CPx) e médio-lateral (CPy) e as variáveis pressões plantares nas três áreas (ante, médio e retro) e pico máximo de pressão, no início e fim da tarefa (correlações moderadas a itálico).40

ABREVIATURAS

ACGIH: Conferência Americana de Higienistas Industriais Governamentais

CEMAH: Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana

CG: Centro de Gravidade

CNPRP: Centro Nacional de Proteção Contra os Riscos Profissionais

CP: Centro de Pressão

CRPG: Centro de Reabilitação Profissional de Gaia

EMG: Electromiografia

FRS: Força de Reação ao solo

IIESS: Instituto de Informática e Estatística da Segurança Social

IMC: Índice de Massa Corporal

LMERT: Lesões Músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho

OIT: Organização Mundial do Trabalho

OMS: Organização Mundial da Saúde

RMS: *Root Mean Square*

SNC: Sistema Nervoso Central

1 INTRODUÇÃO

O ser humano dedica grande parte da sua vida ao trabalho, considerando-o como uma das áreas da ocupação mais significativas, que condiciona e se relaciona com todas as outras ocupações. O trabalho, além de cobrir as necessidades económicas e de estabilidade emocional, também dá resposta às necessidades de relacionamento social e autorrealização [Belloví et al. 2010].

1.1 Trabalho e Saúde

Hoje em dia, a relação entre a atividade profissional e saúde está suficientemente evidenciada. Movimentos repetitivos, posturas incorretas, ausência de pausas e posições mantidas durante longos períodos, levam a que a fadiga se acumule dando origem a uma progressiva diminuição da capacidade para o trabalho, aumentando o risco de desconforto e de dor, contribuindo também para o aumento da taxa de absentismo por doença [Ting 2007].

Sabe-se que os trabalhadores saudáveis são mais produtivos, faltam menos, contribuindo para menores custos e maior produtividade. Portanto, é indispensável a adequação do ambiente de trabalho, do equipamento e da sua qualidade, com objetivo de contribuir não só para aumento da produção e qualidade, mas também para a redução de lesões e doenças. Assim, havendo menos danos, existem menos obrigações e necessidades de “reparação” [CRPG 2005; Freitas 2008]. Está verificado que qualquer limitação de força, de amplitude de movimento, de dor ou mesmo de controlo dos pés (base de suporte) afeta o controlo postural e consequentemente o desempenho do trabalhador [Ting 2007].

É recomendável que no local de trabalho seja alternada a posição de sentado com a posição de pé. A posição de sentado prolongada é muito menos comprometedora em trabalho estático do que a posição de pé. No entanto, sabe-se que a posição de sentado aumenta fortemente a pressão nos discos intervertebrais. Assim, por mais económica que a postura possa ser em termos de energia muscular, esta não deve ser mantida por longos períodos, pois os músculos usados na posição de pé e na de sentado não são os mesmos, de modo que, uma alternância da posição vai significar o alívio de determinados grupos musculares, em detrimento da carga de outros grupos [Oliver and Middleditch 1998].

Contudo, as condições de trabalho e as atividades da vida diária levam a que os indivíduos muitas vezes estejam confinados a pequenos espaços onde têm de ficar de pé durante longos períodos [Duarte et al. 2000]. Um estudo realizado por Laperrière et al [2006], mostra que os empregados de lavandaria passam entre 76.4% e 96.8% do tempo de trabalho na posição de pé, sendo que 3.1% a 15.2% desse tempo é passado a andar e o tempo sentado é nulo. Desta forma, geralmente, opta-se pela análise da posição de pé em adultos saudáveis, dado ser a posição que assumem durante longos períodos nos locais de trabalho, o que pode causar lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho (LMERT) [Freitas et al. 2005]. Além disso, a manutenção do equilíbrio e a orientação corporal durante a posição ortostática são essenciais para a execução de atividades da vida diária e laboral, o que torna a análise da posição de pé de extrema relevância [Duarte and Freitas 2010].

Assumindo por longos períodos a posição de pé, sabe-se que a sobrecarga incide nas extremidades distais, os pés. A nível biomecânico, os pés, são considerados amortecedores dinâmicos, capazes de suportar as cargas fisiológicas que lhes são impostas, determinando a posição da pelve e coluna e oferecendo base de sustentação, proporcionando equilíbrio postural. No entanto, sabe-se que aumento da sobrecarga e manutenção da uma carga poderá originar patologias [Almeida et al. 2009].

Porém, não é apenas a coluna vertebral que sofre os efeitos das posições mantidas, mas todo o corpo humano. Um estudo realizado por Chen e Lee [1994], acerca da ergonomia numa

lavandaria industrial, demonstra que apesar da coluna vertebral superior, isto é, a cervical, ser detentora de 50% das queixas de desconforto, logo a seguir aparece o ombro, com 40% das queixas.

Além das posturas, os movimentos do membro superior, particularmente durante a realização de atividades repetitivas, são uma das grandes causas das LMERT. Dados do *Bureau of Labour Statistics* (USA) [BLS 2002] referem cerca de 65% de casos diagnosticados de doenças relacionadas com o trabalho estão associados com a natureza ocupacional da atividade, particularmente com a repetibilidade de gestos ou movimentos. Usualmente considera-se que um movimento é repetitivo se num ciclo de trabalho existe repetição do mesmo gesto durante 50% do tempo do ciclo [Silverstein 1985].

A repetibilidade foi também identificada por Silverstein [1985] e por Li e Buckle [1998] como um dos principais fatores de risco das LMERT. Estes referem que a repetibilidade, por si só, pode incrementar o risco de LMERT. Concomitantemente, a *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH, USA) [1997] indica a existência de evidência científica de relacionamento causal entre o fator de risco repetibilidade e a presença de casos de LMERT.

1.2 Dados estatísticos

Todos os anos morrem dois milhões de trabalhadores devido a acidentes de trabalho e doenças profissionais. À escala mundial são declaradas 160 milhões de doenças profissionais. Na União Europeia, como consequência de deficientes condições de trabalho, perdem-se centenas de milhões de dias por ano [Freitas 2008].

Um estudo realizado na Europa no ano 2000, indicou que 60% dos trabalhadores relacionavam negativamente a sua atividade com uma saúde e apenas 1% considerava o trabalho benéfico. Além disso, um terço dos trabalhadores indicava as condições de trabalho e a atividade que desempenhavam como causa potencial de lesão ou insegurança, o que pode ser entendido como uma política de risco profissional ao invés de uma política de saúde e segurança. Os ambientes de trabalho são, desta forma, um fator relevante em matéria de saúde e bem-estar, sendo locais privilegiados de ações de prevenção da doença e promoção da saúde [EuropeanFoundation 2001].

Segundo a Eurostat [2005], o trabalho tem um grande impacto na saúde dos trabalhadores, sendo que 35% dos europeus referem que o seu trabalho afeta negativamente a saúde. Estes perfazem cerca de 8 milhões de trabalhadores, onde:

- 53% sofrem de LMERT, devido a posturas de trabalho, movimentação manual de cargas e movimentos repetitivos;
- 18% comportam riscos emergentes;
- 8% padecem de doenças pulmonares.

Em Portugal, um estudo realizado pelo Centro de Reabilitação Profissional de Gaia [CRPG 2005], indica que houve um acréscimo do número de doenças profissionais entre 2002 e 2004, comparado com os anos entre 1999 e 2001. Este aumento leva a um impacto socioeconómico elevado, cerca de 53.7 milhões de euros suportados em 2003, com tendência crescente dos custos suportados, associado a 9.2 milhões de euros de perda potencial de produção.

Segundo dados do Instituto de Informática e Estatística da Segurança Social (IIESS) [2006] em Portugal, grande parte das doenças profissionais sem incapacidade, Figura 1, e com incapacidade, Figura 2, são consideradas LMERT e têm vindo a aumentar ao longo do tempo, Figura 3.

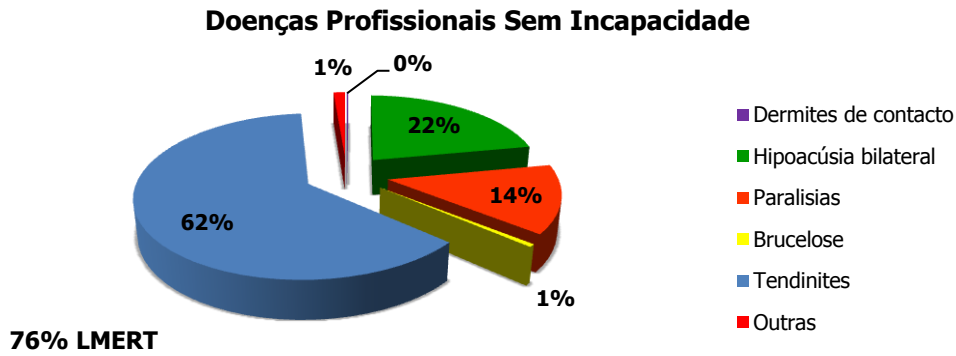


Figura 1: Doenças profissionais sem incapacidade no ano de 2006 (dados de [IIESS 2006]).

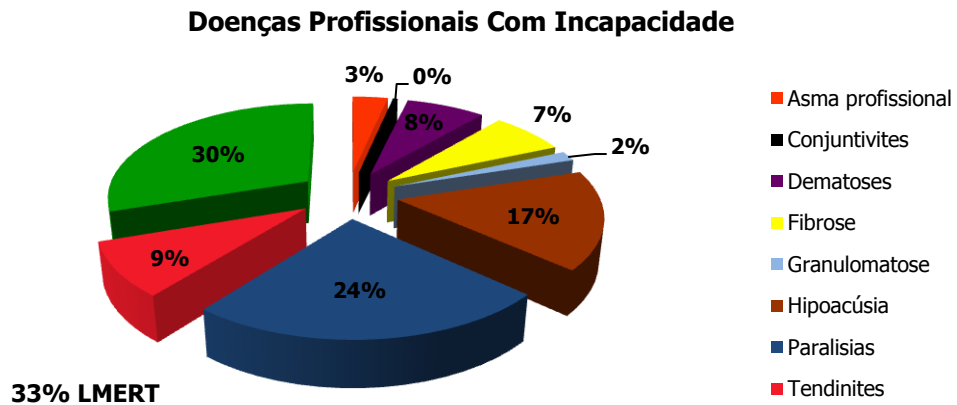


Figura 2: Doenças profissionais com incapacidade no ano de 2006 (dados de [IIESS 2006]).

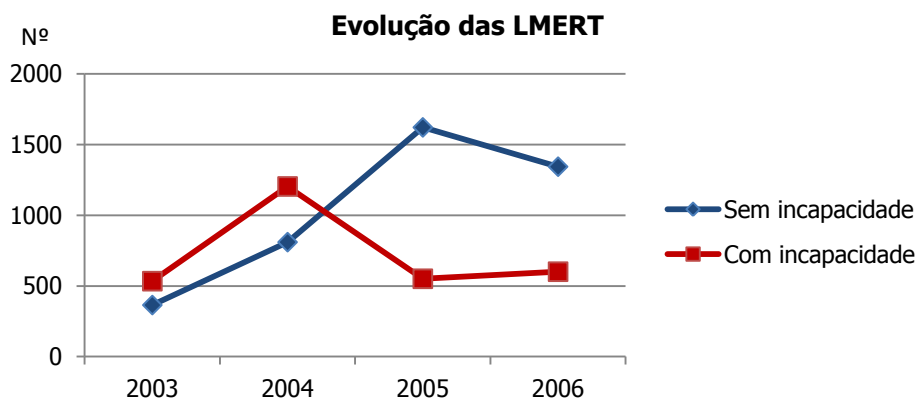


Figura 3: Evolução das LMERT, sem e com incapacidade entre 2003 e 2006 (dados de [IIESS 2006]).

As lesões músculo esqueléticas são desta forma, as perturbações mais frequentemente relacionadas com o trabalho. Em 2005, registou-se num total de 83,159 novos casos de doenças profissionais, 31,658 casos de LMERT, perfazendo o maior grupo de doenças, tanto nos homens como nas mulheres [Verhagen et al. 2007]. Estas lesões são responsáveis por grande parte dos afastamentos do trabalho e pelo pagamento de indemnizações na maior parte dos países

industrializados. Somando a isto, tem-se os gastos com absentismos, tratamentos, processos de regresso ao trabalho ou reintegração e a discriminação, pois o trabalhador começa a ser visto como um problema pela chefia e pelos colegas, devido à baixa produção e sobrecarga, respetivamente [Duijin et al. 2004; Walsh et al. 2004].

Um dos grandes desafios da atualidade é garantir melhores padrões de Segurança e Saúde no Trabalho, pois se por um lado tem sido possível encontrar soluções para as principais disfunções, por outro os riscos emergentes das novas condições de trabalho levam à necessidade de novas e adequadas medidas de controlo [Freitas 2008].

Por este motivo, optou-se por escolher como atividade de estudo o engomar e, dados os movimentos nesta atividade, estudar os movimentos horizontais realizados sobre a tábua de engomar, isto é, movimentos do ombro de abdução, Figura 4, e de adução, Figura 5. Um outro fator para a escolha da tarefa de engomar foi o facto de normalmente ser realizada na posição de pé e com a tábua numa altura *standard* e não passível de ser ajustada ao indivíduo.

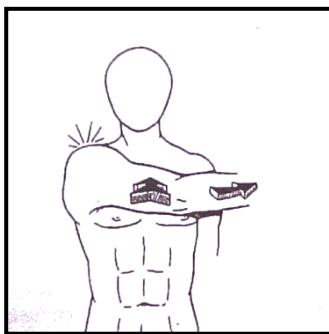


Figura 4: Exemplificação do movimento de abdução.



Figura 5: Exemplificação do movimento de adução.

2 OBJETIVOS E METODOLOGIA

2.1 Objetivos da Tese

Existe uma elevada prevalência de lesões músculo-esqueléticas, e quando estas ocorrem devido à atividade laboral são ao nível de todo o corpo humano. No entanto, verificou-se que a maioria dos estudos encontrados é referente aos efeitos da posição ao nível da coluna vertebral e não de outros segmentos corporais. Desta forma, optou-se por analisar alguns músculos do ombro, e na posição de pé, os deslocamentos e a pressão plantar durante a tarefa repetitiva de engomar.

Além disso, existe um estudo realizado por Chen e Lee [Chen and Lee 1994] envolvendo atividades típicas em lavandaria, que demonstra que o ombro é a segunda localização corporal com mais queixas. Adicionalmente, sabe-se que na atividade de engomar os indivíduos passam quase a totalidade do tempo a trabalhar na posição de pé, como demonstra o estudo de Laperrière [2006], com a tábua de engomar a uma altura *standard* (entre 90 a 95 cm relativamente ao solo) e não regulável, o que pode levar a complicação nos membros inferiores e pés. Desta forma, optou-se por definir como objetivos principais deste trabalho:

1. Verificar a influência da posição na ativação 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.
2. Verificar na posição de pé a influência do posicionamento em altura da tábua de engomar nos deslocamentos e velocidades antero-posterior e médio-lateral e na média de pressões plantares.

Como objetivos objetivos secundários:

- 1.1. Verificar a influência da posição na fadiga dos três músculos referidos.
- 1.2. Analisar se existem diferenças significativas entre a posição de pé e sentada na ativação muscular e fadiga dos mesmos músculos.
- 1.3. Verificar a influência das pausas na recuperação da ativação muscular dos três músculos em análise.
- 2.1. Verificar qual a tendência de deslocamento e velocidade antero-posterior e médio lateral no início e no fim da tarefa, assim como no mesmo momento mas com a tábua à altura *standard* e ajustada.
- 2.2. Analisar a média de pressões plantares nas áreas no retropé, mediopé e antepé.
- 2.3. Aferir quando e onde ocorrem picos máximos de pressão plantar.
- 2.4. Verificar as correlações entre peso, altura e índice de massa corporal e as variáveis deslocamento e velocidade antero-posterior e médio-lateral e pressões no retropé, mediopé e antepé.

2.2 Metodologia Adotada

Neste projeto foi inicialmente realizada uma revisão bibliográfica detalhada, de forma a conhecer trabalhos relacionados e determinar a melhor metodologia para conseguir os objetivos definidos bem como definir a amostra a estudar. Seguidamente, foram selecionados os instrumentos de avaliação necessários e mais adequados, tendo-se optado por eletromiografia de superfície, para responder ao primeiro objetivo, plataforma de força e plataforma de pressão, para responder ao segundo objetivo, Figura 6.

A componente experimental do trabalho foi efetuada no Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana (CEMAH) da Escola Superior de Tecnologia da Saúde, do Instituto Politécnico do Porto, onde foi realizada eletromiografia de superfície aos três músculos do membro superior dominante, recolhido o deslocamento do centro de pressão nas direções antero-posterior e médio-lateral e o valor das pressões plantares.

Os dados de eletromiografia e da plataforma de força recolhidos foram inseridos primeiramente no *software Acqknowledge (Biopac Systems, Inc., USA)*, no qual foi tratado o sinal respetivo para determinar os valores de frequência, média e máximos, consoante o tempo do movimento. Posteriormente, os resultados foram tratados através do programa *PASW Statistics 18*. Inicialmente, procedeu-se à análise descritiva dos dados e caracterização da amostra, usando medidas de tendência central e de dispersão, como médias e desvios padrão. Como a amostra tinha uma dimensão inferior a trinta, foi testada a normalidade através do teste de *Shapiro - Wilk* ($n < 60$). Como os valores obtidos por eletromiografia seguiam uma distribuição normal, foi utilizado o teste paramétrico *teste t* para amostras emparelhadas de maneira a comparar as duas amostras. Por outro lado, como os valores do centro de pressão e velocidade não seguiam uma distribuição normal, foi utilizado o teste *Wilcoxon*.

Para as pressões plantares os ficheiros obtidos pelo *software* original da plataforma usada foram convertidos em formato *ASCII* de forma a serem analisados no *Microsoft Excel*. A análise foi realizada para três áreas do pé: retopé, mediopé e antepé, sendo seguidos os parâmetros utilizados na plataforma de força, sendo também estas variáveis não normais, sendo portanto utilizado o teste *Wilcoxon*. O nível de significância adotado foi de 0.05, correspondendo a um grau de confiança igual a 95%.

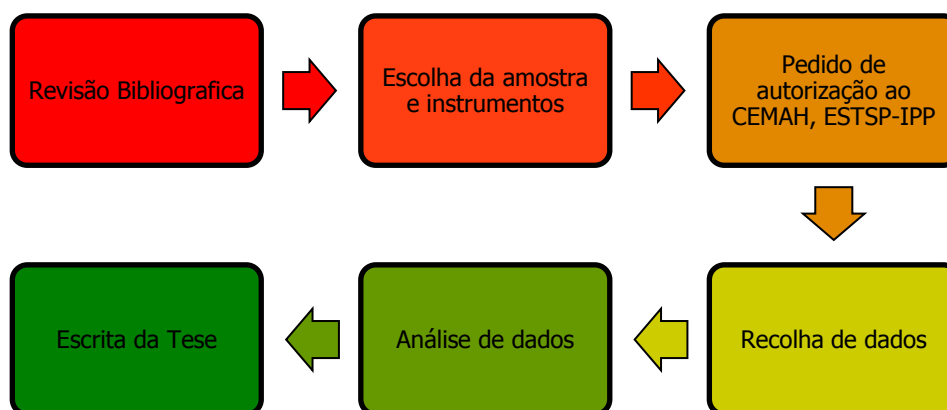


Figura 6: Passos seguidos na realização deste projeto.

3 CONTEXTO E ESTADO DA ARTE

3.1 Enquadramento Legal e Normativo

A diretiva 89/391/CEE do Conselho de 12 de junho de 1989, transformou o conceito de Saúde Ocupacional ou Saúde e Segurança do Trabalho por Segurança Higiene e Saúde dos trabalhadores nos locais de trabalho. Esta diretiva propõe estratégias de proteção e promoção da saúde com base em modelos mais integrados de intervenção. No entanto, não pode ser esquecido o conceito de lesões relacionadas com o trabalho. Este conceito incluiu os casos nos quais não é possível provar a ligação entre doença e fator laboral, mas pressupõe a influência do trabalho no aparecimento ou desenvolvimento da doença.

Na definição do *National Institute for Occupational Safety and Health* (USA) as LMERT são "lesões ou doenças que afetam o sistema músculo-esquelético, nervoso periférico ou neurovascular, que são ocasionadas ou agravadas pela exposição ocupacional a riscos ergonómicos".

Em Portugal, no que se refere às LMERT, nomeadamente à prevenção, a legislação interna transpõe as Diretivas Europeias, definindo obrigações do empregador e princípios gerais de prevenção [Miguel 2010]. Assim a legislação considerada relevante pode ser enumerada da seguinte forma:

A Lei nº 7/2009 de 12 de fevereiro aprova o Código do trabalho. O Capítulo IV desta lei refere-se à prevenção e reparação de acidentes de trabalho e doenças profissionais, enunciando no Artigo 281º os princípios gerais em matéria de segurança e saúde no trabalho. Este diploma menciona no ponto 2 do artigo a responsabilidade e dever do empregador assegurar aos trabalhadores condições de segurança e saúde em todos os aspetos relacionados com o trabalho, aplicando as medidas necessárias tendo em conta princípios gerais de prevenção.

A Lei nº 102/2009 de 10 de setembro, "regulamenta o regime jurídico da promoção e prevenção da segurança e da saúde no trabalho, de acordo com o previsto no Artigo 284.º do Código do Trabalho, no que respeita à prevenção" e transpondo assim "para a ordem jurídica interna a Diretiva n.º 89/391/CEE, do Conselho, de 12 de junho, relativa à aplicação de medidas destinadas a promover a melhoria da segurança e da saúde dos trabalhadores no trabalho, alterada pela Diretiva n.º 2007/30/CE, do Conselho, de 20 de junho". Esta lei, enfatiza nos seus Artigos 5º e 15º a responsabilidade do empregador em assegurar condições de segurança e saúde aos colaboradores e a permanente avaliação de riscos.

No que concerne aos riscos específicos e em particular ao tema do presente estudo, o Decreto-Lei nº 330/93 de 25 de setembro que transpõe para o direito interno a Diretiva n.º 90/269/CEE, do Conselho, de 29 de maio, relativa às prescrições mínimas de segurança e de saúde respeitantes à movimentação manual de cargas, define as prescrições mínimas de segurança e de saúde na movimentação manual de cargas, garantindo assim a melhoria da prevenção e de proteção dos trabalhadores envolvidos nessas operações, no quadro da dimensão social do mercado interno. A definição dada pelo diploma para movimentação manual de cargas é "qualquer operação de transporte e sustentação de uma carga, por um ou mais trabalhadores, que, devido às suas características ou condições ergonómicas desfavoráveis, comporte riscos para os mesmos". No seu Artigo 4º, mais uma vez é mencionada a necessidade do empregador adotar medidas de prevenção e organização do trabalho adequadas a fim de que essa movimentação seja a mais segura possível. Desta forma, e como referido no Artigo 5º, o empregador deve proceder à avaliação dos elementos de referência do risco manual das cargas e das condições de segurança e de saúde daquele tipo de trabalho considerando as características da carga e o esforço físico exigido. Na atividade em estudo, dos aspetos apresentados no diploma supracitado, aquele que é mais relevante na caracterização do risco e que pode conduzir à lesão é o "período insuficiente de descanso fisiológico ou de recuperação".

O Decreto-Lei 347/93, transpõe para a ordem jurídica interna a diretiva nº 89/654/CEE, do conselho de 30 de novembro, relativo às prescrições mínimas de segurança e saúde nos locais de trabalho.

Já o Decreto-Lei 50/2005, transpões para ordem jurídica interna a diretiva nº 2001/45/CEE do parlamento europeu e do conselho de 27 de junho, relativo às prescrições mínimas de segurança e saúde para a utilização pelos trabalhadores de equipamentos de trabalho.

Por seu lado, o Decreto-Lei 352/2007 aprova a tabela nacional de incapacidades por acidentes de trabalho e doenças profissionais.

Adicionalmente, são consideradas doenças profissionais as constantes da lista organizada e publicada no Decreto Regulamentar nº 6/2001 de 5 de maio, alterado pelo Decreto Regulamentar nº 76/2007 de 17 de julho. Este último aprova a lista de doenças profissionais e o respetivo índice codificado nos seus Capítulos 3º e 4º, onde constam as doenças profissionais do aparelho locomotor, relacionados com o trabalho. Na Tabela 1, são referidas algumas doenças cuja fator de risco passa pelos movimentos repetitivos e postura.

Tabela 1: Algumas doenças do aparelho locomotor relacionadas com o trabalho (adaptado de Decreto Regulamentar nº76/2007).

Designação	Fatores de Risco	Prazo indicativo
Bursite (fase aguda ou crónica) olecraniana ou acromial	Posturas	3 meses
Tendinites, tenossinovites e miotenossinovites crónicas, periartrose da escápulo-humeral, condilite, epicondilite, epitrocleíte e estiloidite	Ritmo dos movimentos Força	3 meses
Síndrome do túnel cárpico		30 dias
Síndrome do canal de Guyon		30 dias
Síndrome da goteira epitrocleocraneana (compressão do nervo cubital)	Força Posturas	30 dias
Síndrome do canal radial	Ritmos de Trabalho	30 dias
Outras síndromes paréticas ou paralíticas dos nervos periféricos		90 dias
Lesão do menisco (pressupondo um período mínimo de exposição de 3 anos)	Posturas	3 meses

3.2 Conhecimento Científico

3.2.1 Doenças Profissionais e LMERT

As doenças profissionais são reconhecidas como um fenómeno com múltiplos impactos, afetando grandes entidades que se espelham ao longo do tempo. Da mesma forma, é também reconhecido que há possibilidade de intervir, reduzindo os riscos e diminuindo as consequências [CRPG 2005].

Em 2003, as maiores taxas de prevalência de doenças profissionais verificaram-se em doenças com manifestações clínica músculo-esquelética, auditiva e respiratória. A Organização Internacional do Trabalho (OIT) revela que os problemas de saúde estão frequentemente relacionados com as condições de trabalho, sendo que 29% dos trabalhadores consideram que o trabalho põe em risco a sua vida; 23% estão ausentes do trabalho por razões de saúde relacionadas com o trabalho; 37% realizam tarefas curtas e repetitivas; 57% efetuam movimentos

repetitivos de mão ou do membro superior; 17% sentem dores musculares nos braços e nas pernas; 30% sentem dores nas costas [Ergodin 2002].

Os problemas de saúde anteriormente identificados não estão relacionados com as doenças profissionais ou os acidentes de trabalho, mas antes com patologias relacionadas com o trabalho, sendo nesta classe incluídas as LMERT. Um outro problema assinalado é a fadiga, que poderá indicar sobrecarga de trabalho ou tempos insuficientes de repouso e recuperação fisiológica [EuropeanFoundation 2001; Freitas 2008]. Como indicadores de situações de risco que podem estar na origem das LMERT, tem-se os postos de trabalho com elevadas/incorretas exigências a nível de postura, atividades que requerem repetição e incorreta ou ausente distribuição de pausas. Tudo isto leva a que o trabalhador sinta dor, desconforto, parestesias e perda de força [Uva et al. 2008].

Na realidade atual, 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, especialmente nos membros superiores. Além disso, não pode ser descurado o facto de estes trabalhadores terem de manter a posição de pé por longos períodos, em espaços muito pequenos e onde, por vezes, é escasso ou ausente o apoio de uma parte do corpo [Augusto et al. 2008].

As lesões musculo esqueléticas relacionadas com o trabalho, incluem um conjunto de doenças inflamatórias e degenerativas do sistema locomotor. Resultam da acção de factores de risco profissionais como a repetitividade, a sobrecarga e/ou a postura adoptada durante o trabalho. Geralmente localizam-se no membro superior e na coluna vertebral, mas podem ter outras localizações, como os joelhos ou os tornozelos, dependendo a área do corpo afectada, da actividade de risco desenvolvida pelo trabalhador [Direção Geral de Saúde 2008].

Assim, de uma forma geral, podem-se definir as LMERT como síndromes de dor crónica, atingindo uma ou mais regiões corporais, muito frequentemente afetando em simultâneo o pescoço e o membro superior e ocorrendo no contexto do desenvolvimento de uma dada atividade profissional, repetitiva ou com posturas estáticas, e envolvendo a manipulação de cargas.

O termo LMERT engloba as doenças em atividades profissionais que envolvam movimentos ou esforços repetidos. Este tipo de lesão surge com maior frequência no sexo feminino, com uma incidência máxima entre os 25 e os 40 anos [Doyle and Towse 2002]. É um distúrbio que afeta músculos, tendões e nervos e quando não tratado de forma adequada e atempada evolui para inflamações crónicas com consequências funcionais [Augusto, Sampaio, Tirado, Mancini and Parreira 2008]. Na realidade, as queixas mais frequentemente referidas são: dor localizada ou irradiada, desconforto, fadiga localizada a determinado segmento corporal, sensação de peso, parestesias, sensação ou perda objetiva de força e edema. Tais sintomas são referenciados em 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 [Serranheira et al. 2004; Harrington and al. 1998]. Estes sintomas surgem de modo insidioso, geralmente ao fim do dia de trabalho em nos picos de produção, observando-se melhoria aquando existe repouso e períodos de afastamento, como períodos de fim de semana e de férias [Serranheira et al. 2003; Serranheira et al. 2008].

Segundo Tyrer [1999], os grupos musculares que estão envolvidos com maior prevalência nas LMERT são o trapézio, o flexor e o extensor do antebraço e os pequenos músculos da mão. Sendo o ombro a articulação mais móvel do corpo, depende muito dos seus músculos para a função normal. O ombro não é uma articulação única, mas sim um conjunto funcional que permite unir o membro superior ao tórax [Kapandji 2007]. Tal conjunto assegura, uma dupla função: mobilidade com grande amplitude do braço e boa estabilidade.

Sabendo que durante o movimento, alguns músculos atuam como estabilizadores e outros como produtores de energia ou movimento [Ludewing and Borstead 2005], neste estudo optou-se por englobar o trapézio superior (estabilizador), Figura 7, e devido à repetição do movimento de adução e abdução, os músculos responsáveis por cada movimento: grande peitoral, Figura 8, e deltóide anterior, Figura 9, usualmente considerados como produtores de energia.

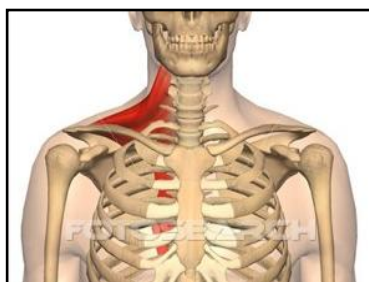


Figura 7: Musculo trapézio superior, vista anterior [retirado de www.fotosearch.com].

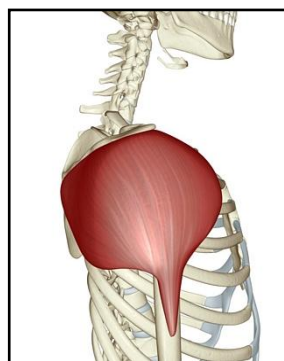


Figura 8: Musculo Deltóide anterior, vista lateral [retirado de visualsunlimited.photoshelter.com].

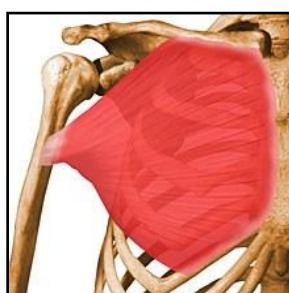


Figura 9: Músculo Grande Peitoral, vista anterior [retirado de www.rad.washington.edu].

A constante e rápida evolução, e a introdução de novas tecnologias cada vez mais sofisticadas e mais precisas, obrigam o ser humano a maior exigências de execução, repetibilidade de movimentos e grande cadência nas tarefas que desempenha. Desta forma, torna-se propício o aparecimento e desenvolvimento de LMERT. Em inglês a designação das lesões variam consoante os principais fatores de lesão, nomeadamente movimentos repetitivos (*repetitive strain injury*), ausência de pausas com posturas mantidas, aplicação de forças e posições articulares extremas (*cumulative trauma disorders, overuse syndrome*) e segmentos utilizados (*occupational cervicobrachial disorders*). Já em Portugal têm-se utilizado o termos LMERT ou lesões músculo-esqueléticas ligadas ao trabalho, sem ter em conta o fator de lesão [Uva, Carnide, Serranheira, Miranda and Lopes 2008].

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 em oposição à repetibilidade também pode ser um fator de risco de LMERT [Saúde 2008].

De forma geral, considera-se que existe repetibilidade numa situação de trabalho sempre que se reconhece a realização de movimentos idêntico realizados mais de duas a quatro vezes por minuto, acima de 50% do tempo de ciclo de trabalho, em ciclos de duração inferior a trinta segundos ou realizados durante mais de quatro horas, no total de 8 horas, correspondente a um dia de trabalho [Serranheira, Uva and Lopes 2008; Silverstein 1985].

Os movimentos repetitivos são sem dúvida um dos principais fatores desencadeantes de LMERT, Tabela 2, e são tão antigos quanto o próprio trabalho; pois já na antiguidade, quer na agricultura quer no comércio, existiam tarefas altamente repetitivas. Em 1713, o médico italiano Bernardino Ramazzini, considerado o "pai" da medicina do trabalho, atribui como causas das LMERT os movimentos repetitivos das mãos, as posturas corporais contraídas e a fadiga/*stress* mental [Miranda et al. 2003; Serranheira, Uva and Lopes 2008].

Tabela 2: Risco e movimento no trabalho repetitivo (adaptado de [Miranda, Cristóvam, Agostinho, Costa, Sena and Gonçalves 2003]).

Área Corporal	Frequência de repetição por minuto	Nível de risco	Nível muito elevado se modificado por
Ombro	Mais de 2.5/minuto	Alto	Força externa elevada, velocidade; carga estática elevada, postura extrema
Braço/Cotovelo	Mais de 10/minuto	Alto	Falta de treino, alta necessidade de resultados, falta de controlo.
Antebraço/Punho	Mais de 10/minuto	Alto	Longa duração de trabalho repetitivo
Dedos	Mais de 200/minuto	Alto	

O corpo humano, possuiu grandes capacidades de recuperação, nomeadamente durante o sono, ou nos períodos de pausa que devem intercalar a atividade profissional. No entanto, se estes períodos forem insuficientes numa atividade profissional caracterizada por movimentos repetitivos e posturas incorretas, a fadiga acumula-se, originando uma progressiva diminuição da capacidade funcional para o trabalho e aumentando o risco de desencadeamento de LMERT. Tantos os esforços dinâmicos como os estáticos podem originar fadiga; no entanto, estes últimos podem causar fadiga muscular a nível local, isto é, nos músculos implicados no esforço [Freitas 2008].

Uma das principais características do sistema neuromuscular é a sua 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, consegue adaptar-se a alterações agudas, como as associadas às atividades prolongadas ou intensas. A incapacidade de um músculo gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis no tempo designa-se por fadiga neuromuscular [Ascensão et al. 2003].

Relativamente ao conceito de fadiga, esta pode ser definida como a incapacidade de produzir e manter um determinado nível de força ou potência muscular durante a atividade, podendo também ser associada a manifestações de incapacidade funcional. A fadiga muscular pode ser designada de:

- *Fadiga com origem predominantemente periférica*, quando resulta de alterações da homeostasia no próprio músculo; ou seja, o resultado do decréscimo da força contráctil é independente da velocidade de condução do impulso neural [Ascensão, Magalhães, Oliveira, Duarte and Soares 2003]. Os fatores potenciais envolvidos no desenvolvimento deste tipo de fadiga são designados fatores periféricos, que levam a uma alteração interior ao músculo [Silva et al. 2006].
- *Fadiga com origem predominantemente central*, quando é resultado de alterações do *input* neuronal que chega ao músculo, traduzida por uma redução progressiva da velocidade e frequência de condução do impulso voluntário aos motoneurónios durante a atividade [Ascensão, Magalhães, Oliveira, Duarte and Soares 2003]. Os fatores potenciais envolvidos no desenvolvimento deste tipo de fadiga são os fatores centrais, que devem causar a fadiga pelo distúrbio na transmissão neuromuscular entre o SNC e a membrana muscular [Silva, Martinez, Pacheco and Pacheco 2006].

Outra característica da fadiga é o facto de ser dependente da tarefa; isto é, variam bastante as suas causas e seu comportamento de acordo com a forma pela qual é induzida [Silva, Martinez, Pacheco and Pacheco 2006].

Adicionalmente, importa salientar que a fadiga muscular depende do tipo, duração e intensidade da atividade, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do sujeito e das condições ambientais de realização da tarefa [Ascensão, Magalhães, Oliveira, Duarte and Soares 2003]. O início da atividade muscular voluntária envolve vários processos que começam com o controlo cortical no cérebro e terminam com a formação das pontes cruzadas dentro da

fibra muscular. A fadiga muscular pode assim ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contração muscular [Silva, Martinez, Pacheco and Pacheco 2006].

A acumulação ao longo do dia de diferentes fatores 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 proteção 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; este processo encontra-se esquematizado na Figura 10.

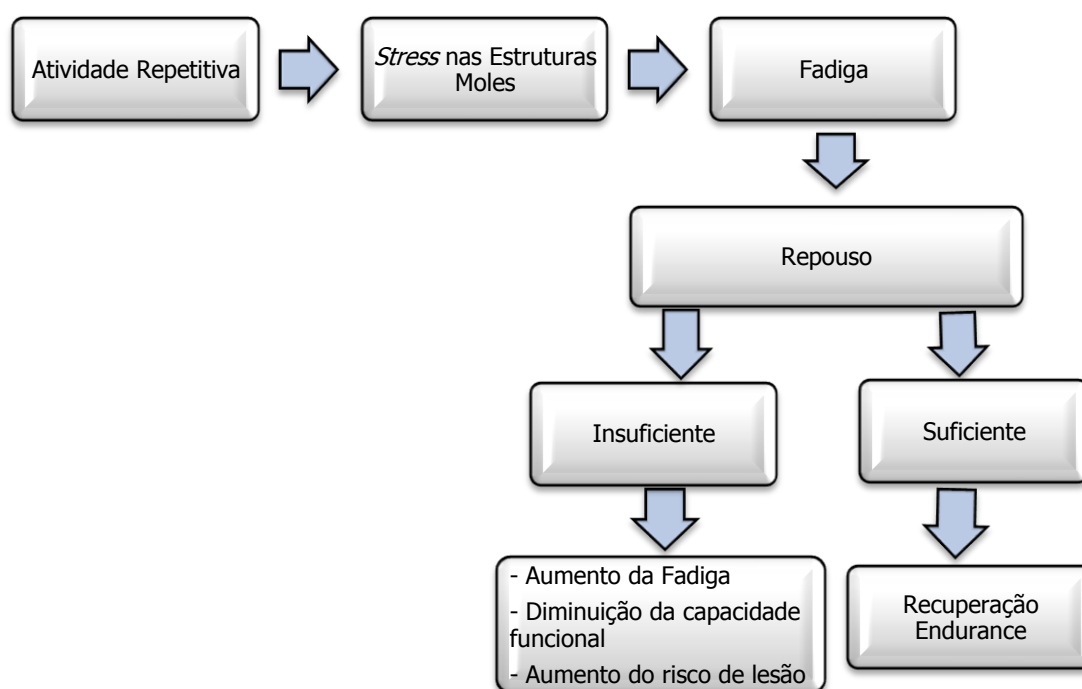


Figura 10: Esquema do mecanismo de lesão por atividade /movimento repetido (adaptado de [Kroemer and Grandjean 2008]).

A crescente competição na sociedade moderna, leva a que as entidades empregadoras procurem grande produtividade a baixo custo, o que na maioria das vezes só é possível através do aumento dos ritmos e dos turnos de trabalho, permanência em ambientes ergonomicamente inadequados e pressão por parte dos superiores. Todos estes fatores têm implicações na saúde física e mental do trabalhador causando *stress* laboral e alta incidência de LMERT [Augusto, Sampaio, Tirado, Mancini and Parreira 2008].

Os riscos ergonómicos encontram-se muito associados às LMERT, as características antropométricas como o peso e a altura podem contribuir para o aparecimento das mesmas, sendo que a incompatibilidade entre as características das pessoas e as exigências do trabalho pode constituir um fator de risco, principalmente para quem tem medidas afastadas dos valores médios da população. Geralmente indivíduos muito altos ou muito baixos são confrontados com postos de trabalho sem adaptabilidade e dimensionados para o referido valor médio, o que pode originar ou agravar uma lesão [Uva, Carnide, Serranheira, Miranda and Lopes 2008].

A Organização Mundial de Saúde (OMS, 2002) refere que a prevenção de lesões músculo-esqueléticas deve ter em conta uma abordagem ergonómica, melhorando o ambiente, os instrumentos, os equipamentos e os métodos de trabalho. A necessidade de monitorizar e antecipar a possibilidade de ocorrência de LMERT passa pela prevenção e por um conjunto de procedimentos que incluem a análise do trabalho, avaliação e controlo do risco de lesão, vigilância

da saúde do trabalhador, acompanhamento médico, formação e educação dos trabalhadores [Serranheira, Pereira, Santos and Cabrita 2003].

Também devem ser considerados fatores individuais como a idade e o sexo. A idade costuma ser considerada um fator 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 fatores de risco. O sexo costuma igualmente ser considerado como um fator de risco; contudo, não existem diferenças de risco entre sexos quando são sujeitos a idênticas exposições aos diversos fatores de risco, ainda que, em média, as mulheres tenham menos força muscular [Uva, Carnide, Serranheira, Miranda and Lopes 2008; Walsh, Corral, Franco, Canetti, Alem and Coury 2004].

3.2.2 Pausas

O tempo de trabalho é um dos aspetos que tem uma repercussão mais direta na vida diária de qualquer indivíduo. O número de horas trabalhadas e a sua distribuição pode afetar não só o trabalho, como a vida extra laboral. Isto porque a distribuição do tempo livre para atividades de lazer, sociais e familiares é um fator que determina o bem-estar dos trabalhadores, que estando melhores levarão a um aumento de rendimento e eficácia no tempo de trabalho [Belloví, Calleja, Mendaza, Cuixart, Cuixart, Frutos and Gómez 2010]. No entanto, para que o indivíduo seja saudável deve conseguir atingir um equilíbrio entre o trabalho e o lazer, dada a evidente relação entre todas as atividades que um indivíduo desempenha. Assim, a melhoria numa área de ocupação leva a que as outras áreas melhorem [Belloví, Calleja, Mendaza, Cuixart, Cuixart, Frutos and Gómez 2010].

Cada função do corpo humano pode ser entendida como um equilíbrio rítmico entre o consumo e a reposição de energia, ou seja, entre o trabalho e o repouso. A pausa pode ser uma interrupção da tarefa ou substituição por uma tarefa mais leve. Independente da característica da pausa, a recuperação é mais efetiva quando são feitas diversas pausas periódicas distribuídas ao longo da jornada de trabalho [Dul and Weerdmeester 2004]. Conforme Kroemer [2008], os indivíduos fazem pausas no trabalho de diversas formas e sob várias circunstâncias, referindo quatro tipos de pausas:

1. *Pausas espontâneas*, que os trabalhadores fazem por iniciativa própria para interromper o fluxo de trabalho.
2. *Pausas disfarçadas*, que é o tempo em que o trabalhador desempenha outra atividade em vez do trabalho principal.
3. *Pausas que fazem parte da natureza do trabalho*, que englobam as causadas por interrupções ou organização do trabalho.
4. *Pausas determinadas pela gerência*, como as pausas para almoço e lanche.

Os vários tipos de pausas demonstram que independentemente de serem estabelecidas, o trabalhador pode utilizar diversos mecanismos de fuga para realização de pausas e conseqüentemente para a recuperação física ou psicológica. As pausas tendem a aumentar a produção, ao invés de reduzir, sendo que este efeito se deve à prevenção da fadiga excessiva. As pausas de média duração, em torno de 5 minutos, e periódicas, a cada 1 ou 2 horas, são as mais indicadas. As situações em que o trabalhador acelera a produção para descansar numa única pausa no final da jornada de trabalho não são benéficas [Kroemer and Grandjean 2008].

Relativamente ao trabalho com movimentos repetitivos, estes não devem prolongar-se por mais de 60 minutos, sem período de recuperação [Sarda et al. 2009]. Além desta referência, documentos redigidos pela Conferência Americana de Higienistas Industriais Governamentais recomendam interrupções de 10 minutos por cada 60 minutos de trabalhos manuais repetitivos [ACGIH 2008]. Assim, para o trabalho repetitivo é aconselhável uma relação trabalho/recuperação de 5 para 1, sendo esta considerada a relação ideal. Quando se referem a micro pausas, isto é, a pausas muito pequenas, estas só podem ser consideradas quando perfazem um total de pelo menos 10 segundos consecutivos de inatividade dos membros superiores em cada 50 segundos [Colombini et al. 2008].

3.2.3 Postura de Trabalho: Pé versus Sentado

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

Dois aspectos importantes a considerar na postura de trabalho é a altura do local de trabalho, assim como as medidas antropométricas dos trabalhadores. A definição da altura de trabalho é muito importante no local de trabalho, devendo ser adequada à altura do indivíduo. Uma superfície de trabalho elevada pode ser compensada com a elevação dos ombros (pela contração do músculo trapézio) ou com elevação do membro superior (pelo músculo deltóide) [Kroemer and Grandjean 2008].

Relativamente à posição de sentado é importante que os indivíduos trabalhem com os cotovelos baixos e os braços dobrados em ângulo reto. A altura da mesa principal de trabalho, como a tábua de engomar em lavandarias, deverá ser para os homens de 0.69 m e para as mulheres 0.65 m, para a média dos indivíduos. Estes valores devem ter por base os indivíduos altos, em caso de não adaptabilidade, em particular no caso de indivíduos mais baixos, poderá colocar-se uma cadeira mais elevada com apoio de pés [Kroemer and Grandjean 2008].

As necessidades individuais, no que diz respeito à posição de sentado, 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 se deve, em grande parte, ao músculo psoas maior. Este músculo origina-se na porção lateral das vértebras da coluna desde metade de T12 até L5 e insere-se no trocânter menor da cabeça do fêmur, e possui uma ação vigorosa como estabilizador da coluna lombar na posição de pé, ao mesmo tempo em que exerce um considerável efeito compressivo sobre a coluna [Keagy 1966].

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 projetada, a pressão intradiscal pode ser inferior à observada na posição em pé. É de referir que posição espacial do corpo quer seja sentado numa cadeira, mantendo-se em pé sobre saltos ou dormindo numa cama, podem ou não provocar danos nas estruturas anatómicas envolvidas na manutenção postural [Knoplick 1986]. No entanto, existem posições "viciosas" que proporcionam danos e desgaste precoce principalmente sobre o disco intervertebral. Em cada disco intervertebral, a tensão intradiscal na posição deitada é normalmente de 7 Kg, na posição de pé passa para 10 kg, e na posição sentada para 15 kg [Cailliet 1987].

Oliver & Middleitch [1998], referem que a posição sentada ideal para a maioria das pessoas é com as articulações intervertebrais em algum ponto da amplitude média, permitindo assim liberdade de movimento e os músculos anteriores e posteriores equilibrados. São particularmente importantes, o ângulo do tronco com o solo, o suporte das pernas e mesmo a posição da cabeça. Observações sobre a posição de sentado detetam claramente não a existência de uma, mas de várias alternativas possíveis. Um processo idêntico ocorre na posição bípede, extremamente dependente do tipo de ajuda e dos apoios usados. Contudo, mesmo uma posição sentada "ideal" não pode ser mantida por períodos prolongados, e é importante que o *design* do assento permita mudanças de postura.

Segundo Kroemer e Grandjean [2008], as vantagens do trabalho sentado são o descanso originado nas pernas, possibilidade de evitar posturas forçadas do corpo, consumo de energia reduzido e alívio da circulação sanguínea. Estes autores também indicam que a estas vantagens, se opõe obviamente a algumas desvantagens. Entre estas, o prolongado sentar leva a uma flacidez dos músculos da barriga (barriga do sedentarismo) e ao desenvolvimento da cifose. Além disso, sentar curvado para a frente é desfavorável para os órgãos internos, em especial para os órgãos da digestão e da respiração [Kroemer and Grandjean 2008].

Para os trabalhos realizados na posição de pé o ideal é que a altura esteja em média 5 cm abaixo da altura do cotovelo, sendo que a média de altura dos cotovelos ao chão é cerca de 1.07 m para os homens e 1 m para as mulheres. Assim sendo, conclui-se que para as mulheres uma altura de 95 cm para as medidas antropométricas ocidentais. Mas o ideal é que a altura seja ajustada ao indivíduo, mas caso não seja possível tal ajuste é importante que a altura tenha com consideração as pessoas altas, pois, como já referido, neste caso, as pessoas mais baixas podem compensar colocando um estrado ou um suporte para pés [Kroemer and Grandjean 2008].

Oliver & Middleditch [1998] consideram que a postura normal, idealmente ereta, seria aquela na qual o eixo de gravidade passaria pela linha média. A permanência na posição em pé, imóvel, presumindo-se que as curvaturas da coluna estejam em alinhamento correto, requer pequena atividade muscular. Ainda que os músculos antigravitacionais humanos sejam poderosos, eles não são 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 [Soames and Atha 1981].

Na posição em pé, a cintura pélvica é inclinada para frente, devido há tensão nos músculos anteriores da coxa, de modo que o ângulo entre a superfície superior do sacro e a horizontal seja de aproximadamente 50 a 53°. Esta inclinação, juntamente com a compressão exercida pelo peso do corpo sobre a coluna lombar, acentua a lordose neste nível, e pode ainda ser mais acentuada por fatores como gravidez, obesidade e o uso de sapatos de salto alto [Oliver and Middleditch 1998].

Por mais econômica que a postura possa ser em termos de energia muscular, a postura em pé não deve usualmente ser mantida por longos períodos. Quando tal acontece, as pessoas recorrem ao uso assimétrico das extremidades inferiores, usando alternadamente a perna direita e a esquerda como o principal apoio. É provável que assim procedam com o objetivo de lidar com as inadequações da circulação venosa e arterial ou de manter uma reduzida lordose, com conseqüente redução de forças compressivas sobre as articulações apofisárias, situação mais confortável, mesmo às expensas do incremento da atividade dos músculos dorsais. A posição em pé com o peso a ser suportado principalmente por um das pernas, estando a outra relaxada, aumenta a atividade eletromiográfica (EMG) ao nível da 5ª vértebra lombar (L5) no lado da perna que suporta o peso. Se as curvaturas não estão corretamente alinhadas devido à doença, postura viciosa ou anomalias congénitas, uma atividade bem maior sobre as áreas musculares é então requerida para manter a postura ereta [Dolan et al. 1988].

Desde que o ser humano adotou a posição de pé, passou a ter necessidade de ter equilíbrio numa pequena área de suporte. O indivíduo saudável parado, com os pés apoiados no chão, apresenta uma base estável, podendo ser um trapézio regular mais ou menos largo ou um triângulo na posição unipodal caso o indivíduo esteja apenas apoiado numa perna [Bienfait 2000].

É esperado que quando um indivíduo assume a posição de pé, também chamada de posição ortostática, o tronco esteja alinhado e o centro de gravidade (CG) passe entre a sua base de apoio [Ozkaya and Nordin 1999]. As respostas neuromusculares são necessárias para garantir que em pé e com os pés imóveis, a projeção do CG do corpo seja mantida dentro da base de suporte, dando estabilidade e permitindo, a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo. O CG é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo. Um conceito associado à base de suporte é o de limite de estabilidade, que ocorre quando o indivíduo consegue utilizar e manter o equilíbrio [Duarte and Freitas 2010].

O controlo motor eficiente é fundamental para o sucesso de grande parte das atividades laborais e engloba aspetos relacionados tanto com o controlo do movimento como com o controlo postural. O controlo postural é considerado uma competência motora complexa derivada da interação dos sistemas neural e músculo-esquelético. Os componentes neurais envolvem o processamento motor, processamento sensorial, representação interna e altos níveis de processamento essenciais para os aspetos adaptativos e antecipatórios do controlo postural [Carvalho and Almeida 2008].

Os primeiros estudos sobre desenvolvimento motor surgiram no século XX, e os pioneiros foram Shirley, McGraw e Gesell. Estes acreditavam que as mudanças nas competências motoras resultavam da maturação do SNC; mais especificamente, de um controlo do córtex cerebral, e que

as transformações motoras ocorrem devido a propriedades intrínsecas do organismo, sem interferência das influências ambientais [Campos et al. 2005]. Bernstein reconheceu, em 1967, que não era possível compreender o controlo motor sem considerar as características de um sistema em movimento e que forças externas e internas estão constantemente a agir sobre o mesmo. Assim, o corpo foi considerado como um sistema mecânico, com massa corporal, sujeito a forças externas, como a gravidade e forças internas como a inércia. Esta perspetiva considera que não é apenas o sistema nervoso que atua no controlo motor, mas também o sistema muscular, o sistema esquelético, a força da gravidade e inércia [Shumway-Cook and Woollacott 1985]. Os padrões motores dos indivíduos resultam da interação dinâmica entre vários fatores que facilitam ou dificultam os movimentos. Esses fatores podem ser internos como, o estado cognitivo, a competência de perceção, o peso do corpo, a força muscular, a biomecânica; e externos, tais como as condições ambientais e a tarefa [Thelen 1995].

As forças que atuam sobre o corpo podem ser internas ou externas. As forças internas são as forças geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contacto articular, estas são transformadas em rotações dos segmentos que por sua vez produzem movimento. As forças externas mais comuns são as forças de gravidade, força de reação do solo e as forças de resistência dos fluidos. Estas últimas representam interações físicas entre o corpo e o ambiente e causam movimento do corpo pelo espaço [Barela and Duarte 2011].

O conceito clássico de controlo do sistema motor humano baseia-se no controlo direto dos potenciais de ação provenientes dos neurónios motores alfa que excitam os vários músculos. As unidades motoras são definidas como o conjunto de um único neurónio motor e de todas as fibras musculares que os seus ramos enervam. Um potencial de ação num neurónio motor humano irá causar um potencial de ação em todas as fibras musculares da unidade motora, não sendo libertado apenas um potencial de ação, mas sim uma sequência de potenciais [Guyton and Hall 2000]. Os componentes músculo-esqueléticos incluem aspetos como a amplitude de movimento, flexibilidade, propriedades dos músculos e relações biomecânicas entre os segmentos corporais envolvidos. Os aspetos biomecânicos são caracterizados pelas propriedades viscoelásticas e pela configuração anatómica dos ossos, músculos e articulações. As informações dos múltiplos sistemas sensoriais incluindo o somatossensorial, visual e vestibular, são integradas pelo sistema de controlo motor para orientar e alinhar a posição entre os segmentos corpóreos e a sua localização em relação ao meio externo. A partir destas informações, o sistema nervoso elabora estratégias posturais que representam soluções sensoriomotoras para o controlo da postura incluindo não apenas sinergias musculares, mas também padrões de movimentos articulares e forças de contacto [Ting 2007]. A interação dos sistemas sensoriais não resulta de uma simples convergência, mas sim de transformações apropriadas e coordenadas.

A postura corporal pode ser compreendida como a forma das articulações de um corpo. A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controlo postural, referindo as funções do sistema nervoso, sensorial e motor, que desempenham esse papel. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando o somatório de todas as forças e de todos os momentos que agem sobre ele é nulo [Duarte and Freitas 2010]. Na última década, os mecanismos envolvidos no controlo postural têm sido amplamente investigados. A ideia baseada em respostas reflexas hierarquicamente organizadas e desencadeadas por informações sensoriais independentes tem dado lugar a uma visão sistémica, que enfatiza a múltipla organização e interação neural. Esta nova visão sugere que o controlo postural emerge da interação entre indivíduo, tarefa e ambiente. Desta forma, deixa de ser mais visto como simples resposta reativa a um estímulo sensorial, mas sim como uma habilidade baseada na experiência, intenção e adaptação [Carvalho and Almeida 2008].

Assim, mesmo que um indivíduo saudável tencione ficar parado, este apresenta sempre oscilações corporais, devido à constante interação entre o próprio indivíduo, a tarefa que está a executar e o ambiente em que se encontra. Estas oscilações conseguem ser medidas através de uma plataforma de forças, sendo que a variável mais frequentemente avaliada é a localização do centro de pressão (CP). Este é definido como ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio e é realizado para compreender os mecanismos de controlo postural em relação à base de apoio e equilíbrio (Duarte & Sternad, 2008; Duarte & Zatsiorsky, 2001; Mochizuki & Amadio, 2003).

Uma dificuldade da avaliação do CP é que quando é pedido a um indivíduo para ficar imóvel, tal vai levar rapidamente a fadiga (poucos minutos). Geralmente em estudos biomecânicos, a análise da postura e do equilíbrio é feita em posição estática, sem ser permitido ao indivíduo fazer ajustes, ou em dinâmica provocada. Poucos são os estudos que analisam a postura de pé sem restrição [Duarte, Harvey and Zatsiorsky 2000]. No entanto, o mais correto, mesmo em investigação é pedir ao indivíduo que permaneça em pé, podendo realizar uma tarefa, sem que saia da plataforma. Como é esperado, isto leva a que os indivíduos realizem mudanças na posição do corpo, que são autoinduzidas, quase inconscientes, e não associadas a fonte externa e sempre que tal acontece as oscilações corporais são quebradas. O balanço ou as oscilações do corpo são portanto interrompidas pelo movimento, que surge das alterações posturais o que acontece como forma de diminuir o desconforto causado por fatores fisiológicos e psicológicos. Não obstante destes factos, estudo realizados em adultos saudáveis, mostram frequências de deslocamento do CP, em pé sem restrição, bastantes baixas (Duarte, et al., 2000; Duarte & Zatsiorsky, 2001; S. M. S. F. Freitas, et al., 2005).

As oscilações não variam em diferentes contextos, mas antes em diferentes atividades e estados individuais. As alterações posturais e o aumento das oscilações servem para completar a tarefa com mínimo esforço. Algumas das variáveis medidas de desconforto e fadiga passam pela eletromiografia, temperatura da pele, mudança de carga nos membros inferiores e de postura, entre outras [Freitas, Wieczorek, Marchetti and Duarte 2005].

A avaliação do CP, além de medir a amplitude e velocidade dos deslocamentos, é também uma boa forma de avaliar o equilíbrio de um indivíduo. Manter o equilíbrio é uma tarefa complexa do SNC que é baseada na integração de diferentes tipos de informação sensorial, como visual, vestibular e proprioceptiva, juntamente com as propriedades passivas do sistema músculo-esquelético [King and Zatsiorsky 1997]. Os ajustes posturais são influenciados pelas partes do corpo que estão em contacto com o meio ambiente e desta forma, a distribuição de carga no pé reflete-se na postura e no equilíbrio postural [Tachdjian and Chimello 2001].

Uma manutenção da postura de pé com bom equilíbrio é realizada em grande parte das profissões e exige grande esforço por parte dos pés. O pé pode ser dividido em antepé (metatarsos e falanges), mediopé (três ossos cuneiformes e osso cuboide) e retropé (osso calcâneo, talo e navicular). É uma das estruturas mais eficientes do corpo, sustentando uma grande carga e conseqüente pressão [Tachdjian and Chimello 2001].

A sobrecarga causada na posição ortostática é influenciada pelo índice de massa corporal (IMC) e desta forma também pelo peso e pela altura individualmente. Estas variáveis podem ser uma agravante de LMERT, especialmente em mulheres, pois a sobrecarga feita durante o dia é maior devido aos trabalhos domésticos, que acumulam com os laborais. As sobrecargas, pelas forças cumulativas, podem levar a alterações biomecânicas e *stress* articular, resultando em patologias do pé, joelho, anca e lombar [Almeida, Filho, Pastre, Padovani, Martins and Vanderlei 2009].

Também a distribuição da pressão plantar é afetada por diversos fatores, nomeadamente: a estrutura anatómica do pé, a amplitude de movimento articular, o índice de massa corporal e o peso [Bennett and Duplock 1993].

Analisando trabalhadores que estão habituados a trabalhar de pé durante todo o dia, verificou-se que o limiar de pressão plantar diminuiu ao longo do dia, apesar de se manter a dor. No entanto, quando analisadas pessoas que normalmente não estão de pé, a pressão plantar aumenta [Laperrière, Ngomo, Thibault and Messing 2006; Messing and Kilbom 2001].

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Devido à multiplicidade de avaliações, de instrumentos de medição, de métodos e técnicas de análise e de sistemas de categorização utilizados e descritos em vários estudos sobre a repetibilidade, é usualmente difícil comparar resultados. A análise deve ser efetuada segmento a segmento, articulação a articulação (ombro, cotovelo, punho/mão, dedos), momento a momento, com diversas possibilidades de amostragem, registrando aspetos fundamentais como a duração e a frequência no ciclo de trabalho [Li and Buckle 1998].

4.1 Desenho do estudo

De forma a responder aos objetivos do estudo realizado, optou-se por um estudo quantitativo, analítico e transversal.

O trabalho realizado enquadra-se nos estudos quantitativos, pois pressupõe um processo sistemático de recolha de dados observáveis e quantificáveis [Carmo and Ferreira 1998]. Analítico, pois tem como objetivo examinar as relações entre as variáveis, e transversal porque os instrumentos foram aplicados em momentos e não ao longo do tempo [Fortin 2009; Ribeiro 2008].

4.2 Participantes

Na realização deste estudo participaram 13 indivíduos. Cada indivíduo realizou 4 recolhas, nomeadamente realização de engomar em pé, sentados, em pé com a altura da tábua standard e em pé com a altura ajustada ao indivíduo. Nas primeiras duas experiências participaram 10 indivíduos e nas duas finais 13 indivíduos.

Foram excluídos do estudo todos os indivíduos que apresentavam patologias que impediam do protocolo de recolha de dados, história de fractura nos 12 meses anteriores ao estudo, praticavam exercício físico regular pelo facto de terem maior resistência à fadiga [Jacobson e tal. 2011]. A amostra foi sujeita a um momento de triagem onde foram excluídos 7 indivíduos pela prática de exercício físico regular. Durante as recolhas, não ocorreram perdas durante o estudo.

As características de ambos os grupos encontram-se resumidas na tabela 3.

Tabela 3: Média, mínimo e máximo da idade, peso, altura e IMC, de cada grupo

	1ª Fase (n=10)	2ª Fase (n=13)	Comum aos dois grupos	
	Média	Média	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	21,90	21,85	20	24
Peso (Kg)	57,30	57,15	46	70
Altura (m)	1,62	1,63	1,52	1,76
IMC (Kg/m²)	21,85	21,63	16,9	25,93

Para a seleção dos participantes foi utilizada a técnica de amostragem não probabilística, por conveniência, a participação foi de carácter voluntário, sendo as participantes escolhidas de acordo com os critérios de inclusão e exclusão definidos.

4.3 Instrumentos e Procedimentos

A componente experimental do trabalho foi realizada no Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde, do Instituto Politécnico do Porto.

Todas as participantes antes de iniciarem foram informadas acerca do que era pretendido e assinaram o termo de consentimento informado.

Seguidamente, foram avaliadas no que concerne ao peso e altura e preencheram um questionário sócio-demográfico (ver anexo 1) realizado pela autora do estudo, que as questionava relativamente à idade, membro dominante, prática de atividade física e lesão, estes dois últimos itens se positivos eram fator de exclusão. Posteriormente foram consideradas duas fases:

- Fase 1: foi realizada recolha de eletromiografia de superfície, de forma a verificar os níveis de ativação muscular e fadiga em cada músculo em pé e sentado;
- Fase 2: foi utilizada a plataforma de força e a plataforma de pressão. A primeira com o intuito de verificar os deslocamentos nas direções antero-posterior e médio lateral, assim como a velocidade desses deslocamentos; e a segunda com o objetivo de verificar o máximo de pressão plantar no retropé, mediopé e antepé ao longo da tarefa, no início e fim da tarefa.

4.3.1 Eletromiografia

A contração muscular é a produção de força, provocada pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é originado por um fenómeno elétrico conhecido como potencial de ação. Tal 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 ação é denominado eletromiografia (EMG). A EMG é o método de medição da atividade muscular em tempo real e regista um fenómeno elétrico que está casualmente relacionado com a contração muscular [Soderberg and Knutson 2000].

A EMG tem sido usada para avaliar as atividades musculares quanto à função, controlo e aprendizagem e tem a capacidade de detetar a amplitude da ativação do músculo, e dessa forma detetar qual a musculatura que está a ser mais ativada naquele momento, por isso tem sido usada como um recurso comprobatório de dados encontrados quantitativamente [Soderberg and Knutson 2000].

São atualmente utilizadas duas formas de recolher os sinais EMG: EMG de superfície e EMG de profundidade, Figuras 11 e 12, respetivamente:

- *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 trabalho experimental realizado no âmbito deste projeto.
- *EMG de profundidade* é um método invasivo que se baseia na colocação de elétrodos no interior do músculo. O registo obtido é resultado dos potenciais de ação de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do elétrodo de deteção. Este tipo de registo, apresenta reduzida utilidade quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos em condições biológicas.



Figura 11: Eletromiografia superficial

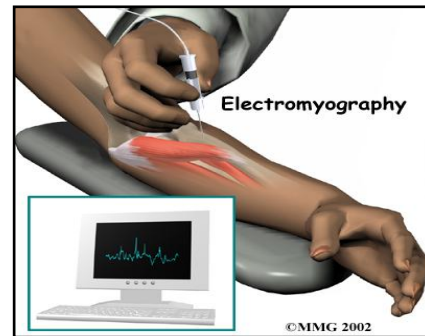


Figura 12: Eletromiografia profunda (retirado de israelity.com).

Os elétrodos utilizados na EMG de superfície podem ser classificados em:

- *Monopolar*: um elétrodo é colocado sobre o feixe muscular de interesse e um outro elétrodo chamado de referência é colocado num ponto não afetado pela atividade do feixe muscular de interesse, mede-se então a diferença de potencial entre estes dois pontos [Amadio et al. 1999].
- *Bipolar*: são colocados dois elétrodos sobre a região que se deseja estudar, e um terceiro elétrodo chamado de terra é colocado num local não afetado pela atividade da região de interesse. Mede-se então a diferença de potencial elétrico entre os dois elétrodos que estão sobre a região de interesse, tomando-se como referência o elétrodo terra. Desta forma é possível a utilização de amplificadores diferenciais de alto ganho, o que em última análise melhoram significativamente a relação sinal-ruído, uma vez que os ruídos presentes nos cabos que levam o sinal dos elétrodos ao condicionador são subtraídos pelo amplificador diferencial [Amadio, Correa and Baumenn 1999].

Para a aquisição e processamento dos sinais eletromiográficos, são necessários elétrodos, pré-amplificadores, amplificadores, filtros e conversores analógicos/digitais, conectados ao indivíduo. Desde a fase de aquisição dos dados até ao seu armazenamento em computador, os sinais eletromiográficos 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 elétrica [Dockery et al. 1998]. Os elétrodos de superfície têm a vantagem de registarem a atividade muscular sobre uma área maior, enquanto os elétrodos de fio fino intramuscular registam a atividade no seu micro ambiente levando possivelmente a erros de amostragem.

A tentativa de validação da EMG como forma de quantificar o trabalho muscular tem dado origem nos últimos 40 anos à publicação de inúmeros trabalhos experimentais centrados na relação entre a magnitude do sinal EMG e a força produzida pelo músculo. O conceito de equivalente muscular preconizado por Bouisset (1973) tem sido utilizado em vários trabalhos centrados na relação entre o EMG e o trabalho mecânico muscular [Bouisset and Goubel 1973; Thepaut-Mathieu and Maton 1985].

A atividade eletromiográfica 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 elétrodos em aço, modelo TD150, e configuração bipolar com 20 mm entre as duas superfícies de deteção, e um elétrodo-terra.

A superfície cutânea foi preparada de modo a reduzir a sua resistência elétrica, remoção das células mortas com álcool, e remoção dos elementos não condutores com lixa [Turker 1993].

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

A atividade eletromiográfica 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-ativação e/ou aprendizagem:

- Realização da atividade na posição de pé, com a tábua ao nível do trocânter, isto é, de forma que o ferro de engomar ficasse 5 cm abaixo da medida do cotovelo, Figura 13;
- Realização da atividade na posição de sentado, com cotovelo a 90°, de forma a ficar com o antebraço reto, Figura 14.

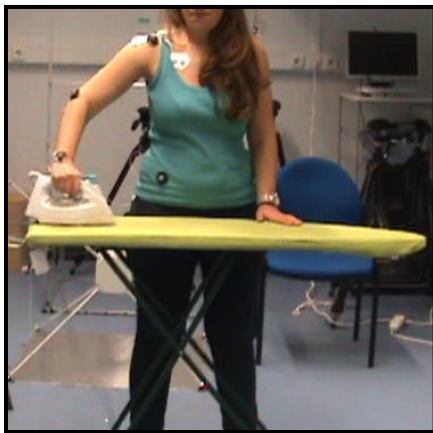


Figura 13: Indivíduo a realizar a atividade na posição de pé.

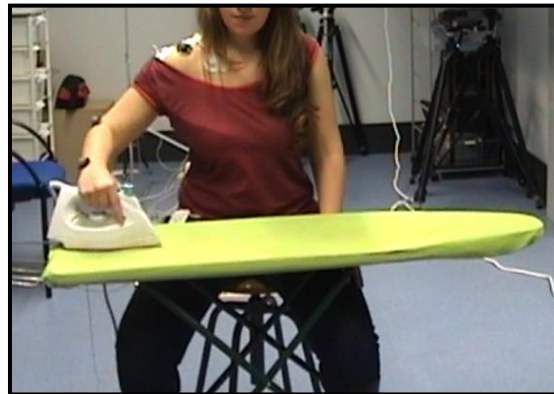


Figura 14: Indivíduo a realizar a atividade na posição de sentado.

Como já referido, a recolha de dados foi dividida em duas fases principais. Na primeira, procedeu-se à medição da atividade eletromiográfica durante contrações máximas isométricas dos músculos em análise para posterior normalização do sinal, tendo sido adotados os seguintes procedimentos para os diferentes músculos [Lehman and McGill 1999]:

- Para o músculo deltóide anterior os indivíduos foram posicionados sentados, com 90° de flexão do cotovelo e ombro a 0°. Foi pedido 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 sentados, 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, abdução do ombro e 90° de flexão do cotovelo, sendo-lhes pedido que realizassem adução horizontal do ombro contra resistência a nível da extremidade distal do braço anteriormente para abdução horizontal.

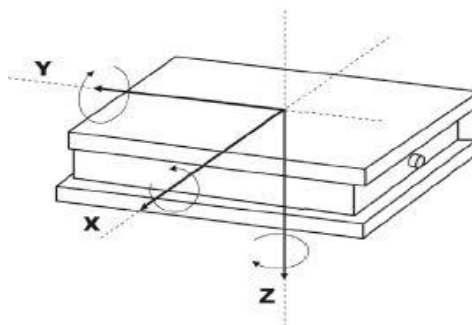
A todos os indivíduos foram pedidas três contrações máximas isométricas durante 5 segundos, com um minuto de repouso entre repetições [Brown and Weir 2001]. Foi utilizada para análise a média do *root mean square* (RMS) e da mediana das frequências do sinal eletromiográfico entre o 1º e 4º segundos nas três repetições efetuadas. Todos os procedimentos e comandos verbais foram transmitidos pelo mesmo investigador de forma objetiva e equitativa para todos os sujeitos.

Os sinais eletromiográficos foram recolhidos em três momentos: início, fim e após pausa da tarefa; isto é, dos 0 aos 30 segundos, dos 10 minutos aos 10 minutos e 30 segundos e após uma pausa de 1 minuto, receptivamente. A frequência utilizada foi de 1000 Hz, tendo sido digitalizados e armazenados em disco de computador para análise posterior através do *software Acqknowledge*. O sinal eletromiográfico foi pré-amplificado no eletrodo 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 considerada a média de três valores obtidos, de forma a obter-se um valor mais consistente.

4.3.2 Plataforma de Força

Este instrumento tem vindo a demonstrar ser bastante útil para mensurar as oscilações do centro de pressão que traduzem as alterações ao nível do equilíbrio, constituindo um sistema estandardizado para avaliar o equilíbrio e o controlo postural durante a posição de pé [Duarte and Freitas 2010]. Consiste em duas superfícies rígidas entre as quais se encontram sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico que medem as três componentes de força de reação ao solo (FRS): F_x , F_y e F_z , sendo x , y e z as direções antero-posterior, médio-lateral e vertical, respetivamente; e as três componentes do momento de força: M_x , M_y e M_z , que atuam sobre a plataforma [Barela and Duarte 2011; Duarte and Freitas 2010], Figura 15.



Através das componentes da FRS e das componentes do momento, é possível obter o centro de pressão (CP) que é utilizado usualmente na avaliação do controlo postural. Este é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. Os dados do CP referem-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma, de acordo com a orientação do avaliado. A partir dos sinais mensurados pela plataforma, a posição do CP nas direções antero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l) é calculada através das expressões [Barela and Duarte 2011]:

$$CPa - p = (-h.Fx - My)/Fz \quad e \quad CPm - l = (-h.Fy - Mx)/Fz,$$

Figura 15: Plataforma de força (de [Duarte and Freitas 2010]).

onde:

$CPa - p$: Centro de pressão na direção antero-posterior;

h : é a altura de base de apoio acima da plataforma, que no presente estudo é nula;

Fx : Força aplicada na plataforma na direção antero-posterior;

My : Momento de força na direção médio-lateral;

Fz : Força aplicada na plataforma na direção vertical;

$CPm - l$: Centro de pressão na direção médio-lateral;

Fy : Força aplicada na plataforma na direção médio-lateral;

Mx : Momento de força na direção antero-posterior.

A grandeza física força é transformada pelos sensores da plataforma de força em sinais elétricos, que são sinais analógicos e apresentam características específicas de amplitude e frequência. Além da plataforma de força em si, são utilizados cabos, amplificadores e filtros para o processamento dos sinais elétricos para que seja representativo da grandeza mensurada. Cada sinal elétrico é captado por *software*, que fornece todos os dados obtidos para posterior análise. Fiabilidade: ICC = 0.88 [Hanke and Rogers 1992].

Os dados são adquiridos através do *software Acqknowledge* e podem ser visualizados de duas formas: por estabilograma ou por estatocinesiograma. O estabilograma, Figura 16, traduz a série temporal do CP em cada uma das direções, enquanto o estatocinesiograma, Figura 17, representa as variações do CP na direção antero-posterior e médio-lateral [Duarte and Freitas 2010; Mochizuki and Amadio 2003].

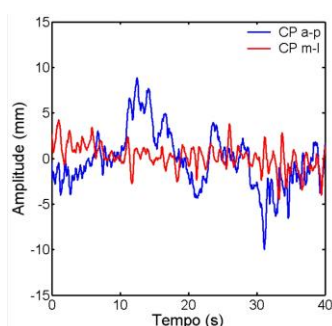


Figura 16: Estabilograma.

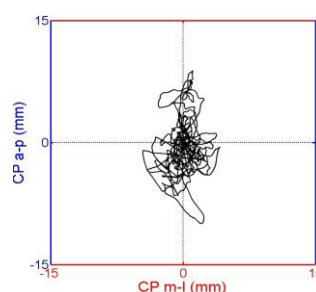


Figura 17: Estatocinesiograma.

A plataforma de forças utilizada foi da *Bertec Corporation* (USA), modelo *FP4060-10*, com a qual se procedeu ao registo das forças segundo as componentes x , y e z para medir a deslocação do CP dos indivíduos. Esta plataforma encontrava-se ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300*, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 100 Hz que se encontrava ligado a um conversor analógico-digital de 16 bits, marca *Biopac* (*Biopac Systems Inc.*, USA). As expressões utilizadas foram:

$$CP_a - p = (-h \cdot F_y - M_x)/F_z \text{ e } CP_m - l = (-h \cdot F_x - M_y)/F_z$$

Como se pode verificar, relativamente às expressões anteriormente apresentadas, apenas foram substituídos na primeira expressão a força antero-posterior pela médio-lateral e o momento da força aplicada médio-lateral pela antero-posterior. Já na segunda expressão a força médio-lateral foi substituída pela antero-posterior e o momento da força aplicada antero-posterior pela médio-lateral. Este ajuste teve de ser efetuado pois os pés estavam colocados não paralelamente, mas perpendicularmente ao comprimento da plataforma, Figura 18.



Figura 18: Posição dos indivíduos nas plataformas.

O sinal da plataforma de forma foi recolhido pelo *software Acqknowledge* durante os 10 minutos da tarefa, e foram analisados os 60 segundos iniciais e os 60 segundos finais, nas três componentes da força de reação ao solo, em duas circunstâncias distintas, aleatoriamente escolhidas, de modo a evitar o efeito de ordem que pode resultar de uma pré-ativação e/ou aprendizagem:

- Realização da atividade na posição de pé, com a tábua à altura *standard* de 95 cm (valor que incluiu a altura do ferro de engomar);
- Realização da atividade com a tábua à altura ajustada ao indivíduo, altura entre o chão e o cotovelo a 90°.

Foram calculados os valores de CP $_x$ (centro de pressão médio-lateral), CP $_y$ (centro de pressão antero-posterior) e velocidade no início e fim da tarefa, assim como a velocidade total de deslocamento.

4.3.3 Plataforma de Pressão

A plataforma de pressão é um sistema de pedobarografia que utiliza sensores para a aquisição das diferentes pressões resultantes da interação entre a planta do pé e a superfície da plataforma, gerando uma imagem de acordo com a carga aplicada [Shah and Patil 2005].

Os sensores de pressão, embora traduzam apenas a componente da força de reação normal ao plano de medição, permitem uma análise pormenorizada da distribuição das forças na planta do pé para uma dada região de contacto.

Neste trabalho, utilizou-se a plataforma de pressão *Emed* (Novel, USA), modelo AT, com gama de pressões 10 - 1,270 kPa, área total de 610×323×18 mm, área de sensorial 389×226 mm, 1,760 sensores, 2 por cm², e utilizada uma frequência de amostragem de 100 Hz.

Para o registo das pressões, a plataforma foi colocada em cima da plataforma de força e cada participante foi instruída a permanecer em pé, realizando a atividade de engomar durante 10 minutos, mantendo o olhar sempre em frente. Foram analisados os 60 segundos iniciais e os 60 segundos finais, nas três componentes da força de reação ao solo, em duas circunstâncias distintas, aleatoriamente escolhidas, de modo a evitar o efeito de ordem que pode resultar de uma pré-ativação e/ou aprendizagem:

- Realização da atividade na posição de pé, com a tábua à altura *standard* de 95 cm (já incluindo a altura do ferro de engomar);
- Realização da atividade com a tábua à altura ajustada ao indivíduo, altura da tábua mais ferro corresponde à medida entre o chão e o cotovelo, retirando 5 cm referentes à espessura da plataforma de pressões.

Para analisar os dados, o pé foi dividido em três áreas anatómicas, as quais incluem retropé, mediopé e antepé, Figura 19.



Figura 19: Divisão do pé em antepé, mediopé e retropé.

Após a aquisição de dados foi necessário efetuar, antes do respetivo tratamento, um pré-processamento que consistiu na conversão dos dados do formato binário, próprio do sistema *Emed* para o formato *ASCII*, para que estes pudessem ser analisados no *Microsoft Excel*.

As variáveis analisadas durante a tarefa foram a pressão média máxima (kPa) em cada área definida, que representa o valor máximo entre os comportamentos médios das pressões registados em todos os sensores no início (primeiros 60 segundos) e fim da tarefa (últimos 60 segundos). Além disso, foi registado o pico máximo, a área na qual ocorreu e o respetivo instante.

5 TRATAMENTO E ANÁLISE DE DADOS

A componente prática do estudo foi constituída por duas partes. Na primeira, foram tratados e analisados os dados relativamente à influência das posições de pé e sentado na ativação muscular do músculo trapézio superior, deltóide e grande peitoral nos movimentos de adução e abdução. Após essa análise, e tendo em conta a posição de pé, na segunda parte foram tratados e analisados os resultados relativos às plataformas de força e de pressão com a tábua de engomar à altura *standard* de 95 cm (90 cm de mesa + 5 cm de altura de ferro) e à altura ajustada a cada indivíduo.

5.1 Posição de pé e sentado

A amostra da primeira parte do estudo foi constituída por 10 indivíduos do género feminino ($n=10$), solteiras, estudantes e 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 ($n^1=10$) e sentadas ($n^2=10$).

Foi feita uma análise descritiva dos valores de *Root Mean Square* (RMS), de forma a perceber a ativação muscular de cada músculo em cada movimento, no início e final da tarefa, assim como após uma pausa de 1 minuto. Quanto maior o valor do RMS, maior é a ativação muscular.

Posteriormente, foi realizada uma análise descritiva da mediana das frequências, 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 em cada posição para cada músculo e em cada movimento de forma a perceber se ocorreu fadiga.

Por fim, foi efetuada análise estatística inferencial, de modo a verificar se as diferenças encontradas entre as duas posições são significativas, assim como a realização da pausa. Para tal foi utilizado o *teste t* para amostras emparelhadas, visto que aquando testada a normalidade da diferença de cada variável através do *teste Shapiro-Wilk*, todas estas possuíam um $p>0.05$, sendo verificada a normalidade.

Assim, começou-se por obter as alturas dos sujeitos e da tábua de engomar, como se pode verificar na Tabela 4, de forma a perceber se as medidas *standard* são as adequadas para cada indivíduo.

Tabela 4: Altura de cada indivíduo e da tábua mais ferro de engomar para a posição de sentado e de pé.

Altura Indivíduo (m)	Altura Tábua e Ferro de engomar Sentado (m)	Altura Tábua e Ferro de engomar Pé (m)
1.54	0.56	0.86
1.58	0.59	0.89
1.65	0.63	0.93
1.69	0.67	0.97
1.52	0.55	0.85
1.65	0.63	0.93
1.64	0.64	0.94
1.63	0.62	0.92
1.76	0.70	1.00
1.56	0.57	0.87

Para a recolha das amostras na posição de sentado, os indivíduos foram posicionados com o cotovelo a 90°, de forma a ficarem com os antebraços retos. Verificou-se que em nenhum dos indivíduos a altura da tábua utilizada correspondia à altura *standard* (0.65 m) para mulheres. Já no que se refere à posição de pé, foi utilizada a medida do trocânter, posicionando o ferro a 5 cm abaixo do cotovelo. Também em pé nenhum dos indivíduos utilizou a altura da tábua considerada *standard* (0.95 cm).

As Tabelas 5, 6 e 7 referem-se à quantidade de ativação muscular nos três momentos analisados: início, fim e após pausa.

Tabela 5: *Root Mean Square* médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, no início da tarefa.

		Trapézio superior		Deltóide anterior		Grande Peitoral	
		Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)
Pé	Adução	0.034 (0.021)	0.073 (0.036)	0.0662 (0.041)	0.3139 (0.216)	0.0946 (0.061)	0.1869 (0.085)
	Abdução	0.056 (0.044)	0.097 (0.064)	0.1704 (0.128)	0.3422 (0.233)	0.0620 (0.036)	0.1599 (0.078)
Sentada	Adução	0.107 (0.068)	0.178 (0.090)	0.0909 (0.078)	0.2504 (0.266)	0.1481 (0.108)	0.3265 (0.177)
	Abdução	0.122 (0.077)	0.226 (0.111)	0.1280 (0.093)	0.2958 (0.176)	0.1025 (0.029)	0.2917 (0.115)

Através da análise das médias obtidas, indicadas na Tabela 5, pode-se verificar que no início da tarefa, no movimento de adução, a atividade muscular foi superior na posição de sentada para todos os músculos em estudo. Além disso, e analisando os valores dos máximos, verifica-se que os valores mais elevados de atividade muscular também se verificam nessa posição, sendo por isso a menos favorável.

Já no que reporta ao movimento de abdução, a análise não é assim tão linear. Verifica-se que para o trapézio superior e grande peitoral a quantidade de atividade muscular é maior na posição de sentada; no entanto, no deltóide anterior a média foi superior na posição de pé. Quanto aos valores máximos, estes acompanharam as médias, tendo sido superiores onde estas também o foram.

Tabela 6: *Root Mean Square* médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, no final da tarefa.

		Trapézio superior		Deltóide anterior		Grande Peitoral	
		Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)
Pé	Adução	0.034 (0.021)	0.073 (0.036)	0.0662 (0.041)	0.3139 (0.216)	0.0946 (0.061)	0.1869 (0.085)
	Abdução	0.056 (0.044)	0.097 (0.064)	0.1704 (0.128)	0.3422 (0.233)	0.0620 (0.036)	0.1599 (0.078)
Sentada	Adução	0.107 (0.068)	0.178 (0.090)	0.0909 (0.078)	0.2504 (0.266)	0.1481 (0.108)	0.3265 (0.177)
	Abdução	0.122 (0.077)	0.226 (0.111)	0.1280 (0.093)	0.2958 (0.176)	0.1025 (0.029)	0.2917 (0.115)

Através da análise das médias obtidas, indicadas na Tabela 6, pode-se verificar que no fim da tarefa, no movimento de adução, a atividade muscular continuou a ser superior na posição de sentada para todos os músculos em estudo. Além disso, e analisando os valores dos máximos, verifica-se que os valores mais elevados de atividade muscular também se verificam nessa posição, à exceção do músculo deltóide para o qual ocorreu o maior pico na posição de pé.

Já no que reporta ao movimento de abdução, tal como aconteceu na análise do início de tarefa, esta situação não se verificou. Assim, observa-se que para o trapézio superior a quantidade de atividade muscular é maior na posição de sentada; no entanto, no deltóide anterior e grande peitoral a média foi superior na posição de pé. Quanto aos valores máximos, estes acompanharam as médias.

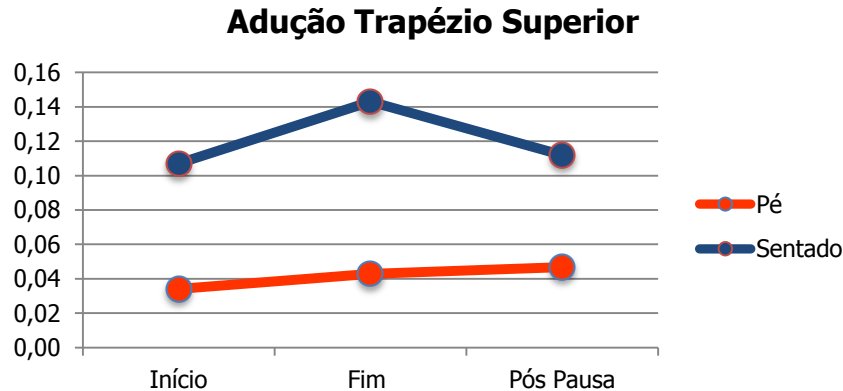
Tabela 7: *Root Mean Square* médio e respetivo desvio padrão, relativo aos três músculos em estudo, nos dois movimentos e na posição de pé e sentado, após uma pausa.

		Trapézio superior		Deltóide anterior		Grande Peitoral	
		Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)	Média (DP)	Máximo (DP)
Pé	Adução	0.0468 (0.013)	0.0951(0.082)	0.0271 (0.006)	0.1338 (0.057)	0.1091 (0.016)	0.1944 (0,080)
	Abdução	0.0819 (0.018)	0.1272 (0.104)	0.1827 (0.022)	0.3217 (0.125)	0.0383 (0.006)	0.0808 (0.038)
Sentada	Adução	0.1124 (0.030)	0.2392 (0.226)	0.0365 (0.005)	0.1595 (0.087)	0.1650 (0.024)	0.3025 (0.113)
	Abdução	0.1150 (0.023)	0.2343 (0.141)	0.1362 (0.027)	0.2223 (0.156)	0.0614 (0.024)	0.1644 (0.165)

Através da análise das médias mostradas na Tabela 7, pode-se verificar que após uma pausa de 1 minuto, no movimento de adução, a atividade muscular continuou a ser superior na posição de sentada para todos os músculos em estudo. Além disso, e analisando os valores dos máximos, verifica-se que os valores mais elevados de atividade muscular também se verificam nessa posição, tal como aconteceu no início da tarefa.

Já no que reporta ao movimento de abdução, o quadro é idêntico ao elaborado no início da tarefa. Assim, verifica-se que para o trapézio superior e grande peitoral a quantidade de atividade muscular é maior na posição de sentada; no entanto, no deltóide anterior a média foi superior na posição de pé. Quanto aos valores máximos, estes acompanharam as médias, tendo sido superiores quando estas também o foram.

As Figuras 20 a 25 permitem uma análise gráfica individual de cada músculo e de cada movimento nos três momentos avaliados: início, fim e após pausa, de forma a verificar como se comporta cada músculo ao longo da tarefa.

Figura 20: *Root Mean Square* médio, relativo à adução do músculo trapézio superior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Na Figura 20, pode observar-se claramente que o trapézio superior, músculo estabilizador do ombro, no movimento de adução apresentou maior quantidade de ativação muscular na posição de sentado, comparativamente com a posição de pé. Nessa mesma posição nota-se um aumento do início para o fim da tarefa e uma diminuição pós-pausa. Já na posição de pé, verifica-se um aumento gradual de momento para momento, não se tendo observado recuperação após a pausa.

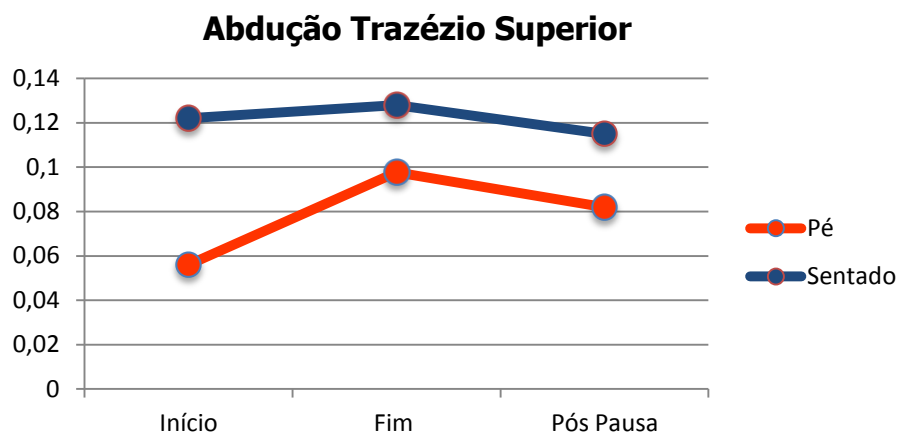


Figura 21: *Root Mean Square* médio, relativo à abdução do músculo trapézio superior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Na Figura 21, pode verificar-se que o trapézio superior, no movimento de abdução, apresentou maior quantidade de ativação muscular na posição de sentado, comparativamente com a posição de pé. Em ambas as posições, verifica-se um aumento do início para o fim da tarefa, apesar deste ser mais acentuado na posição de pé e uma diminuição após pausa da tarefa bastante similar nas duas posições.

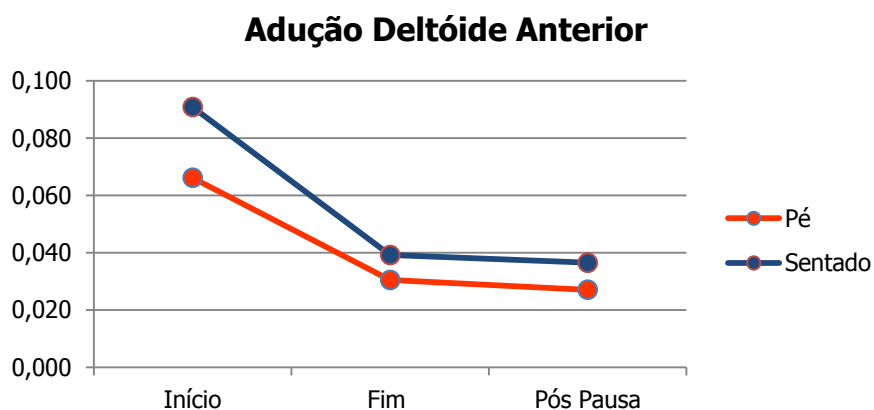


Figura 22: *Root Mean Square* médio, relativo à adução do músculo deltóide anterior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Relativamente à Figura 22, verifica-se que o comportamento deste músculo é um pouco diferente, pois o deltóide anterior é um músculo secundário no movimento de adução; no entanto, optou-se por considerá-lo, pois sabe-se que este músculo contribui dado o seu papel de antagonista [Seeley et al. 2007]. Assim, pode-se verificar que este apresenta um comportamento muito semelhante nas duas posições; contudo, a posição de sentado apresenta maior ativação muscular. Pode-se observar uma diminuição muito acentuada do início para o fim da tarefa, e apesar de continuar a diminuir após a pausa, isso acontece de forma mais gradual.

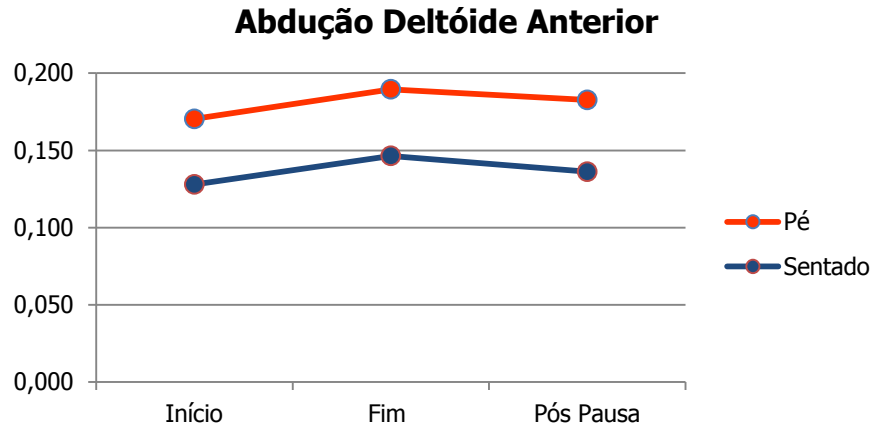


Figura 23: *Root Mean Square* médio, relativo à abdução do músculo deltóide anterior, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Relativamente à Figura 23, no movimento de abdução que tem especial importância, pois o músculo deltóide anterior é responsável por este movimento, pode-se verificar que a atividade muscular é superior na posição de pé, o que significa que posição de pé é a menos benéfica. Verifica-se também em ambas as posições um aumento da quantidade de ativação muscular do início para o fim da tarefa, e após a pausa verifica-se uma recuperação e consequente diminuição da quantidade de ativação muscular, ficando muito próximo do valor inicial.

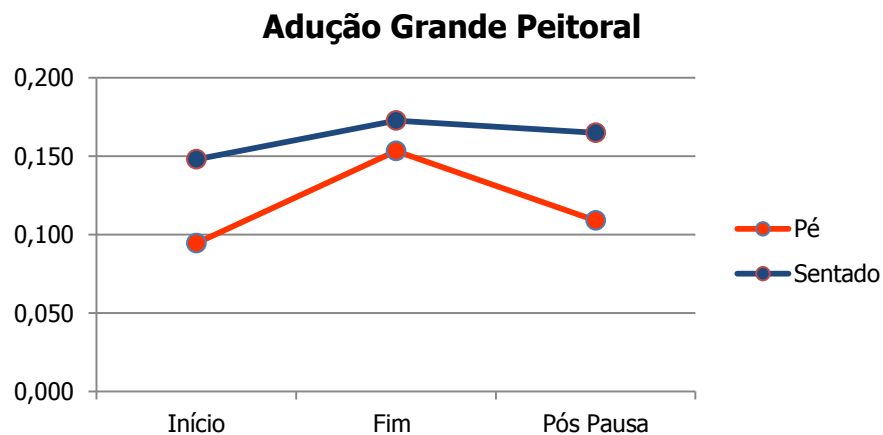


Figura 24: *Root Mean Square* médio, relativo à adução do músculo grande peitoral, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Pela Figura 24, pode-se analisar a adução do grande peitoral, movimento pelo qual este músculo é responsável, e verificar que a posição de sentado, quando comparada com a posição de pé, foi menos vantajosa, pois a quantidade de ativação muscular é superior. Além disso, do início para o fim da tarefa a ativação muscular aumenta, mas depois da pausa verificou-se uma diminuição da quantidade de ativação, sendo que a recuperação é mais acentuada na posição de pé.

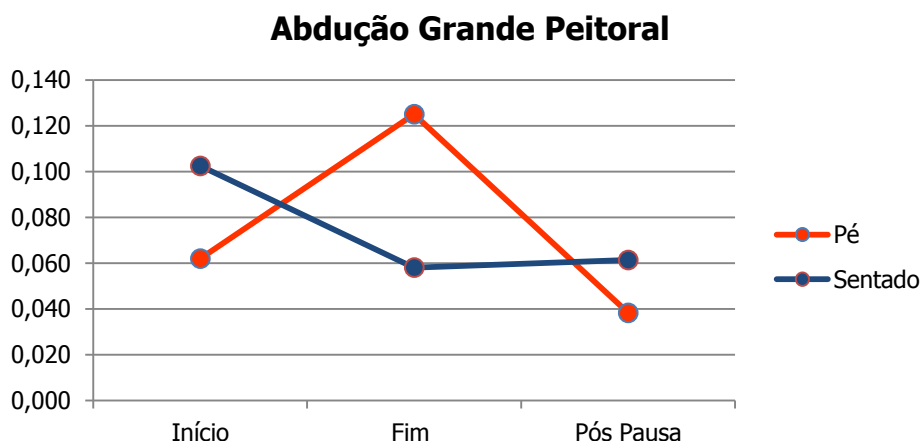


Figura 25: *Root Mean Square* médio, relativo à abdução do músculo grande peitoral, nas posições de pé e sentado, nos três momentos.

Relativamente à Figura 25, pode-se concluir que o comportamento do músculo foi um pouco distinto do que aconteceu quando atuou como músculo principal no movimento de adução. Assim, pode-se verificar que no movimento de abdução na posição de pé ao longo da tarefa a quantidade de ativação muscular aumentou, diminuindo após a pausa. Já na posição de sentado, a quantidade de ativação muscular diminuiu, tendo um pequeno aumento após a pausa. Assim, é ambíguo afirmar qual a posição mais favorável.

A Tabela 8 permite verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas na quantidade de ativação muscular para as posições de pé e de sentado, no início, no fim e após pausa.

Tabela 8: *Root Mean Square* em termos de existência de diferenças significativas entre a posição (pé ou sentado) e a quantidade de ativação muscular através do valor prova, no início, fim e após pausa da tarefa (valores significativos a negrito).

		<i>p</i> Início	<i>p</i> Final	<i>p</i> Pós-Pausa
Trapézio Superior	Adução	0.010	0.049	0.026
	Abdução	0.050	0.228	0.124
Deltóide Anterior	Adução	0.388	0.563	0.152
	Abdução	0.163	0.087	0.188
Grande Peitoral	Adução	0.244	0.356	0.032
	Abdução	0.025	0.408	0.411

Na Tabela 8, verifica-se que existe evidência estatisticamente significativa para afirmar que a posição influencia a quantidade de atividade muscular do trapézio superior na adução em todos os momentos da tarefa, assim como do grande peitoral na adução, após pausa e na abdução no início da tarefa ($p < 0.05$). Quanto ao trapézio superior na abdução e ao deltóide anterior nos dois movimentos, em todos os momentos da tarefa, assim como o grande peitoral na adução, no início e fim da tarefa e na abdução no fim e pós pausa, essa diferença não é estatisticamente

significativa ($p>0.05$), não existindo evidência estatística para afirmar que a posição influencia a quantidade de ativação muscular, apesar de se observarem valores diferentes na análise descritiva.

Tabela 9: *Root Mean Square* em termos descritivos, através da média e desvio padrão e existência de diferenças significativas na quantidade de ativação muscular através do valor prova, no início, no fim e após pausa da tarefa (valor significativo a negrito).

			INÍCIO (1) Média (dp)	FIM (2) Média (dp)	PÓS-PAUSA(3) Média (dp)	Valor prova (p) 1/2	Valor prova (p) 2/3
PÉ	Trapézio Superior	Adução	0.034 (0.022)	0.043 (0.034)	0.047 (0.042)	0.471	0.721
		Abdução	0.056 (0.044)	0.098 (0.048)	0.082 (0.058)	0.169	0.611
	Deltóide Anterior	Adução	0.066 (0.041)	0.031 (0.021)	0.027 (0.018)	0.039	0.458
		Abdução	0.170 (0.127)	0.190 (0.084)	0.183 (0.070)	0.882	0.728
SENTADA	Grande Peitoral	Adução	0.095 (0.050)	0.153 (0.079)	0.109 (0.050)	0.059	0.549
		Abdução	0.062 (0.036)	0.125 (0.023)	0.038 (0.020)	0.096	0.848
	Trapézio Superior	Adução	0.107 (0.068)	0.143 (0.115)	0.112 (0.095)	0.727	0.847
		Abdução	0.122 (0.074)	0.128 (0.082)	0.115 (0.071)	0.680	0.729
	Deltóide Anterior	Adução	0.091 (0.078)	0.039 (0.037)	0.036 (0.017)	0.123	0.147
		Abdução	0.128 (0.088)	0.147 (0.087)	0.136 (0.084)	0.530	0.820
	Grande Peitoral	Adução	0.148 (0.108)	0.173 (0.072)	0.165 (0.076)	0.397	0.259
		Abdução	0.103 (0.029)	0.061 (0.056)	0.060 (0.077)	0.074	0.912

Através da análise dos valores de média apresentados na Tabela 9, verifica-se que a ativação muscular foi menor no início ou após a pausa da tarefa. Na posição de pé, na adução do deltóide e na abdução do grande peitoral, ocorre inclusive uma ativação muscular inferior após a pausa da tarefa, em comparação com o início. Já na posição de sentado, verifica-se maior ativação muscular pós-pausa na abdução do trapézio, adução do deltóide e abdução do grande peitoral. No que se refere aos valores de maior ativação muscular, estes aconteceram sempre no final da tarefa à exceção de na posição de pé a adução do trapézio que aconteceu pós-pausa, e na adução do deltóide que aconteceu no início da tarefa; na posição de sentado, repetiu-se a situação na adução do deltóide e surgiu também na abdução do grande peitoral, note-se que estes últimos músculos nos movimentos indicados são secundários.

Quando se analisa o valor prova, pode-se verificar que quando se compara início com fim da tarefa, apenas o deltóide anterior, na adução, na posição de pé, apresenta valor significativo ($p=0.039$) sendo estatisticamente possível afirmar que o tempo de tarefa influencia a ativação muscular. Relativamente à ativação muscular do fim com pós-pausa, não existiram em caso algum diferenças estatisticamente significativas ($p>0.05$).

Tabela 10: 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 (valor significativo a negrito).

			Média	Desvio Padrão	Valor Prova
Trapézio Superior	Adução	Pé	14.844	21.491	0.165
		Sentado	18.701	27.977	
	Abdução	Pé	-7.900	31.615	0.043
		Sentado	19.814	46.500	
Deltóide Anterior	Adução	Pé	5.469	21.012	0.066
		Sentado	-0.244	15.508	
	Abdução	Pé	-0.062	7.684	0.641
		Sentado	0.584	10.546	

			Média	Desvio Padrão	Valor Prova
Grande Peitoral	Adução	Pé	3.017	10.223	0.185
		Sentado	-8.984	32.756	
	Abdução	Pé	4.785	28.986	0.089
		Sentado	-4.315	19.804	

As médias mostram, na Tabela 10, que alguns músculos em alguns movimentos e posições não atingiram fadiga, como na posição de pé, na abdução o trapézio superior e o deltóide anterior; e na posição de sentado o deltóide anterior na adução e o grande peitoral na adução e abdução. Além disso, verificou-se que para o trapézio superior, nos dois movimentos e para a abdução do deltóide as médias das medianas de frequências foram maiores na posição de sentada e para o deltóide anterior na adução e grande peitoral nos dois movimentos, as médias das medianas de frequências foram maiores na posição de pé.

Adicionalmente, e analisando o valor prova, verifica-se que existe evidência estatística para afirmar que posição influencia a fadiga do trapézio superior, no movimento de abdução ($p=0.043$), em todas as outras situações obteve-se $p>0.05$, logo não há evidência estatística.

5.2 Posição de pé

A amostra desta segunda parte do estudo foi constituída pelos mesmos 10 indivíduos do género feminino considerado na etapa anterior, às quais foram acrescentados mais três mulheres, solteiras, estudantes e destras, ficando-se assim com uma amostra de 13 indivíduos. A média de idades final foi de 21.85 com desvio padrão de 1.345 e IMC de 21.79 com desvio padrão de 2.785. Ainda relativo ao índice de massa corporal, 9 das participantes estavam no valor normal, enquanto duas estavam abaixo (IMC 17.2 e 17.7) e duas acima (IMC 25.7 e 25.9).

Todas as participantes realizaram de forma aleatória a mesma atividade: movimento de adução e abdução sobre a tábua de engomar; no entanto, numa das vezes a altura da tábua estava de acordo com a altura *standard* ($n^1=13$) e numa outra a altura era a "ideal" para a tarefa e altura da participante ($n^2=13$).

Nesta segunda parte começou-se por fazer recolha das alturas da tábua de engomar e seguidamente foi feita uma análise descritiva dos valores dos deslocamentos antero-posterior e médio lateral, de forma a perceber a direção das oscilações no início e final da tarefa, assim como a velocidade de deslocamento. Além disso, foram verificadas as pressões plantares máximas no antepé, mediopé e retropé, tal como o pico máximo ocorrido durante a tarefa, de forma a perceber quais os locais onde está a ser exercida maior pressão.

Por fim, foi efetuada análise estatística inferencial, de modo a verificar se as diferenças encontradas entre as duas posições são significativas, assim como a realização da pausa. Para tal foi utilizado o *teste Mann Whitney* para amostras emparelhadas, visto que aquando testada a normalidade da diferença de cada variável através do *teste Shapiro-Wilk*, as variáveis possuíam um $p<0.05$, não sendo comprovada a normalidade.

5.2.1 Deslocamento antero-posterior e médio-lateral e velocidade de deslocamento

Nesta secção são tratados e analisados os dados relativos ao centro de pressão (CP), nas direções médio-lateral e antero-posterior, assim como a velocidade das suas oscilações. São analisados os 60 segundos iniciais e os 60 segundos finais da tarefa.

É importante inicialmente perceber quais as alturas utilizadas. Assim, a altura da tábua *standard* foi de 90 cm, sendo que o ferro de engomar usado tem uma altura de 5 cm. A altura de

cada indivíduo, a altura do cotovelo e a altura ajustada da tábua juntamente com o ferro indicam-se na Tabela 11.

Tabela 11: Altura de cada indivíduo, da tábua e ferro de engomar e do cotovelo.

Altura Indivíduo (m)	Altura Tábua e Ferro (m)	Altura cotovelo (m)
1.68	0.95	1.00
1.60	0.89	0.94
1.54	0.86	0.91
1.58	0.89	0.94
1.67	0.94	0.99
1.65	0.93	0.98
1.69	0.97	1.03
1.52	0.85	0.90
1.65	0.93	0.98
1.64	0.94	0.99
1.63	0.92	0.97
1.76	1.00	1.05
1.56	0.87	0.92

Pode-se verificar da Tabela 11, que a altura ajustada só foi igual à altura *standard* para um dos indivíduos. Para 10 indivíduos a medida *standard* foi superior ao necessário e apenas para dois foi inferior. As medidas foram obtidas a partir da medida da altura do cotovelo, sendo retirada a esta 5 cm, para que os indivíduos consigam permanecer numa postura correta.

Nas Tabelas 12 a 15, estão os valores referentes ao deslocamento e velocidade de deslocamento antero-posterior e médio-lateral, no início e fim da tarefa.

Tabela 12: Deslocamento do Centro de pressão, nas direções médio-lateral (Cpy) e antero-posterior (Cpx), em termos de média (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre o início e o fim da tarefa através do valor prova (valor significativo a negrito).

		Início	Fim	Valor prova (p)
Medida Standard	Cpx (m)	-0.015 (0.031)	-0.018 (0.029)	0.482
	Cpy (m)	-0.007 (0.040)	-0.017 (0.036)	0.001
Medida ajustada	Cpx (m)	-0.010 (0.0162)	-0.010 (0.014)	0.186
	Cpy (m)	0.002 (0.013)	-0.001 (0.012)	0.168

Através da análise dos valores da Tabela 12, pode-se verificar que quando a tábua estava à altura *standard*, os deslocamentos médio-lateral e antero-posterior aumentaram com o decorrer da tarefa, sendo que existiram diferenças estatisticamente significativas entre o início e o fim da tarefa na direção médio-lateral, tendo sido muito superior no fim (-0.017 metros) quando comparado com os -0.007 metros do início; isto é, estatisticamente pode-se afirmar que o tempo realização da tarefa influencia o deslocamento médio-lateral.

Quando a tábua passou a estar à altura ajustada às participantes, as oscilações do início para o fim da tarefa mantiveram-se ou diminuíram. Não havendo diferenças estatisticamente significativas entre o início e o fim da tarefa.

Tabela 13: Deslocamento do Centro de pressão, nas direções médio-lateral (Cpy) e antero-posterior (Cpx), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre a altura da tábua através do valor prova (valor significativo a negrito).

		Altura <i>standard</i>	Altura <i>standard</i>	Valor prova (<i>p</i>)
Início	Cpx (m)	-0.015 (0.031)	-0.010 (0.0162)	1
	Cpy (m)	-0.007 (0.040)	0.002 (0.013)	0.735
Fim	Cpx (m)	-0.018 (0.029)	-0.010 (0.014)	0.787
	Cpy (m)	-0.017 (0.036)	-0.001 (0.012)	0.027

Quando se analisa os valores indicados na Tabela 13, de forma a verificar as diferenças entre as alturas da tábua, verifica-se que tanto no início como no fim da tarefa, a média dos deslocamentos foi bastante menor quando as participantes utilizaram a tábua à altura ajustada. No entanto, apenas se pode afirmar que existiram diferenças estatisticamente significativas entre as alturas da tábua no final da tarefa nas oscilações realizadas na direção médio-lateral, sendo que estas foram bastante menores com a tábua à altura ajustada, 0.001 metros, quando comparada com a altura *standard*, 0.017 metros. Isto significa que após 10 minutos de tarefa, podemos afirmar que a altura da tábua influencia o deslocamento médio-lateral.

Tabela 14: Velocidade de deslocamento nas direções médio-lateral (M-L) e antero-posterior (A-P), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre o início e o fim da tarefa através do valor prova.

		Início	Fim	Valor prova (<i>p</i>)
Medida <i>Standard</i>	Velocidade A-P (m/s)	0.010 (0.007)	0.013 (0.005)	0.301
	Velocidade M-L (m/s)	0.056 (0.012)	0.057 (0.011)	0.500
	Velocidade média (m/s)	0.058 (0.012)	0.059 (0.010)	0.393
Medida <i>ajustada</i>	Velocidade A-P (m/s)	0.012 (0.005)	0.012 (0.008)	0.956
	Velocidade M-L (m/s)	0.050 (0.016)	0.048 (0.007)	0.446
	Velocidade média (m/s)	0.052 (0.015)	0.051 (0.016)	0.500

Através da análise dos valores da Tabela 14, pode-se verificar que com a tábua à altura *standard*, a velocidade aumentou do início para o fim da tarefa; quando a tábua estava à altura ajustada a velocidade de deslocação médio-lateral e velocidade média total diminuíram. Além disso, pode-se verificar que a velocidade antero-posterior se manteve, enquanto a mesma velocidade para a altura *standard* aumentou 0.003 m/s. No entanto, não existiram diferenças estatisticamente significativas entre o início e o fim da tarefa em nenhum dos momentos considerados.

Tabela 15: Velocidade de deslocamento nas direções médio-lateral (M-L) e antero-posterior (A-P), em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas entre a altura *standard* e a ajustada da tábua através do valor prova (valores significativos a negrito).

		Altura <i>standard</i>	Altura <i>ajustada</i>	Valor prova (<i>p</i>)
Início	Velocidade A-P (m/s)	0.010 (0.007)	0.012 (0.005)	0.489
	Velocidade M-L (m/s)	0.056 (0.012)	0.050 (0.016)	0.073
	Velocidade média (m/s)	0.058 (0.012)	0.052 (0.015)	0.073
Fim	Velocidade A-P (m/s)	0.013 (0.005)	0.012 (0.008)	0.743
	Velocidade M-L (m/s)	0.057 (0.011)	0.048 (0.007)	0.034
	Velocidade média (m/s)	0.059 (0.010)	0.051 (0.016)	0.047

Da Tabela 15, pode-se verificar que à exceção da velocidade de deslocação antero-posterior no início da tarefa, todos os outros momentos apresentaram velocidades de deslocamento inferiores para a tábua à altura ajustada em relação à altura *standard*. Além disso, no final da tarefa existiram evidências estatisticamente significativas para afirmar que a altura da tábua influenciou a velocidade de deslocamento médio-lateral ($p=0.034$) e a velocidade total média de deslocamento ($p=0.047$).

5.2.2 Pressão Plantar

Nesta secção são tratados e analisados os dados relativos à pressão plantar. Assim, são estudados os picos de pressão do antepé, mediopé e retropé nos 60 segundos iniciais e os 60 segundos finais da tarefa, assim como o pico máximo observado durante toda a tarefa.

Tabela 16: Valores da média dos máximos de pressão no antepé, mediopé e retropé, em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas existentes entre o início e o fim da tarefa através do valor de prova (valor significativo a negrito).

		Início	Fim	Valor prova (p)
Medida Standard	Antepé (KPa)	135.00 (40.927)	125.77 (56.341)	0.442
	Mediopé (KPa)	38.46 (17.486)	36.92 (17.858)	0.266
	Retropé (KPa)	148.46 (44.832)	157.69 (43.138)	0.257
Medida ajustada	Antepé (KPa)	139.62 (52.140)	140.00 (50.415)	0.966
	Mediopé (KPa)	42.31 (16.660)	47.31 (22.137)	0.195
	Retropé (KPa)	148.46 (44.832)	191.15 (67.582)	0.044

Dos dados da Tabela 16, pode-se verificar que quando foi usada a tábua à altura *standard*, os picos de pressão ao nível do antepé e mediopé diminuíram, tendo aumentando os valores ao nível do retropé. Já com a tábua à altura ajustada, denotou-se um aumento dos picos de pressões em todas as zonas do pé, tendo-se verificado uma diferença significativamente ente os máximos de pressão do início para o fim da tarefa ao nível do retropé. Isto é, podemos afirmar que a o tempo da tarefa influencia a pressão plantar exercida no retropé, aquando a utilização da tábua ajustada.

Tabela 17: Picos de pressão no antepé, mediopé e retropé, em termos de média e (desvio padrão) e diferenças estatísticas existentes entre a tábua à altura *standard* e ajustada, através do valor de prova (valores significativos a negrito).

		Altura <i>standard</i>	Altura ajustada	Valor prova (p)
Início	Antepé (KPa)	135.00 (40.927)	139.62 (52.140)	0.595
	Mediopé (KPa)	38.46 (17.486)	42.31 (16.660)	0.159
	Retropé (KPa)	148.46 (44.832)	160.77 (50.471)	0.169
Fim	Antepé (KPa)	125.77 (56.341)	140.00 (50.415)	0.045
	Mediopé (KPa)	36.92 (17.858)	47.31 (22.137)	0.024
	Retropé (KPa)	157.69 (43.138)	191.15 (67.582)	0.055

Através da Tabela 17, pode-se verificar que no início da tarefa, os valores do pico de pressão foram superiores em todas as zonas do pé aquando esta foi realizada com a tábua à altura ajustada, no entanto, estas diferenças não foram estatisticamente significativas.

No fim da tarefa, pode-se verificar que essa tendência se manteve, existindo inclusive evidência estatisticamente significativas para afirmar que a altura da tábua influenciou os valores de pressão plantar no antepé e mediopé ($p < 0.05$), no fim da tarefa.

Quanto aos valores do pico máximo, verificou-se que quando foi utilizada a tábua à altura *standard* a média do pico máximo foi de 203.46 (62.329) KPa com um mínimo de 120KPa e um máximo de 320 KPa. Já quando essa altura foi ajustada, a média deste pico foi 214.23 (67.108) KPa, com um mínimo de 115KPa e um máximo de 340KPa (valores não referidos na tabela).

Tabela 18: Número de picos máximos de pressão verificados em cada região plantar com a tábua à altura *standard* e ajustada.

	Antepé	Mediopé	Retropé
Altura <i>standard</i>	5	0	8
Altura ajustada	3	0	10

A Tabela 18 mostra que aquando da utilização da tábua à altura *standard*, dos 13 participantes, 5 apresentaram picos de pressão plantar no antepé, 8 no retropé, sendo que nenhuma apresentou pico de pressão no mediopé. O mesmo aconteceu com a tábua à altura ajustada; no entanto, existiram 10 participantes com picos de pressão plantar no retropé e apenas 3 no antepé.

Tabela 19: Número do indivíduos e momento em que ocorre o pico máximo nas diferentes condições (tábua *standard* e ajustada).

	0-2 min	3-7 min	8-10 min
Altura <i>standard</i>	8	2	3
Altura ajustada	4	5	4

Através da análise dos valores da Tabela 19, pode-se verificar que com tábua à altura *standard* grande parte dos picos de pressão (8) se verificaram nos primeiros dois minutos, entre os 3 e os 7 minutos apenas 2 picos foram observados, e nos últimos 2 minutos, 3 indivíduos apresentaram picos de pressão. Com a tábua à altura ajustada, os resultados foram diferentes, nos primeiros 2 minutos passaram de 8 para 4 participantes, aumentando de 2 para 5 no tempo médio e de 3 para 4 nos últimos dois minutos.

5.2.3 Correlações

Com o objetivo de verificar qual a interdependência entre as características individuais dos participantes e as variáveis analisadas e entre as pressões máximas das diferentes áreas do pé e o deslocamento antero-posterior e médio-lateral, apresenta-se as Tabelas 19 e 20, respetivamente.

Tabela 20: Correlação entre as variáveis velocidade, deslocamento antero-posterior (CPx) e médio-lateral (CPy), pressões plantares nas três áreas (ante, médio e retro) e pico máximo de pressão e as variáveis peso, altura e Índice de Massa Corporal (IMC) (correlações fortes significativas a negrito, correlações moderadas a itálico).

		Peso r(p)	Altura r(p)	IMC r(p)
Altura <i>standard</i>	Velocidade Inicial	0.143 (0.642)	0.286 (0.343)	-0.154 (0.616)
	Velocidade Final	-0.082 (0.789)	0.195 (0.523)	<i>-0.308 (0.306)</i>
	CPx Inicial	-0.102 (0.741)	<i>-0.477 (0.100)</i>	0.292 (0.334)
	CPx Final	-0.209 (0.494)	<i>-0.338 (0.258)</i>	0.110 (0.721)

		Peso r(p)	Altura r(p)	IMC r(p)
Altura ajustada	CPy Inicial	-0.203 (0.505)	-0.308 (0.306)	-0.044 (0.887)
	CPy Final	0.264 (0.384)	0.036 (0.908)	0.082 (0.789)
	Antepé Inicial	0.033 (0.915)	0.145 (0.636)	-0.135 (0.660)
	Antepé Final	0.050 (0.872)	-0.093 (0.764)	0.041 (0.893)
	Mediopé Inicial	-0.029 (0.925)	-0.586 (0.035)	0.403 (0.172)
	Mediopé Final	-0.275 (0.363)	-0.590 (0.034)	0.314 (0.296)
	Retropé Inicial	-0.011 (0.971)	0.215 (0.480)	-0.050 (0.872)
	Retropé Final	-0.168 (0.583)	-0.0218 (0.474)	-0.121 (0.693)
	Pico Máximo	-0.308 (0.306)	0.123 (0.690)	-0.226 (0.459)
	Velocidade Inicial	0.571 (0.041)	0.050 (0.872)	0.401 (0.174)
	Velocidade Final	0.363 (0.223)	0.292 (0.334)	0.104 (0.734)
	CPx Inicial	-0.484 (0.094)	-0.080 (0.796)	-0.352 (0.239)
	CPx Final	-0.467 (0.108)	0.019 (0.950)	-0.544 (0.049)
	CPy Inicial	-0.187 (0.541)	0.212 (0.487)	-0.407 (0.168)
	CPy Final	-0.220 (0.471)	-0.025 (0.936)	-0.115 (0.707)
	Antepé Inicial	-0.288 (0.341)	0.022 (0.943)	-0.343 (0.251)
	Antepé Final	-0.077 (0.802)	-0.019 (0.950)	-0.047 (0.879)
	Mediopé Inicial	0.242 (0.426)	-0.538 (0.049)	0.550 (0.049)
	Mediopé Final	0.325 (0.278)	-0.462 (0.112)	0.314 (0.296)
	Retropé Inicial	-0.174 (0.570)	-0.134 (0.663)	0.052 (0.865)
Retropé Final	-0.129 (0.678)	0.156 (0.611)	-0.121 (0.693)	
Pico Máximo	-0.391 (0.187)	0.161 (0.599)	-0.330 (0.271)	

Como se pode verificar dos dados da Tabela 20, no que se refere ao peso, existiram mais correlações entre este e o momento em que a altura da tábua estava ajustada ao indivíduo. Assim, à altura *standard* notou-se apenas uma correlação moderada negativa entre o peso e pico máximo, embora não significativo. No entanto, com a tábua à altura ajustada, verificaram-se correlações moderadas positivas entre o peso e a velocidade de deslocamento no final da tarefa e pressão exercida no médio pé. Existiram também correlações moderadas negativas entre o peso e o deslocamento antero-posterior (CPx) no início e fim da tarefa, assim como no pico máximo, todas não significativas. Existiu uma correlação forte positiva e significativa entre o peso e a velocidade inicial ($r=0.571$ e $p=0.041$), isto é, existe evidência estatística para afirmar que quanto maior o peso, maior foi a velocidade de deslocamento inicial.

Relativamente à altura do indivíduo, foram verificadas mais correlações aquando a utilização da tábua à altura *standard*. Existindo correlações moderadas negativas, mas não significativas entre a altura do indivíduo e o deslocamento antero-posterior inicial e final e o deslocamento médio-lateral inicial. Foram também evidentes correlações fortes negativas e significativas entre a altura do indivíduo e a pressão plantar exercida no médio pé no início ($r=-0.586$, $p=0.035$) e fim ($r=-0.590$, $p=0.034$) da tarefa; isto é, quanto maior foi a altura do indivíduo, menor foi a pressão exercida no mediopé ao longo da tarefa. Na realização da tarefa com a tábua à altura ajustada, existiu apenas uma correlação moderada negativa e não significativa entre a altura do indivíduo e pressão plantar no mediopé no final da tarefa e uma correlação forte negativa e significativa entre a altura e a pressão plantar no médio pé no início da tarefa ($r=-0.538$, $p=0.049$); significando que quanto maior foi a altura, menor foi a pressão no mediopé no início da tarefa.

Quando analisa-se o IMC, verifica-se que com a tábua à altura *standard* existiu correlação negativa e não significativa entre o IMC e a velocidade final e correlações moderadas positivas, mas não significativas entre o IMC e a pressão plantar no médio pé no início e fim da tarefa. Com a tábua à altura ajustada, verificaram-se correlações moderadas e negativas, mas não significativas entre o IMC e deslocamento antero-posterior e médio-lateral no início da tarefa e pressão plantar no antepé no início da tarefa; correlações moderadas positivas e não significativas entre IMC e velocidade de deslocamento inicial e mediopé final; existiram também correlações fortes negativas e significativas entre o IMC e deslocamento antero-posterior no fim da tarefa ($r=-0.544$, $p=0.049$), que indica que quanto maior o IMC, menor foi o deslocamento antero-posterior no final da tarefa e entre IMC e pressão plantar mediopé no fim da tarefa ($r=0.550$, $p=0.049$), isto é, quanto maior o IMC, maior a pressão plantar no nessa área do pé.

Tabela 21: Correlação entre as variáveis deslocamento antero-posterior (CPx) e médio-lateral (CPy) e as variáveis pressões plantares nas três áreas (ante, médio e retro) e pico máximo de pressão, no início e fim da tarefa (correlações moderadas a *itálico*).

		Inicial		Final	
		CPx r(p)	CPy r(p)	CPx r(p)	CPy r(p)
Altura <i>standard</i>	Antepé	0.043 (0.890)	-0.281 (0.352)	0.121 (0.692)	0.022 (0.943)
	Mediopé	<i>0.421 (0.152)</i>	<i>0.470 (0.105)</i>	0.191 (0.531)	0.036 (0.907)
	Retropé	0.074 (0.809)	-0.218 (0.475)	0.289 (0.338)	0.008 (0.979)
	Pico máximo	<i>0.441 (0.132)</i>	-0.028 (0.929)	0.050 (0.872)	-0.162 (0.600)
Altura ajustada	Antepé	-0.003 (0.993)	<i>0.326 (0.276)</i>	-0.055 (0.858)	-0.119 (0.699)
	Mediopé	<i>-0.336 (0.262)</i>	-0.103 (0.738)	-0.203 (0.506)	-0.231 (0.449)
	Retropé	<i>0.326 (0.278)</i>	<i>-0.312 (0.300)</i>	-0.039 (0.900)	0.019 (0.950)
	Pico máximo	0.250 (0.409)	0.047 (0.879)	-0.100 (0.748)	-0.094 (0.761)

Da Tabela 21, pode-se verificar que no início da tarefa, quando realizada com tábua à altura *standard* existiram correlações moderadas, mas não significativas entre o deslocamento antero-posterior e médio-lateral e a pressão plantar realizada no mediopé. Isto é, quanto maior o deslocamento em qualquer sentido, maior a pressão nessa área, assim como entre o deslocamento antero-posterior e o valor do pico máximo de pressão plantar. Tal aumento do deslocamento poderá estar relacionado com um aumento do pico de pressão.

Com a tábua à altura ajustada e analisando igualmente o início da tarefa verificaram-se correlações moderadas e não significativas entre o deslocamento antero-posterior e o mediopé (correlação negativa) e retropé (correlação positiva) e entre o deslocamento médio-lateral e o antepé (correlação positiva) e o retropé (correlação negativa). Assim, verificou-se que um maior deslocamento antero-posterior levou a um aumento da pressão plantar no retropé, e um maior deslocamento médio-lateral originou a uma menor pressão nesta área.

No final da tarefa as correlações entre o deslocamento e as pressões plantares foram fracas, seja usada a tábua à altura *standard* ou ajustada.

6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A persistência dos sintomas de LMERT tende a inibir as atividades domésticas e ocupacionais. Períodos prolongados de inatividade levam a atrofia muscular e à perda de amplitudes funcionais. Se esse ciclo não é interrompido, a capacidade funcional está comprometida e desta forma a capacidade para o trabalho [Oliveira 1991]. Um estudo realizado por [Almeida et al. 2008] a 112 doentes com lesão no ombro, indica que o afastamento laboral ronda 55% da amostra, refletindo um problema de saúde com consequências socioeconómicas graves.

Neste estudo, a amostra foi selecionada por conveniência e apenas foram escolhidas participantes destras, sendo que estes dois itens podem ser considerados como viés no referido estudo. O facto de ser composta por indivíduos do sexo feminino, esteve relacionada com vários motivos, como por exemplo, o facto dos trabalhadores do sexo feminino apresentarem menor índice de capacidade de trabalho em comparação com os do sexo masculino, o que leva a crer que as mulheres têm maior probabilidade de contrair LMERT. No entanto, o risco de lesão poderá estar mais relacionado com as tarefas que as mulheres realizam do que com o género. De qualquer forma, todos os fatores pessoais, ocupacionais e clínicos apresentam relação significativa com a capacidade de trabalho [Walsh, Corral, Franco, Canetti, Alem and Coury 2004]. Além disso, é referido frequentemente que as mulheres têm maior probabilidade de contrair LMERT, existindo uma tendência para ocuparem posto de trabalhos menos diferenciados, mais repetitivos, tendo menos capacidade para suportar carga física em trabalhos semelhantes aos dos homens. Adicionalmente, as questões hormonais e o duplo trabalho, laboral e doméstico, também aumentam a probabilidade [Serranheira, Uva and Lopes 2008].

Um outro motivo depreende-se com o facto de numa das fases do estudo se ter realizado recolha da atividade eletromiográfica e alguns autores mostram diferenças entre homens e mulheres quanto à fadiga, sendo que apesar de geralmente as mulheres terem menor força, tendem a apresentar maior resistência à fadiga durante contrações submáximas [Doyle and Towse 2002; Russ and Kent-Braun 2003].

A nível ergonómico, sabe-se que indivíduos que se afastam da média da população têm maior probabilidade de desenvolver LMERT, e que esta relação é mais evidente em mulheres [Serranheira, Uva and Lopes 2008]. Segundo Kroemer e Grandjean [2008], na posição de sentada a altura ideal para trabalhos de esforço moderado para as mulheres é 0.69 metros. No entanto, para as participantes ficarem na postura ideal pretendida na primeira parte do estudo estas deveriam ficar com os cotovelos a 90° e antebraços retos, como os mesmos autores referem, mas essa não foi a medida utilizada para nenhum dos indivíduos, variando de 0.56 a 0.70 metros. Tal aconteceu, porque se fosse respeitada a medida de 0.69 metros, as participantes não teriam ficado na postura correta como era pretendido. Da mesma forma, para a posição de pé também existem valores de referência. Assim, a medida aconselhada é de 0.95 metros para mulheres e para a tarefa em questão, medida usada numa das amostras na 2ª parte do estudo. No entanto, para respeitar a postura "ideal" (tábua 5 cm abaixo do cotovelo), nenhuma das participantes utilizou esta medida, a altura da tábua variou entre 0.85 metros e 1 metro. Isto demonstra-nos que a altura de cada indivíduo é diferente, e cada um precisa de uma medida própria para ser possível a realização de atividades com uma postura correta.

Após a tratamento e análise dos dados obtidos, na 1ª parte do estudo, foi possível verificar no que se refere à RMS, isto é à ativação muscular, a posição de sentada foi menos favorável para todos os músculos, nos dois movimentos, pois o RMS foi superior, exceto para a abdução do deltóide anterior.

Ao nível do trapézio superior, o facto da posição de sentada ser menos favorável 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 atividade é tanto maior, quanto maior for recrutado o seu trabalho, assim, com os ombros mais elevados, este teve musculo de ter um trabalho superior, com contração constante.

Relativamente ao deltóide anterior, sabe-se que é o responsável pelo movimento de abdução e à partida a sua atividade muscular seria superior na abdução dada a sua responsabilidade para

que este movimento seja possível, já na adução apenas atua como antagonista, de forma de equilibrar as forças. No estudo realizado, verificou-se que a posição mais favorável para este foi a posição de pé, isto nos três momentos analisado início, fim e após pausa. Assim, a posição de sentado poderá ter sido a mais benéfica, porque nesta posição o membro já se encontra com alguma abdução, sendo que a amplitude de movimento diminuiu, necessitando assim de menos ativação muscular.

O músculo grande peitoral apresentou maior quantidade de ativação muscular também quando as participantes estavam 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 ativação muscular superior.

Sabe-se que a posição (de pé ou sentado) vai influenciar a postura dos ombros, que por sua vez vai interferir com a ativação dos músculos do ombro, daí a importância da alternância de posição para que grupos musculares possam descansar enquanto outros são ativados [Oliver and Middleditch 1998].

Os resultados experimentais encontrados quando feita a análise estatística, para um nível de significância de 0.05, confirmaram o que foi previamente descrito. Assim, no que diz respeito ao RMS, verificou-se que existiu evidência estatisticamente significativa para afirmar que a posição influenciou a quantidade de atividade muscular do trapézio superior, no movimento de adução, seja no início, no fim ou após a pausa. Além disso, também se verificou no grande peitoral, na adução pós-pausa e na abdução no início e fim da tarefa, diferenças estatisticamente significativas para afirmar que a posição influencia a ativação muscular.

Assim, analisando o comportamento eletromiográfico nos três momentos, foi evidente um aumento de ativação muscular do início para o final da tarefa, em todos os músculos, posições e movimentos. Como resultado, procedeu-se no final dos 10 minutos a uma pausa de 1 minuto de forma a perceber se existia recuperação, pois ritmo intenso de trabalho, ausência de pausas e turnos prolongados podem desencadear *stress* e conseqüentemente aumentar o risco de LMERT [Colombini, Occhipinti and Fanti 2008; Rietveld et al. 2007].

Através da análise descritiva, verificou-se que na posição de pé, ocorreu uma diminuição do RMS após a pausa, de todos os músculos em todos os movimentos, à exceção do trapézio superior na adução, que continuou a aumentar. Observou-se inclusivamente que o deltóide anterior no movimento de adução apresentou o seu valor de menor ativação muscular após a pausa. No entanto, não existem diferenças significativas para afirmar que a pausa influencia a ativação muscular.

No que se refere à posição de sentado, todos os músculos, sem exceção recuperaram e conseguiram diminuir a sua ativação muscular após a pausa. Na abdução do trapézio a recuperação leva a que os valores de ativação muscular sejam menores depois da pausa do que no início da tarefa. Este facto demonstra que na posição mais favorável para a realização da atividade, a pausa torna-se um elemento fulcral e pertinente para recuperação muscular. Desta forma, pretende-se evitar a fadiga e conseqüentemente a dor e desconforto do trabalhador.

Assim, pode-se dizer que apesar de não estatisticamente significativo, provavelmente devido à reduzida amostra, as pausas são importantes para a recuperação muscular e evitamento da fadiga. Nesta linha de pensamento, e sabendo que se não ocorrer uma recuperação da fadiga o individuo diminuiu a sua capacidade de produção e aumenta o risco de lesão, é crucial estabelecer pausas numa relação de 5 tempos de trabalho para 1 tempo de descanso, pelo menos em cada hora (Augusto, et al., 2008; Colombini, et al., 2008; Kroemer & Grandjean, 2008).

Adicionalmente, pode-se dizer que existiram diferenças estatisticamente significativas entre o início e o fim da tarefa no músculo deltóide na adução, tendo sido a ativação inicial muito elevada. Tal pode ser explicado pelo facto do músculo deltóide ter ser um músculo secundário neste movimento; desta forma, no início apresenta grande contribuição, mas dado que no movimento de abdução ele é principal, acaba por ter de dirigir a sua ativação para este movimento.

Por meio da análise dos parâmetros eletromiográficos, a identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas e contrações dinâmicas nos quais se evidencia este fenômeno pela diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico [Oliveira et al. 2005]. Assim, quanto maior é a média das diferenças, maior é a fadiga. No estudo experimental realizado apenas para alguns músculos em alguns movimentos ocorreu fadiga.

Relativamente ao músculo trapézio superior, este apresentou fadiga superior na posição de sentado, o que vai de encontro aos resultados encontrados no RMS, pois também era nesta posição que a ativação muscular era superior. Na posição de pé, a fadiga é menor, sendo que na abdução nem existe. Isto acontece devido às unidades motoras dispararem em velocidades crescentes para compensar a queda da força de contração das fibras fatigadas na tentativa de manter o nível de tensão ativa, sendo evidentes em contrações submáximas [Gonçalves 2006].

No estudo realizado, no movimento de abdução a fadiga foi maior no deltóide anterior quando as participantes estavam na posição de sentada, o que vai também ao encontro ao comportamento encontrado para o RMS. Apesar deste músculo ser o que apresenta maior ação no movimento de abdução, outros músculos estão envolvidos. Minning et al. (2006) observaram que além da porção anterior do deltóide, também o serrátil anterior, o trapézio superior e o inferior fadigam durante a abdução [Minning et al. 2006]. Tal pode explicar o facto do trapézio superior e do deltóide terem apresentado maior fadiga na mesma posição, aquando se refere o movimento de abdução.

Assim, também no músculo grande peitoral, os resultados foram de encontro ao verificado anteriormente e observou-se fadiga na posição de pé. No entanto, nestes dois músculos, obtiveram valores muito baixos, tornando-os menos consistentes. Tal pode ter acontecido dado serem músculos bastante grandes, e o sinal EMG ser ter sido só detetado no ventre, o que pode ter originado perda de informação.

Pela análise da mediana das frequências dos sinais de EMG, pode-se afirmar que apenas existe fadiga no trapézio superior, no movimento de abdução, nas restantes situações consideradas experimentalmente não existiu evidência estatística para afirmar que a posição influencia a fadiga. Isto estará relacionado com o facto do músculo deltóide anterior e grande peitoral serem de grandes dimensões. Quanto ao trapézio superior, o único motivo que parece coerente é o facto de a amostra estudada ter sido reduzida.

Quando passamos à análise da postura de pé, iniciamos a verificação do deslocamento antero-posterior e médio-lateral e a respetiva velocidade nos 60 segundos iniciais e finais da tarefa, estando cientes que é importante realizar avaliações de pelo menos 30 segundos. Estudos realizados em adultos saudáveis mostram que a frequência do deslocamento do CP em tarefas, em pé sem restrição, é bastante baixa [Duarte and Zatsiorsky 2001], tal como aconteceu neste estudo em que a amplitude foi entre 1 e 1.8 mm.

Neste estudo, foi utilizada uma carga com cerca de 2.5 Kg (o ferro de engomar utilizado); no entanto, outros estudos demonstram que a carga não influencia o deslocamento antero-posterior e médio-lateral e a respetiva velocidade de deslocamento [Duarte, Harvey and Zatsiorsky 2000]. Portanto, o peso não foi tido em conta, mas a altura foi, isto porque os valores de referência são indicados tendo em conta unicamente o indivíduo, além disso, e devido à altura do ferro de engomar, tornou-se importante cruzar essa informação com as posturas aconselhadas para a tarefa.

Analisando o início para o fim da tarefa, com a tábua *standard*, verificou-se que os deslocamentos antero-posterior e médio-lateral, assim como as respetivas velocidades aumentaram. O facto de a velocidade aumentar vai ao encontro ao reportado por Freitas e seus colaboradores [2005] que referem que a velocidade de deslocamento do CP aumenta na postura de pé prolongada e a amplitude de deslocamento do CP também é maior, sendo que o controlo postural e o equilíbrio são afetados por posturas prolongadas tanto em jovens adultos como em idosos. Sendo que, existiu evidência estatística para afirmar que o tempo da tarefa influenciou o deslocamento médio-lateral. Com a tábua ajustada à altura do indivíduo, o deslocamento antero-posterior manteve-se e o deslocamento médio-lateral diminuiu, já no que respeita à velocidade, a do deslocamento antero-posterior aumentou, enquanto a velocidade de deslocamento médio-

lateral e a velocidade média diminuíram, o que está de acordo com que acontece com deslocamentos.

Quando compara-se a altura de posicionamento da tábua usada, verificou-se que a amplitude de deslocamento foi sempre superior quando a tábua foi utilizada à altura *standard*, existindo evidência estatística para afirmar que a altura da tábua influenciou o deslocamento médio-lateral. A literatura refere que o aumento das oscilações leva a que a tarefa seja completada com menos esforço por parte do indivíduo [Freitas, Wieczorek, Marchetti and Duarte 2005]. Com este facto, pode-se inferir que com a tábua à altura *standard* os indivíduos apresentam maior fadiga, e por isso mesmo, aumentam as oscilações de forma a conseguirem realizar a tarefa com menos esforço. Esta pode ser uma possibilidade válida já que as participantes relatavam mais cansaço com esta medida *standard*, nomeadamente ao nível da coluna lombar, dorsal e por vezes cervical.

Relativamente à velocidade de deslocamento esta é sempre superior quando utilizada a tábua *standard*, exceto o deslocamento antero-posterior, no início da tarefa. Além disso, verificam-se diferenças estatísticas, o que permite afirmar que a altura da tábua influencia a velocidade médio-lateral e média no fim da tarefa.

Relativamente à pressão plantar, foi realizada a análise em três áreas do pé: antepé, mediopé e retropé. Verifica-se que do início para o fim da tarefa com a tábua à altura *standard* a pressão plantar aumenta no retropé, mas diminuiu no antepé e mediopé. Já com a tábua à altura ajustada verifica-se um aumento em todas as áreas estudadas, havendo inclusive diferenças estatisticamente significativas no retropé, isto é, o tempo influencia a pressão máxima exercida nesta zona do pé. O estudo realizado por Laperrière [2006], que incluía engomadeiras numa jornada de trabalho mostrou que existem diferenças significativas na pressão plantar, comparando início e fim do dia, em que os picos de pressão diminuem. No entanto, uma análise realizada a pessoas que normalmente não estão de pé, grupo controlo no mesmo estudo, demonstrou que a pressão plantar aumenta. Desta forma, os resultados do nosso estudo experimental justificam-se, pois a análise foi feita em estudantes que pela ocupação passam muito tempo sentadas e em que a prática de exercício físico era um fator de exclusão.

Quando se compara a pressão plantar com a tábua à altura *standard* e ajustada, verifica-se que a pressão plantar é sempre maior na altura *standard*; isto é, quando a tábua está a uma altura ajustada as pressões são superiores, em todas as zonas do pé, seja no início ou fim da tarefa. Associado a este facto, existem diferenças significativas na pressão exercida no antepé e mediopé, no fim da tarefa, isto é, pode-se afirmar que a altura a tábua influencia a pressão plantar máxima nas duas zonas referidas. Isto poderá ocorrer, pois com a tábua a uma altura ajustada existe um maior apoio plantar ao solo, e os indivíduos tendem a manter uma postura mais correta e não cifótica. Isto leva a que não exista um aumento da força exercida pelos membros superiores na tábua e uma sobrecarga muscular não só nos membros superiores, mas também no tronco, mas força mais constante realizada pelos pés no solo.

Verificou-se que a pressão plantar varia mais em pontos com menor contacto, no estudo experimental realizado, na área do mediopé; facto também observado no estudo descrito em [Messing and Kilbom 2001].

Fazendo uma análise dos picos máximos de pressão, verifica-se que estes encontram-se predominantemente no retropé, em 8 indivíduos com tábua à altura *standard* e em 10 indivíduos à altura ajustada; seguido do antepé, 5 indivíduos na altura *standard* e 3 na altura ajustada; no mediopé não se registaram picos máximos de pressão. Relativamente ao momento em que estes picos acontecem com a tábua à altura *standard*, foram detetados na maioria dos indivíduos nos primeiros 2 minutos. Enquanto com a tábua à altura ajustada os picos variam ao longo do tempo, em 4 indivíduos até aos 2 minutos e o mesmo número nos últimos 2 minutos, em 5 indivíduos entre os 3 minutos e os 7 minutos. Autores referem que existe uma tendência para aumento da pressão plantar no retropé ao longo da atividade [Birtane and Tuna 2004], o que não se verifica com tábua à altura *standard* em que esses picos acontecem no início da tarefa. O que pode ser explicado pelo facto de para a maioria dos indivíduos a altura ser mais alta que o necessário, o que vai interferir com a postura.

Por fim, tentou-se perceber as correlações que poderiam existir. Assim, analisou-se as variáveis peso, altura e IMC e relacionamos com todas as variáveis estudadas no início e no fim da tarefa; nomeadamente, velocidade média de deslocamento, deslocamento antero-posterior e médio-lateral, pressão plantar máxima no antepé, mediopé e retropé e pico de pressão.

Verificou-se que o peso apenas apresenta uma correlação moderada negativa e não significativa com o pico máximo de pressão, com a tábua à altura *standard*; isto é, nestas condições quando o peso aumenta o pico de pressão tende a diminuir. No entanto, com a tábua à altura ajustada verifica-se correlação moderada positiva e não significativa com a velocidade de deslocamento final e uma correlação forte positiva e significativa ($r=0.571$, $p=0.041$) com a velocidade inicial, assim, o aumento do peso esteve relacionado com um aumento da velocidade. Além disso, verificaram-se correlações moderadas negativas, não significativas com o deslocamento antero-posterior no início e fim da tarefa, o que indica que um aumento de peso poderá levar a uma diminuição da amplitude das oscilações antero-posteriores. Este último dado vai de encontro a estudos encontrados, que explicam que o peso corporal interfere na estabilidade do indivíduo, pois o centro de gravidade é localizado mais em baixo, sendo que quanto mais pesado, mais estável fica o indivíduo [Fraccaroli 1981]; de referir que este facto só foi encontrado com a tábua à altura ajustada ao indivíduo. As correlações com as pressões plantares foram também moderadas e não significativas e apenas no mediopé, em que um aumento de peso esteve relacionada com um aumento da pressão nesta área e pico máximo, onde tal como com a tábua à altura *standard* um aumento de peso levou a uma diminuição do pico máximo, o que está de acordo com o esperado, pois se o aumento de peso leva a um aumento da pressão plantar ao nível do mediopé, as pressões plantares ficam mais distribuídas. Os estudos existentes referem não existir uma relação entre peso e pressão plantar [Laperrière, Ngomo, Thibault and Messing 2006]; no entanto, o sobrepeso pode levar a pico de pressão mais elevados [Almeida, Filho, Pastre, Padovani, Martins and Vanderlei 2009], o que não foi encontrado neste trabalho.

Relativamente à altura dos indivíduos, verificou-se que existem correlações moderadas negativas entre esta variável e o deslocamento antero-posterior e médio-lateral inicial e final e com o deslocamento médio-lateral na fase inicial da tarefa; isto é, um aumento da altura levou a uma diminuição destes deslocamentos. Além disso, verificaram-se correlações fortes negativas e significativas com a pressão no mediopé no início e fim; assim, uma maior altura do indivíduo esteve relacionada com uma menor pressão nesta área. Já na análise com a tábua à altura ajustada, verificam-se apenas correlações negativas com o mediopé, acontecendo o mesmo que se verificou com tábua à altura *standard*. Os estudos consultados não verificam esta relação entre altura do indivíduo e a pressão plantar [Laperrière, Ngomo, Thibault and Messing 2006]. Além disso, seria de esperar uma correlação positiva entre altura e pico de pressão mais forte e significativa, dado ser feito este paralelismo noutros estudos; no entanto, esta correlação é fraca em ambas as situações [Almeida, Filho, Pastre, Padovani, Martins and Vanderlei 2009].

Quanto ao IMC não foram encontrados estudos que fizessem essa relação; no entanto, pode-se verificar que com a tábua à altura *standard*, encontraram-se correlações moderadas não significativas com a velocidade no final da tarefa, em que um maior IMC esteve relacionado com uma menor velocidade no fim da tarefa e com a pressão exercida no mediopé, em que um maior IMC levou a uma maior pressão plantar. No que se refere ao momento com a tábua à altura ajustada, verificam-se correlações com quase todas as variáveis. Assim, foram verificadas correlações moderadas com a velocidade, deslocamento antero-posterior e médio lateral e pressão plantar no antepé, todos no início da tarefa e com o mediopé no fim da tarefa; existiram também correlações fortes e significativas com o deslocamento antero-posterior no fim da tarefa e pressão plantar no mediopé no início da tarefa. Portanto, de uma forma geral, podemos dizer que o aumento do IMC esteve relacionado com um aumento da velocidade de deslocamento inicial, com uma diminuição do deslocamento antero-posterior inicial e final, com uma diminuição do deslocamento médio-lateral inicial, com uma diminuição na pressão no antepé no início e um aumento da pressão plantar no mediopé no início e fim da tarefa. Estes dados demonstraram desta forma que as medidas dos indivíduos e o posto de trabalho tiveram influência nas correlações.

Quanto às correlações entre os deslocamentos e as áreas de pressão plantar ao contrário do que seria de esperar, as correlações encontradas mostraram-se fracas. Isto indica que a amplitude dos deslocamentos e a sua direção não estiveram relacionadas com as pressões

plantares. Este facto pode ter acontecido devido à reduzida dimensão da amostra e ao tempo diminuto da tarefa estudada.

7 CONCLUSÕES

Neste projeto foi realizada uma revisão bibliográfica sobre temas relacionados com biomecânica do movimento humano e com terapia ocupacional, como: controlo postural, posições usualmente adotadas em ambiente de trabalho, estruturas e fisiologia do membro superior, lesões músculo-esqueléticas relacionadas com tarefas repetitivas em contexto de trabalho, análise da atividade muscular por eletromiografia, análise de postura e controlo motor por plataformas de forças e de pressões. Nesta fase, foi perceptível a escassez de informação acerca da influência da posição na ativação muscular e sobre a fadiga da musculatura do ombro, assim como sobre a atividade de engomar em concreto, tanto de uma forma mais ampla, como em atividade usuais em lavandarias, como mais específicas, tal como a tarefa de engomar. A nível dos deslocamentos e das pressões plantares, existem mais estudos; no entanto, grande parte desses estudos analisam a marcha e não a postura estática, e quando tal é analisada, são consideradas restrições de movimento muito severas.

Com o estudo realizado considerando a tarefa repetitiva de engomar, pode-se verificar que o músculo estabilizador, o trapézio superior, está constantemente sujeito a uma contração isométrica semelhante, não tendo tempos de maior ou melhor contração, o que o leva a ter valores de ativação muscular e fadiga superiores. No entanto, conclui-se que a posição de pé é benéfica para este músculo, sendo que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as duas posições estudadas. Relativamente aos músculos com ação no movimento, verificaram-se posições opostas como as mais benéficas; isto é, no músculo deltóide anterior a posição de sentado é a mais favorável, enquanto no grande peitoral, é a posição de pé. Porém, tal é de implementação real difícil, pois frequentemente numa atividade profissional, como a das engomadeiras numa lavandaria, não é possível realizar um movimento na posição de pé e outro na posição de sentada.

As pausas mostram-se benéficas nas duas posições para todos os músculos, em todos os movimentos, tendo sido evidente uma diminuição da ativação muscular do fim da tarefa em comparação com a pós-pausa, apesar de não se terem verificado diferenças significativas.

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

Na posição de pé, relativamente ao deslocamento antero-posterior e médio-lateral e velocidade de deslocamento estes foram sempre superiores com a tábua à altura *standard*, aumentando do início para o fim da tarefa. Com a tábua à altura ajustada ao indivíduo em análise, o deslocamento e a velocidade mantiveram os mesmos valores ou diminuíram os mesmos.

Relativamente às pressões, estas tenderam a aumentar ao longo da tarefa, com exceção do antepé e mediopé na tábua à altura *standard*, comparando os dois momentos, a pressão plantar foi sempre maior com a tábua à altura ajustada, independentemente da área do pé. Com a tábua à altura *standard*, verificaram-se correlações forte negativas e significativas entre altura e pressão mediopé. Já com a com tábua à altura ajustada a cada indivíduo, observaram-se correlações fortes e significativas entre peso e velocidade inicial de deslocamento e altura e pressão mediopé no início da tarefa e IMC com deslocamento antero-posterior e pressão mediopé. Tal indica que com a altura ajustada quanto maior é o peso dos indivíduos, maior é a velocidade de deslocamento; quanto maior é a altura do indivíduo menor é a pressão no médio pé; e quanto maior é IMC, menor é o deslocamento antero-posterior e maior é a pressão no mediopé.

Não se verificaram correlações entre deslocamento e pressão plantar.

Estatisticamente, verificou-se evidência significativa para afirmar que a tábua estar a uma altura ajustada ao indivíduo, influencia positivamente o deslocamento e a velocidade médio-lateral e a pressão exercida no antepé e mediopé no final da tarefa.

8 PERSPETIVAS FUTURAS

Na continuação deste trabalho era essencial realizar estudos posteriores que envolvam mais músculos; nomeadamente, o estudo em simultâneo de músculos de membro superior, tronco e membro inferior. No entanto, isto torna-se algo complicado em investigação, uma vez que os músculos do tronco são difíceis de avaliar por eletromiografia, devido ao tecido adiposo que existe nessa zona, além disso os músculos profundos apresentam mau sinal eletromiográfico.

Paralelamente, seria importante fazerem-se investigações em contexto real, uma vez que, principalmente ao nível das pressões plantares, existe uma grande variabilidade de resultados consoante o hábito do indivíduo em permanecer longos períodos na posição de pé. Também a utilização de outras cargas são de extrema importância, uma vez que aumentam a fadiga e possivelmente as pressões plantares.

Estudos abrangendo outras profissões também de igual interesse, pois cada atividade profissional tem as suas especificidades e só assim poderão ser propostas alterações que aumentem a qualidade de vida dos trabalhadores, ao mesmo tempo de aumentam a produção e diminuiu o absentismo.

BIBLIOGRAFIA

- ACGIH, A.C.O.I.H. American Conference of Industrial Hygienists. In: Cincinnati, 2008.
- ALMEIDA, J.S.D., FILHO, G.C., PASTRE, C.M., LAMARI, N.M. AND PASTRE, E.C. Afecção do tendão supra-espinhal e afastamento laboral. *Ciência e Saúde Colectiva*, 2008, vol. 13, no. 2, p. 517-522.
- ALMEIDA, J.S.D., FILHO, G.C., PASTRE, C.M., PADOVANI, C.R., MARTINS, R.A.D.M. AND VANDERLEI, L.C.M. Pressão plantar e a sua relação com índices antropométricos em trabalhadoras. *Fisioterapia Movimento*, 2009, vol. 22, no. 2, p. 159-167.
- AMADIO, A.C., CORREA, S.C. AND BAUMENN, W. Contribuição da Energia Mecânica dos Segmentos para a Análise Biomecânica da Locomoção Humana. *Revista Brasileira de Engenharias Biomédica*, 1999, vol. 15, no. 1-2, p. 69-78.
- ASCENSÃO, A., MAGALHÃES, J., OLIVEIRA, J., DUARTE, J. AND SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de ciências do desporto*, 2003, vol. 3, no. 1, p. 108-123.
- AUGUSTO, V.G., SAMPAIO, R.F., TIRADO, M.G.A., MANCINI, M.C. AND PARREIRA, V.F. look into Repetitive brain injury - Work-related musculoskeletal disorders within physical therapists in clinical context. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2008, vol. 12, no. 1, p. 49-56.
- BARELA, A.M.F. AND DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 2011, vol. 6, no. 1, p. 56-61.
- BELLOVÍ, M.B., CALLEJA, A.H., MENDAZA, P.L., CUIXART, C.N., CUIXART, S.N., FRUTOS, M.O.D. AND GOMÉZ, M.D.S. *Ergonomía*. edited by I.N.D.S.E.H.E.E. TRABAJO. Edtion ed. Madrid: INSHT, 2010. ISBN 978-84-7425-753-3.
- BENNETT, P. AND DUPLOCK, L. Pressure distribution beneath the human foot. *American Pod Med Assoc*, 1993, vol. 76, p. 674-678.
- BIENFAIT, M. *As bases fisiológicas da terapia manual*. Edtion ed. São Paulo: Summus Editorial, 2000.
- BIRTANE, M. AND TUNA, H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, p. 1055-1059.
- BLS. Department of Labor, Bureau of Labor Statistics, Safety and Health Statistics Program: Survey of occupational injuries and illnesses. . In: Washington, DC: <http://www.bls.gov/iif/oshsum.htm>, 2002, vol. 2010.
- BOUISSET, S. AND GOUBEL, F. Integrated electromyographical activity and muscle work. *Journal of Applied Physiology*, 1973, vol. 35, p. 695-702.
- BROWN, L.E. AND WEIR, J.P. Asep procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Official journal of the American society of exercise physiologists*, 2001, vol. 4, no. 3, p. 1-21.
- CAILLIET, R. *Compreenda a sua dor na coluna*. Edtion ed. São Paulo: Manole, 1987.
- CAMPOS, D., SANTOS, D.C.C. AND GONÇALVES, V.M.G. Importância da variabilidade na aquisição de habilidades motoras. *Revista neurociência*, 2005, vol. 13, no. 3, p. 152-156.
- CARMO, H. AND FERREIRA, M. *Metodologia de Investigação - Guia Prático para a Auto-Aprendizagem*. Edtion ed. Lisboa: Universidade Aberta., 1998.
- CARVALHO, R.L. AND ALMEIDA, G.L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Revista neurociência* [Type of Work]. 2008, pp. 1-5.
- CHEN, J.J.-G. AND LEE, H.L. An Ergonomic analysis system for laundry industries. *Computers ind. Engng*, 1994, vol. 26, no. 3, p. 465-479.

COLOMBINI, D., OCCHIPINTI, E. AND FANTI, M. *Método Ocra – para análise e a prevenção do risco por movimentos repetitivos*. Edtion ed. São Paulo: MTr, 2008.

CRPG *Acidentes de Trabalho e Doenças Profissionais em Portugal - das práticas actuais aos novos desafios*. Edtion ed. Vila Nova de Gaia: Multitema, 2005. ISBN 972-98266-3-3.

DIREÇÃO GERAL DE SAÚDE. *Lesões musculoesqueléticas relacionadas com o trabalho - guia de orientação para a prevenção*. Gráfica Maiadouro, S.A, 2008. ISBN 978-972-675-169-4.

DOCKERY, M.L., THOMAS, W.W. AND LASTAYO, P.C. Electromyography of the Shoulder: An analysis of passive modes of exercise. *Orthopedics*, 1998, vol. 21, no. 11, p. 1181.

DOLAN, P., ADAMS, M.A. AND HUTTON, W.C. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine*, 1988, vol. 13, no. 2, p. 197-201.

DOYLE, J. AND TOWSE, T. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Appl Physiol*, 2002, vol. 93, p. 1813-1823.

DUARTE, M. AND FREITAS, S.M.S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010, vol. 14, no. 3, p. 183-192.

DUARTE, M., HARVEY, W. AND ZATSIORSKY, V. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*, 2000, vol. 43, no. 11, p. 1824-1839.

DUARTE, M. AND ZATSIORSKY, V.M. Longe range correlations in humans standing. *Physics Letters A*, 2001, vol. 283, p. 124-128.

DUIJIN, M.V., MIEDEMA, H., ELDERS, L. AND BURDORF, A. Barriers for early return to work of workers with musculoskeletal disorders according to occupational health physicians and human resource managers. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 2004, vol. 14, no. 1, p. 31-41.

DUL, J. AND WEERDMEESTER, B. *Ergonomia prática*. Edtion ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2004.

ERGODIN. *Miviemntação manual de cargas - Guia prático de ergonomia:subsector algodoeiro*. In. Covilhã: Citeve, 2002.

EUROPEAN FOUNDATION. *European Foundation for improvement of living and working conditions:Third european survey on working conditions 2000*. In. Luxembourg: office for official publications of the european communities, 2001.

EUROSTAT. In., 2005, vol. 2011.

FORTIN, M. *O processo de investigação da concepção à realização*. Edtion ed. Loures: Lusociência, 2009.

FRACCAROLI, J.L. *Biomecânica: análise dos movimentos*. Edtion ed. Rio de Janeiro: Cultura médica, 1981.

FREITAS, L.C. *Manual de Segurança e Saúde do Trabalho*. Edtion ed. Lisboa: Edições Sílabo, 2008. ISBN 978-972-618-512-3.

FREITAS, S.M.S.F., WIECZOREK, S.A., MARCHETTI, P.H. AND DUARTE, M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait & Posture*, 2005, vol. 22, p. 322-330.

GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. *Revista brasileira Educação Física Esporte*, 2006, vol. 20, no. 5, p. 91-93.

GUYTON, A. AND HALL, J. *Textbook of Medical Physiology*. Edtion ed. Guanabara Koogan, 2000.

HANKE, A. AND ROGERS, W. Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy adults. *Physical Therapy*, 1992, vol. 11, no. 72, p. 810-816

HARRINGTON, J. AND AL., E. *Occupational Health*. Edtion ed. New York: Backwell Publishing, 1998.

IIESS. Instituto de Informática e Estatística da Segurança Social: Certificação de Doenças Profissionais Com e Sem Incapacidade por manifestação clínica. In.: <http://www2.seg-social.pt/left.asp?02.21.03.07>, 2006, vol. 2011.

KAPANDJI, A.I. *Fisiologia Articular volume 1:Ombro, Cotovelo, Prono-Supinação, Punho, Mão*. Edtion ed., 2007.

KEAGY, R.D. Direct electromyography of the psoas major muscle in man. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1966, vol. 48, p. 1377-1382.

KING, D.L. AND ZATSIORSKY, V.M. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. *Gait & Posture*, 1997, vol. 6, p. 27-38.

KNOPLICK, J. *Enfermidades da Coluna Vertebral*. Edtion ed. São Paulo, : Paramédica Editorial, 1986.

KROEMER, K.H.E. AND GRANDJEAN, E. *Manual de Ergonomia - adaptando o trabalho ao homem*. Edtion ed. São Paulo: Bookman, 2008.

LAPERRIÈRE, E., NGOMO, S., THIBAUT, C. AND MESSING, K. Indicators for choosing an optimal mix of major working postures. *Applied ergonomics*, 2006, vol. 37, p. 349-357.

LEHMAN, G. AND MCGILL, S.M. The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography:A Proof of Principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 1999, vol. 22, no. 7, p. 369-370.

LI, G. AND BUCKLE, P. A practical method for the assessment of work-related musculoskeletal risks: quick exposure check (QEC). *Human Factors and Ergonomics Society: annual meeting*, 1998, vol. 42, no. 2.

LUDEWING, P.M. AND BORSTEAD, J.D. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. Edtion ed. Philadelphia: Davis Company, 2005.

MESSING, K. AND KILBOM, A. Standing and very slow walking: foot pain pressure threshold, subjective pain experience and work activity. *Applied ergonomics*, 2001, vol. 32, p. 81-90.

MIGUEL, A.S. *Manual de Higiene e Segurança do Trabalho*. Edtion ed. Porto: Porto Editora, 2010.

MINNING, S., ELIOT, A., UHL, T. AND MALONE, T. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation *Electromyogry Kinesiology*, 2006.

MIRANDA, L.C., CRISTÓVAM, M.T., AGOSTINHO, E., COSTA, M.T., SENA, S. AND GONÇALVES, L. Patologia Periarticular de causa laboral do membro superior:diagnostico e prevenção. *Acta Reumatologia Portuguesa*, 2003, vol. 28, p. 27-41.

MOCHIZUKI, L. AND AMADIO, A.C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de ciências do desporto*, 2003, vol. 3, no. 3, p. 77-83.

OLIVEIRA, A.S.C., GONÇALVES, M., CARDOZO, A.C. AND BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. *Electromyogry Clinical Neurophysiology*, 2005, vol. 45, p. 167-175.

OLIVEIRA, C.R. Lesões por esforço repetitivo (LER). *Revista Brasileira de Saúde Ocupacional*, 1991, vol. 73, p. 59-85.

OLIVER, J. AND MIDDLEDITCH, A. *Anatomia funcional da coluna vertebral*. Edtion ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

OMS. Occupational healthy. IN.: http://www.who.int/occupational_health/en/index.html, 2002.

OZKAYA, N. AND NORDIN, M. *Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion, and deformation*

-
- Edtion ed. New York: Springer Science, 1999.
- RIBEIRO, J. *Investigação e avaliação em psicologia e saúde*. Edtion ed. Lisboa: Climepsi, 2008.
- RIETVELD, S., BEEST, I.V. AND KAMPHUIS, J.H. Stress-induced muscle effort as a cause of repetitive strain injury? *Ergonomics*, 2007, vol. 50, no. 12, p. 2049-2058.
- RUSS, D.W. AND KENT-BRAUN, J.A. Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *Appl Physiol*, 2003, vol. 94, p. 2414-2422.
- SARDA, S.E., RUIZ, R.C. AND KIRTSCHIG, G. Tutela jurídica da saúde dos empregados de frigoríficos: considerações dos serviços públicos. *Acta Fisiatrica*, 2009, vol. 16, no. 2, p. 59-65.
- SAÚDE, D.G.D. *Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas*. Edtion ed. Portugal, 2008.
- SEELEY, R.R., STEPHENS, T.D. AND TATE, P. *Anatomia e Fisiologia*. Edtion ed. Loures: Lusociência, 2007.
- SERRANHEIRA, F., LOPES, F. AND ., A.U. Lesões músculo-esqueléticas e trabalho: uma associação muito frequente. *Jornal das Ciências Médicas*, 2004, vol. CLXVIII, p. 59-78.
- SERRANHEIRA, F., PEREIRA, M., SANTOS, C.S. AND CABRITA, M. Auto-referência de sintomas de lesões musculoesqueléticas ligadas ao trabalho numa grande empresa em Portugal. *Saúde Ocupacional*, 2003, vol. 21, no. 2, p. 37-47.
- SERRANHEIRA, F., UVA, A. AND LOPES, F. Lesões musculoesqueléticas e trabalho:alguns métodos de avaliação de risco. *Sociedade Portuguesa de Medicina do Trabalho*, 2008, vol. 5, p. 7-131.
- SHAH, S.R. AND PATIL, K.M. Processing of foot pressure images and display of an advanced clinical parameter PR in diabetic neuropathy. In IEEE. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*. Chicago, USA, 2005.
- SHUMWAY-COOK, A. AND WOOLLACOTT, M.H. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *Motor Behaviour*, 1985, vol. 17, p. 131-147.
- SILVA, B.A.R.S., MARTINEZ, F.G., PACHECO, A.M. AND PACHECO, I. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. *Revista Brasileira Med Esporte*, 2006, vol. 12, no. 2, p. 85-89.
- SILVERSTEIN, B. *Evaluation of interventions for control of cumulative trauma disorders : ergonomic interventions to prevent musculoskeletal injuries in industry*. Edtion ed. Michigan: Lewis Publishers, 1985.
- SOAMES, R.W. AND ATHA, J. The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. *European Journal of Applied Physiology*, 1981, vol. 47, no. 2, p. 159-167.
- SODERBERG, G.L. AND KNUTSON, L.M. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiological Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 2000, vol. 80, no. 5, p. 485.
- TACHDJLAN, M.O. AND CHIMELLO, E. *Ortopedia - Diagnóstico e Tratamento*. Edtion ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.
- THELEN, E. Motor development: a new synthesis. *Annual Psychology*, 1995, vol. 50, p. 79-95.
- THEPAUT-MATHIEU, C. AND MATON, B. The flexor function of the muscle pronator teres in man: a quantitative electromyographic study. *European Journal of Applied Physiology*, 1985, vol. 54, p. 116-121.
- TING, L.H. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Resourch*, 2007, vol. 165, p. 299-321.
- TURKER, K. Electromyography: some methodological problems and issues. *Physical Therapy*, 1993, vol. 73, no. 10, p. 57-69.

TYRER, S.P. Repetitive strain injury. *Pain Reviews*, 1999, vol. 6, p. 155-166.

UVA, A.S., CARNIDE, F., SERRANHEIRA, F., MIRANDA, L.C. AND LOPES, M.F. *Lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho - Guia de orientação para a prevenção*. Edtion ed. Portugal: Direcção Geral de Saúde, 2008.

VERHAGEN, A.P., KARELS, C., BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.A., FELEUS, A., DAHAGHIN, S., BURDORF, A., VET, H.S.W.D. AND KOES, B.W. Ergonomic and physiotherapeutic interventions for treating work-related complaints of the arm, neck or shouder in adults: a cochrane systematic review. *Eura Medicophys*, 2007, vol. 43, p. 391-405.

WALSH, I.A.P., CORRAL, S., FRANCO, R.N., CANETTI, E.E.F., ALEM, M.E.R. AND COURY, H.J.C.G. Capacidade para o trabalho em individuos com lesões musculoesqueléticas crónicas. *Revista Saúde Pública*, 2004, vol. 38, no. 2, p. 149-156.