

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

TESE DE DOUTORADO

**Medidas diretas na avaliação da exposição biomecânica de trabalhadores
em ambiente real**

FRANCISCO LOCKS NETO

**São Carlos
2016**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

TESE DE DOUTORADO

**Medidas diretas na avaliação da exposição biomecânica de trabalhadores
em ambiente real**

FRANCISCO LOCKS NETO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Fisioterapia.

Apoio Financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

Bolsa de Doutorado Regular

Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior: 006555/2015-02

São Carlos

2016



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado do candidato Francisco Locks Neto, realizada em 12/12/2016:

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Profa. Dra. Leticia Carnaz
USC

Profa. Dra. Tatiana de Oliveira Sato
UFSCar

Profa. Dra. Helenice Jane Cote Gil Coury
UFSCar

Prof. Dr. Paulo Roberto Veiga Quemelo
SENAC

AGRADECIMENTOS

A tarefa de desenvolver um doutorado não é fácil, especialmente quando isto é feito longe de casa e daqueles que você ama e estima. No entanto, a vida é feita de escolhas. Vir para uma cidade diferente, sem amigos ou familiares, trabalhar num grupo novo, ser o “novo aluno”, mudar a área de pesquisa. Tudo isso foi ao mesmo tempo intimidador e estimulador. Porém, tenho convicção que tudo isso valeu a pena. E como valeu! Por isso gostaria de agradecer àqueles que fizeram parte desta jornada e que, de alguma forma, se fizeram especiais.

Aos meus pais, **Nelma e Carlos**, por me incentivarem a abrir as asas e alçar voos que eu mesmo, em alguns momentos, duvidei que fosse possível. Obrigado por todo carinho, amor e compreensão.

Aos meus familiares por todo carinho e incentivo. Em especial ao meu irmão **Flávio**, que mesmo estando tão distante sempre teve algo bom a dizer.

À minha orientadora, **Prof^a. Ana Beatriz. Bia**, obrigado por acreditar no desconhecido, por me levar a pensar além do óbvio e por me incentivar a ser alguém melhor, profissional e pessoalmente. Obrigado pelas boas conversas, pelos bons momentos compartilhados, pelas cervejinhas e rodas de samba, pela amizade e por ser um exemplo de pessoa e profissional.

Ao **LACO**, não tenho palavras para agradecer todos os momentos que compartilhamos. Entre risadas e bagunças, “coices” e “jatos de amor”, “programas de índio” e viagens sensacionais, almoços no RU e aquela cervejinha no fim de tarde, esses anos em São Carlos foram mais especiais pela presença de vocês. **Bruno “Bruninja”, Dechristian “Gaúcho véio”, Helen Nogueira, Letícia “Buá” Calixtre, Letícia “Sexta” Bergamin, Lianna Rosa, Marina “MCid” e Roberta “Rô” Padovez**, obrigado por se fazerem minha família em São Carlos.

Aos amigos de todos os cantos desse Brasil. Aos de João Pessoa (**Chelsea Coeli, Ney Junior, Gabriela Lopes, Íllia Lima, Isabelli Cristinni, Nicéia Formiga, Fabianny Sitonio e Pamella Kalazans**) por ter a certeza de ótimos dias sempre que estou em casa. Aos de Natal (**Caio Alano, Catarina Sousa, Daniel Tezoni, Liane Macêdo e Thalita Medeiros**) por fazerem com que me sinta em casa sempre que estou com vocês (apesar de me xingarem por ter deixado a UFRN). Aos de São Carlos (**Ana Flávia, Fabiana Foltran, Giovanna Lessi, Guilherme Nunes, Léo Queiroz, Letícia Ferreira, Marina Barusso e Rodrigo**

Scattone) por todas as boas histórias que terei para contar sobre momentos compartilhados com pessoas especiais que conheci aqui.

Aos meus eternos orientadores, **Jamacy Almeida** e **Jamilson Brasileiro**, por todo incentivo e pela amizade sincera.

Ao **Prof. Gert-Åke Hansson** por suas palavras de incentivo, conhecimento compartilhado e por todo seu empenho e dedicação em fazer com que nossa parceria fosse bem sucedida. À **Lothy Granqvist** pela sua dedicação e paciência durante o treinamento com os equipamentos e pela calorosa receptividade quando estive em Lund. A **Henrik Enquist** pela parceria estabelecida.

Ao **Prof. Andreas Holtermann** por simplesmente ser uma das melhores pessoas que conheci na vida! Obrigado pela experiência enriquecedora de fazer parte, mesmo que temporariamente, de um grupo de pesquisa tão especial. Obrigado por ser um exemplo de pessoa e profissional!

Ao grupo do **National Research Centre for the Working Environment**, em especial a **Jørgen Skotte**, **Marie Birk Jørgensen** e **Nidhi Gupta**, pelas colaborações nos estudos realizados e incentivo a ser um bom pesquisador. A **Anders Øberg**, **Anne Konring Larsen**, **Camilla Hartmann**, **Charlotte Rasmussen**, **Dorte Ekner**, **Eivind Skarpsno**, **Helene Johansen**, **Julie Lagersted-Olsen**, **Klaus Hansen**, **Malene Jagd Svendsen**, **Mette Korshøj**, **Peter Bo Jensen**, **Rune Laursen** e **Signe Falkenstrom** pelos ótimos momentos que compartilhamos juntos (especialmente nos Friday Bars). Um obrigado especial a **Peter Rasmus Hendriksen** pela amizade sincera e por ser meu “irmão dinamarquês”.

A **David Hallman**, **Pascal Madeleine** e **Karen Søgaard** pelas ótimas colaborações nos estudos realizados.

Aos amigos “dinas” (**Camila Souto**, **Henrik Nilsen**, **Júlio Diniz**, **Pia Natália**, **Tonny Olsen**, **Walter Lotze**) por fazerem meus dias em Copenhague mais animados.

Aos professores e funcionários do Departamento de Fisioterapia da UFSCar. Em especial à **Iolanda Villela** pela sua alegria contagiante!

Aos professores **Helenice Jane Cote Gil Coury**, **Letícia Carnaz**, **Paulo Roberto Veiga Quemelo** e **Tatiana Oliveira Sato** por aceitarem o convite para compor a banca de defesa dessa tese e contribuírem com meu crescimento científico.

Aos **voluntários** que participaram dos estudos descritos nesta tese, pois sem vocês nada disso seria possível.

A **CAPES**, pelo apoio financeiro para realização dos estudos desenvolvidos nesse período.

RESUMO

O uso de medidas diretas para quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores em ambiente real tem sido estimulado pela acurácia e precisão do método. Além disso, procedimentos observacionais, autorrelato e o uso de questionários tem mostrado diversas limitações quanto a validade e confiabilidade dos dados estimados. Assim, esta tese é composta por dois estudos que utilizaram medidas diretas para quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores em ambiente real, em dois contextos distintos. O *Estudo 1* aborda o uso de inclinometria, eletrogoniometria e eletromiografia na quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores industriais do setor automotivo, comparando duas linhas de produção (uma manual e uma semiautomática). Para tanto, foram analisadas posturas e movimentos de cabeça, tronco superior, braços e punhos, além da atividade muscular bilateral de trapézio superior e extensores de punho. Por meio das medidas diretas foi possível identificar que a linha semiautomática, apesar de apresentar uma maior taxa de produção com menor velocidade angular, possui menos oportunidades de repouso comparada a linha manual. O *Estudo 2* avaliou a associação entre tempo despendido em pé parado com o relato de dor lombar e em membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo/pé). Nesta análise foram utilizados acelerômetros durante quatro dias consecutivos para estimar diferentes atividades físicas realizadas durante o trabalho e o lazer. Verificou-se que o tempo em pé parado, quantificado por medidas diretas, está associado com relato de dor em coluna lombar, quadris e joelhos. Além disso, o tempo em pé durante o lazer foi associado com dor nas três regiões citadas. Por meio de medidas diretas realizadas em situações reais, foi possível identificar fatores de risco biomecânicos nos três estudos realizados. Frente aos resultados encontrados, bem como a literatura vigente, observa-se a necessidade do uso de medidas diretas na quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores em ambiente real. Tal método, além de apresentar maior acurácia e menos vieses, permite a identificação de medidas mais representativas da população estudada, o que permite uma intervenção mais direcionada a real necessidade dos trabalhadores. Assim, o uso de medidas diretas na quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores em ambiente real precisa ser estimulada.

Palavras-chave: acelerometria; dor musculoesquelética; eletrogoniometria; eletromiografia; exposição biomecânica; inclinometria.

ABSTRACT

The use of objective measurements to quantify biomechanical exposure of workers in real environment has been stimulated by its accuracy and precision. Furthermore, observational methods, self-reports and the use of questionnaires have shown several limitations regarding their validity and reliability. Thus, this thesis is composed by three studies in which objective measurements were used to quantify biomechanical exposure of workers in real environment, in two distinct contexts. *Study 1* discusses the use of inclinometry, electrogoniometry and electromyography to quantify the biomechanical exposure of industrial workers from the automotive sector, comparing two production lines (one manual and one semiautomated). For this purpose, postures and movements of the head, upper back, upper arms and wrists, as well as the bilateral muscle activity of upper trapezius and wrist extensors were analyzed. Through objective measurements it was possible to identify that the semiautomated line, despite having a higher production rate with less angular velocities, has less opportunities of rest compared to the manual line. *Study 2* evaluated the association between time spent standing still with self-report of pain intensity in the lower back and lower extremities (hips, knees and feet/ankles). In this analysis accelerometers were used during four consecutive days to estimate different physical activities performed during work and leisure. It was observed that time spent standing still, quantified by objective measurements, is associated with pain in lower back, hips and knees. Furthermore, time spent standing still during leisure was associated with pain in those three body regions. Throughout objective measurements used in real situations, it was possible to identify biomechanical risk factors in the three developed studies. Based on the findings of those studies, as well as the current literature, there is a need to use direct measurements to quantify the biomechanical exposure of workers in real environment. This method, apart from presents more accuracy and less biases, allows us to identify more representative measurements of the studied population, which allows an intervention properly directed to the real needs of the workers. Therefore, the use of direct measurements to assess biomechanical exposure of workers in real environment needs to be encouraged.

Keywords: accelerometry; biomechanical exposure; electrogoniometry; electromyography; inclinometry; musculoskeletal pain

LISTA DE FIGURAS

Estudo 1: Figura 1. Representação esquemática das diferentes tarefas realizadas na Linha Manual.....	17
Estudo 1: Figura 2. Representação esquemática das diferentes tarefas realizadas na Linha Semiautomática.....	18
Estudo 2: Figura 1. Diagrama do processo de seleção da amostra de trabalhadores de colarinho DPHACTO.....	34

LISTA DE TABELAS

Estudo 1: Tabela 1. Características demográficas dos 41 operadores.....	17
Estudo 1: Tabela 2. Postura e movimentos de cabeça, tronco superior e braços nas duas linhas de produção (média, desvio padrão entre parêntesis)	23
Estudo 1: Tabela 3. Postura e movimentos dos punhos nas duas linhas de produção (média, desvio padrão entre parêntesis).....	24
Estudo 2: Tabela 1. Características demográficas da população total de trabalhadores de colarinho-azul (n = 698), bem como da população estratificada por tertis baseado no tempo despendido na postura em pé para durante dia inteiro (Baixo – n = 232, Moderado – n = 233, Alto – n = 233).....	41
Estudo 2: Tabela 2. Tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé parada (curto, moderado, prolongado) durante o dia inteiro, trabalho e lazer dentre a população do estudo.....	42
Estudo 2: Tabela 3. Análise de regressão linear da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade de dor lombar (escala 0 -10).....	43
Estudo 2: Tabela 4. Análise de regressão logística da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade alta de dor lombar (> 5 numa escala 0 - 10).....	43
Estudo 2: Tabela 5. Análise de regressão linear da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade de dor em membros inferiores – quadril, joelho, tornozelo/pé (escala 0 -10).....	44
Estudo 2: Tabela 6. Análise de regressão logística da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade alta de membros inferiores – quadril, joelho, tornozelo/pé (>2 numa escala 0 -10).....	45

SUMÁRIO

1. Contextualização.....	11
2. Estudo 1: Influência do processo de automação na exposição biomecânica de trabalhadores industriais.....	12
2.1 Resumo.....	13
2.2 Introdução.....	14
2.3 Métodos.....	15
2.3.1 Sujeitos e linhas de produção.....	15
2.3.2 Tarefas.....	16
2.3.3 Medidas diretas de carga física.....	19
2.3.4 Processamento dos dados.....	20
2.3.5 Análise estatística.....	21
2.4 Resultados.....	21
2.4.1 Ruído e contração de referência.....	21
2.4.2 Carga física nas duas linhas de produção.....	21
2.5 Discussão.....	25
2.5.1 Sobrecarga física.....	25
2.5.2 Distúrbios musculoesqueléticos.....	26
2.5.3 Pontos positivos e limitações.....	26
2.6 Conclusão.....	27
3. Estudo 2: Associação entre o tempo de permanência na postura em pé parada e dor lombar e em membros inferiores em trabalhadores de colarinho-azul.....	28
3.1 Resumo.....	29
3.2 Introdução.....	30
3.3 Métodos.....	33
3.3.1 Desenho do estudo e população.....	33
3.3.2 Acelerometria.....	34
3.3.3 Avaliação do tempo despendido na postura em pé parada.....	35
3.3.4 Medidas de dor.....	36
3.3.5 Avaliação de possíveis confundidores.....	36
3.3.6 Análise estatística.....	37
3.4 Resultados.....	38

3.5 Discussão.....	46
3.5.1 Pontos positivos e limitações.....	50
3.6 Conclusão.....	50
4. Atividades realizadas no período.....	52
5.1 Atividades de pesquisa.....	52
5.2 Participação em eventos.....	52
5.3 Período de Doutorado Sanduíche.....	53
5. Considerações finais.....	54
Referências.....	55

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

O uso de medidas diretas para quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores, tanto durante o trabalho quanto no lazer, tem sido estimulada pela literatura (GUPTA et al., 2016; HANSSON et al., 2001a; KWAK et al., 2011). Isso se deve ao fato de que medidas diretas apresentam maior acurácia e precisão das mensurações, o que reflete de forma mais fidedigna os padrões biomecânicos aos quais estes trabalhadores estão submetidos (PRINCE et al., 2008; SPIELHOLZ et al., 2001). Além disso, instrumentos precisos para avaliar exposição física dos trabalhadores são pré-requisitos para compreender as relações entre exposição biomecânica e distúrbios musculoesqueléticos (NORDANDER et al., 2004).

Uma das justificativas para utilização de medidas diretas está no fato de que estudos que compararam a exposição biomecânica ou o tempo despendido em atividades físicas provenientes de autorrelato e medidas diretas identificaram que o autorrelato sub ou superestima os resultados obtidos objetivamente, o que representa um problema para a validade nesse tipo de medida. (GUPTA et al., 2016; HANSSON et al., 2001a; KWAK et al., 2011; PRINCE et al., 2008). Assim, o uso de medidas diretas tem sido estimulado na literatura no intuito de obter medidas mais apuradas e representativas das posturas adotadas ou atividades físicas desempenhadas pelo trabalhador. Por outro lado, apesar das vantagens do uso de métodos diretos, esses tipos de medidas geram maior custo, demandam mais tempo e necessitam de treinamento especializado (PRINCE et al., 2008). Medidas diretas são comumente obtidas por meio de equipamentos tais como inclinômetros, eletrogoniômetros, eletromiógrafos e acelerômetros.

Para esta tese serão apresentados achados em dois contextos. O estudo 1 (*Influência do processo de automação na exposição biomecânica de trabalhadores industriais*) apresentará resultados de uma avaliação em ambiente real, no qual a exposição biomecânica de trabalhadores de duas linhas de produção industrial foram comparadas quanto ao nível de automação industrial das duas linhas (uma manual e outra semiautomática). Para tanto, o uso de medidas diretas se deu por meio de inclinômetros, eletrogoniômetros e eletromiografia com foco nos membros superiores, cabeça e tronco superior.

O estudo 2 (*Associação entre tempo de permanência na postura em pé parada e dor lombar e em membros inferiores em trabalhadores de colarinho-azul*) avaliou a associação entre tempo de permanência em pé com a intensidade de dor musculoesquelética, baseado em quantificação de atividades físicas por meio de acelerômetros.

2. ESTUDO 1

Influência do processo de automação na exposição biomecânica de trabalhadores industriais

2.1 Resumo

Processos automatizados na indústria tem sido implementados no intuito de promover uma maior produção, porém o conhecimento sobre seus efeitos na exposição biomecânica dos trabalhadores ainda é limitada. Atividade muscular, posturas e movimentos da cabeça, coluna superior, braços e punhos foram mensurados em 19 operadores de duas linhas de produção de embreagens automotivas (manual e semiautomática). Maior velocidade angular para a cabeça ($p \leq 0.02$), coluna superior ($p \leq 0.01$) e braços ($p \leq 0.04$) foram encontradas para a linha manual (em média 20% maiores que a semiautomática). Repouso (% tempo) de trapézio superior (não significativo) e extensores de punho ($p \leq 0.03$), bem como mão mantida parada (% tempo – $p \leq 0.03$) também foram maiores na linha manual. Nenhuma diferença foi encontrada para postura, atividade muscular e repetitividade. A linha manual apresentou maior repouso, porém com movimentos mais vigorosos considerando as velocidades angulares. A linha semiautomática apresentou um maior taxa de produção com menores velocidades angulares, porém com menores possibilidades de repouso que a linha manual. Exposições biomecânicas diferentes foram encontradas entre as linhas de produção com diferentes níveis de automação, no entanto os efeitos para a saúde derivados da automação industrial precisam ser investigados com uma amostra populacional maior.

Palavras-chave: automação industrial; distúrbios musculoesqueléticos; exposição física; trabalho de montagem; trabalho repetitivo.

2.2 Introdução

Sistemas de produção industrial modernos tem aumentado sua taxa de produção com a introdução de novas tecnologias. Isso tem sido possível com a combinação de operadores humanos qualificados e a introdução de processos de produção automatizados, o que garante uma maior eficiência na produção. No entanto, a introdução de automatização e mecanização mais complexa pode gerar maiores demandas físicas e psicológicas (COURY; LÉO; KUMAR, 2000; GARDE et al., 2003).

Sistemas de produção automatizados são frequentemente acompanhados de racionalização do processo de produção, gerando trabalho mais restrito e repetitivo, com menos oportunidades de pequenas pausas durante o trabalho (MATHIASSEN, 2006; PALMERUD et al., 2012; SRINIVASAN; MATHIASSEN, 2012). Isto gera preocupação, uma vez que estas características são tidas como fatores de risco para desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos, especialmente em pescoço, ombros, mãos e tronco superior (BARBIERI et al., 2012; BUCKLE; DEVEREUX, 2002; KILBOM, 1994; SLUITER; REST; FRINGS-DRESEN, 2001).

Balogh e colaboradores (2006) destacam que a diminuição da sobrecarga biomecânica é um dos objetivos da automatização e, conseqüentemente, isso pode reduzir o risco de distúrbios musculoesqueléticos. Entretanto, estudos que investigaram a introdução de novas tecnologias ou o processo de automatização de sistemas de produção apresentam resultados conflitantes quanto aos efeitos nas medidas de exposição biomecânica (ARVIDSSON et al., 2006, 2012; BALOGH et al., 2006; COURY; LÉO; KUMAR, 2000; JUUL-KRISTENSEN et al., 2002; STÅL; HANSSON; MORITZ, 2000). Em geral, a carga muscular diminuiu com a implementação de novas tecnologias, enquanto o repouso muscular (% tempo) aumentou para a produção de assoalhos de madeira (BALOGH et al., 2006) e corte de carne (ARVIDSSON et al., 2012), mas diminuiu para ordenha de vacas (STÅL; HANSSON; MORITZ, 2000). Posturas com menor amplitude e menor velocidade de movimentos para cabeça, pescoço, braços e punhos foram observadas para controladores de voo (ARVIDSSON et al., 2006) e açougueiros (ARVIDSSON et al., 2012) após a introdução de novas tecnologias. Por outro lado, Balogh e colaboradores (2006) observaram padrões de movimentos mais variados e menos restritos em uma linha de produção automatizada de assoalhos de madeira quando comparada a uma linha manual.

Os efeitos da automatização são complexos e os resultados conflitantes encontrados não permitem sintetizar a evidência sobre esse tema. Investigação da sobrecarga biomecânica

de processos manuais e automatizados requer comparação direta entre os dois processos. No entanto, a maioria dos estudos prévios não conseguiu realizar tal comparação em virtude de: (1) a automatização do processo de trabalho geralmente influenciar ambos os processos de produção (manual e automatizado), o que dificulta uma comparação direta, e (2) os trabalhadores precisam ser experientes na realização das tarefas manuais e automatizadas. Assim, nesse estudo a carga biomecânica foi investigada numa situação em que o processo de automatização foi investigado em duas linhas de produção operando simultaneamente com diferentes níveis de automatização.

Portanto, este estudo tem por objetivo investigar potenciais diferenças na carga biomecânica entre sistemas de produção, uma manual e outra semiautomática, de componentes automotivos. Foi hipotetizado que: (1) a linha de produção manual apresentaria maior pico de carga que a linha semiautomática; e (2) o sistema semiautomático teria um trabalho mais repetitivo e com menos oportunidades de repouso.

2.3 Métodos

2.3.1 Sujeitos e linhas de produção

Este estudo foi conduzido numa indústria de componentes automotivos no estado de São Paulo, Brasil. Duas linhas de produção, uma manual e uma semiautomática, foram investigadas. Ambas as linhas de produção produzem discos de embreagem automotivos, com peso médio de 1.2 kg e diâmetro de 200 mm, e são operadas em dois turnos de trabalho de oito horas.

Todos os 43 operadores (todos homens) atualmente empregados na empresa e trabalhando nas linhas manual e semiautomática foram convidados e participaram de uma palestra informativa. Todos os operadores trabalham exclusivamente em um das linhas de produção por pelo menos seis meses. Quarenta e um operadores se voluntariaram para uma entrevista e exame físico (Tabela 1). Vinte e sete se voluntariaram para usar instrumentos de medidas diretas para quantificar a carga física durante um dia de trabalho. Medidas diretas válidas foram obtidas de 19 operadores destes (9 da linha manual, 10 da linha semiautomática). Devido a medidas não válidas ou problemas técnicos, as medidas de oito operadores foram excluídas.

Os sujeitos foram entrevistados quanto a dados demográficos, além de indicarem queixas musculoesqueléticas de acordo com a versão brasileira do Questionário Nórdico

(BARROS; ALEXANDRE, 2003). Os operadores também foram submetidos a um exame físico nas regiões de pescoço, ombros, cotovelos, punhos e mãos (OHLSSON et al., 1994), o que permitiu o diagnóstico de distúrbios musculoesqueléticos dos membros superiores de acordo com critérios pré-definidos (NORDANDER et al., 2009). Este estudo está de acordo com a Declaração de Helsinki e também foi aprovado pelo comitê de ética local. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento antes de serem incluídos no estudo.

Tabela 1. Características demográficas dos 41 operadores.

Variáveis	Total (n = 41)	Manual (n = 16)	Semiautomática (n = 25)
Idade (anos); Média (DP)	30.7 (6.9)	31.4 (8.8)	30.2 (5.5)
Altura (cm); Média (DP)	174.2 (5.6)	174.5 (4.6)	174.0 (6.3)
Peso (kg); Média (DP)	77.9 (12.1)	82.9 (13.0)	74.7 (10.4)
IMC (kg/m ²); Média (DP)	25.6 (3.3)	27.1 (3.4)	24.6 (9.1)
Tempo na Indústria (Meses); Mediana (Min – Max)	84 (6 – 180)	84 (6 - 180)	84 (19 - 156)
Tempo no Trabalho Atual (Meses); Mediana (Min – Max)	48 (6 – 180)	34 (6 - 180)	54 (6 - 156)
Fumantes; n (%)	2 (5)	2 (12)	0 (0)
Atividade Física; n (%)	20 (49)	9 (56)	11 (44)
Queixas Musculoesqueléticas; n (%)			
Pescoço/Ombros			
Prevalência – 12 meses	23 (56)	8 (50)	15 (60)
Prevalência – 7 dias	7 (17)	2 (12)	5 (20)
Cotovelos/Mãos			
Prevalência – 12 meses	18 (44)	5 (31)	11 (44)
Prevalência – 7 dias	7 (17)	2 (12)	7 (28)

DP = Desvio Padrão; IMC = Índice de Massa Corpórea; Min = mínimo; Max = máximo; n = número de operadores.

2.3.2 Tarefas

Nos dias em que foram feitas as medidas diretas, registros foram feitos por cerca de sete horas por operador durante um dia de trabalho regular, incluindo pausas e tempo de refeição. Todos os operadores realizaram todas as tarefas da sua linha (rodízio de tarefas), o que significa que para a linha manual a duração de cada tarefa foi de aproximadamente uma hora, já para a linha semiautomática, 45 minutos. No total, as medidas foram conduzidas num período de três meses e foram realizadas pelo mesmo pesquisador. A ordem das medidas foi aleatória entre as duas linhas de produção e os dois turnos de trabalho.

A linha manual é organizada em cinco diferentes postos de trabalho com um operador para cada posto (Figura 1). Aproximadamente 140 discos de embreagem são produzidos por

hora. Nessa linha de produção os operadores tem que realizar o manuseio manual dos discos, posicionar diferentes componentes do disco e ativar manualmente o maquinário do sistema de produção. O trabalho na linha semiautomática é organizado em uma esteira transportadora com sete postos de trabalho e um posto de trabalho adicional localizado separadamente (Figura 2). Oito operadores trabalham ao longo da esteira, com dois operadores em um dos postos de trabalho (Tarefa 6 – Figura 2). Os operadores trabalhando ao longo da esteira posicionam manualmente diferentes peças no disco que passa pela esteira. O posto de trabalho localizado separadamente é operado por três operadores pré-moldando manualmente um dos componentes do disco. A taxa de produção é de 260 discos de embreagem por hora. As tarefas realizadas em cada linha de produção estão descritas nas Figuras 1 e 2.

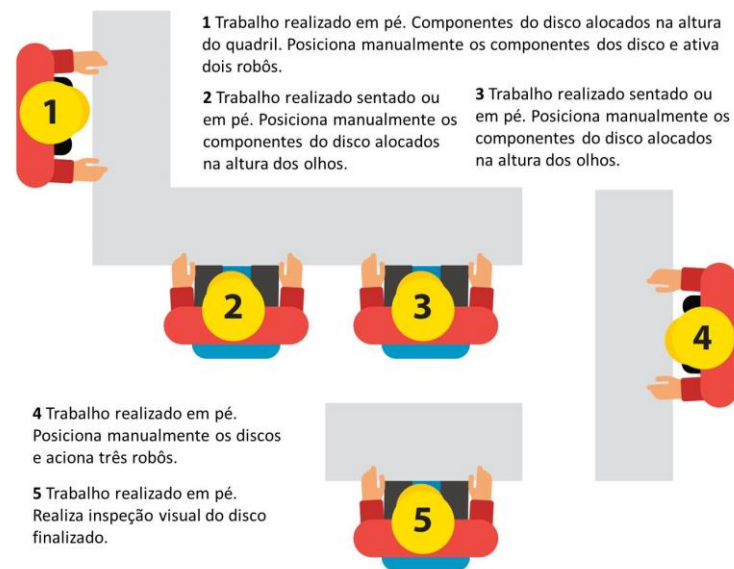


Figura 1. Representação esquemática das diferentes tarefas realizadas na Linha Manual.

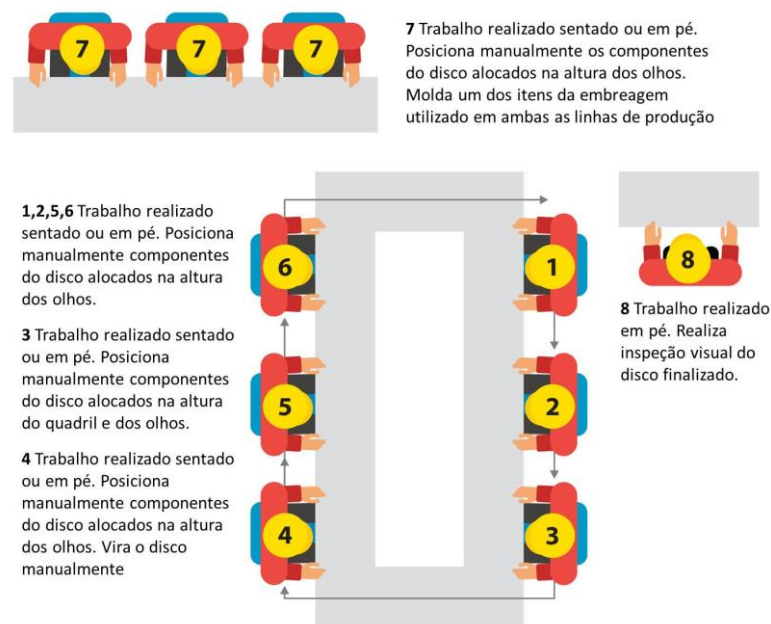


Figura 2. Representação esquemática das diferentes tarefas realizadas na Linha Semiautomática.

Em ambas as linhas de produção, a indústria programou um rodízio de trabalho de duas horas, no qual os operadores podem mudar de tarefas de acordo com um esquema pré-definido. Nesse sentido, os operadores, num dia regular de trabalho, realizariam quatro tarefas diferentes. Visando obter medidas representativas por no mínimo 40 minutos em cada tarefa de cada linha de produção, os operadores mudaram de tarefas de acordo com um comando dado pelo pesquisador. Nos dias em que as medidas foram feitas, os operadores realizaram todas as tarefas da linha de produção em que ele trabalha. Este procedimento foi previamente autorizado pela indústria, uma vez que este novo esquema não interferiria no processo de produção.

Ambas as linhas de produção possuem operadores móveis que dão suporte ao processo de produção. Estes operadores não participam da montagem do disco de embreagem e não tiveram seu trabalho registrado por medidas diretas. Todos os participantes foram monitorados durante trabalho e pausas, e informações, como duração das tarefas (início e fim), foram registradas por um pesquisador usando um aplicativo para *tablet* desenvolvido para este estudo.

2.3.3 Medidas diretas de carga física

Registros eletromiográficos de superfície (EMG) dos músculos trapézio superior e extensores de punho foram coletados bilateralmente (1024 Hz). Eletrodos adesivos descartáveis – Ag/AgCl (H124SG, Kendall™ ARBO, Alemanha) com diâmetro de 24 mm foram usados. Antes da fixação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool 70%. Para o trapézio superior o sensor foi posicionado a 2 cm do ponto médio entre a sétima vértebra cervical (C7) e o acrômio (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). O eletrodo foi posicionado no ventre dos músculos extensores de punho (extensor radial curto e longo do carpo), numa distância correspondente a um terço do comprimento do antebraço a partir do cotovelo (HANSSON et al., 2009).

Três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) foram realizadas para normalização do sinal eletromiográfico e foram realizadas de acordo com Nordander e colaboradores (2004). Para o trapézio superior, as CIVMs foram realizadas enquanto o operador mantinha-se em pé com ombro abduzido a 90° no plano da escápula. A contração foi mantida por três segundos com uma faixa posicionada na região proximal do cotovelo e conectada a um transdutor de força (Kratos, Model DDK100, Brasil) fixado no chão. Já para os extensores de punho, as CIVMs foram obtidas com os operadores sentados, com um dos braços por vez orientado verticalmente e cotovelo flexionado a 90°. Força de preensão manual foi obtida sem apoio para antebraço e mão, usando um Dinamômetro de Preensão Jamar (Model 5030J1, Preston, MI, EUA).

Posturas e movimentos da cabeça, tronco superior e braços foram mensuradas por meio de inclinômetro baseados em acelerômetros triaxiais (LoggerTeknologi HB, Åkarp, Suécia) a uma frequência de aquisição de 20 Hz. Os sensores foram fixados com fita adesiva dupla-face na testa, a direita do processo espinhoso de C7/T1 e na inserção distal do músculo deltoide, bilateralmente. Posições de referência foram registradas visando calibrar o sistema para posição neutra e especificar a direção de cada movimento. Todos os procedimentos de posicionamento e calibração foram realizados de acordo com Hansson e colaboradores (2006, 2001).

Posturas e movimentos dos punhos foram registrados bilateralmente usando goniômetros flexíveis biaxiais (XG65 Biometrics Ltd, Newport, Reino Unido). Os ângulos de flexão/extensão e desvio radial/ulnar foram registrados a 128 Hz. Os goniômetros foram fixados com fita dupla-face na face dorsal de cada punho. O sensor fixo foi posicionado na linha média entre a ulna e o rádio, e o sensor telescópico sobre o terceiro osso metacarpal.

Para definição do ângulo zero de flexão/extensão e desvio radial/ulnar, um registro foi feito com o punho mantido em posição anatômica, com o operador sentado e repousando os antebraços em uma mesa com a palma da mão voltada para baixo (GREENE; HECKMAN, 1994; HEILSKOV-HANSEN et al., 2014). Dados de goniômetros e EMG foram registrados usando o Mobi8 data logger (TMS International B.V., Enschede, Holanda). Os dados gerados pelo inclinômetro, goniômetros e EMG foram sincronizados previamente aos procedimentos de determinação das posturas e contrações musculares de referência.

2.3.4 Processamento dos dados

Os dados de EMG foram filtrados com filtro passa-alta de 10 Hz e os dados do goniômetro foram reamostrados a 20 Hz, antes dos dados serem convertidos pelo formato interno do Mobi8 para o formato usado pelo *software* **EMINGO** (*software* para análise de **EMG**, **IN**clinometria, e **GO**niometria), desenvolvido pelo *Occupational and Environmental Medicine in Lund*, Suécia.

Os dados de EMG foram digitalizados com passa-banda (30 – 400 Hz) e *notch* (50 Hz e todas as harmônicas). Os valores de raiz quadrada da média (RMS), *mean power frequency* (MPF) e *artifact index* (ART) foram então calculados em pacotes de 1/8 de segundo; além do mais, o *power spectrum* foi calculado para cada minuto. Esses dados foram utilizados para inspeção da qualidade e, quando necessário, exclusão de artefatos. Após subtração do sinal de repouso, os valores de RMS foram normalizados pela CIVM, por exemplo, o valor máximo de RMS registrado durante as CIVMs (HANSSON, 2011; HANSSON; ASTERLAND; SKERFVING, 1997; NORDANDER et al., 2000). A fração do tempo sem nenhuma atividade eletromiográfica (definida como RMS <0.5% CIVM), e os percentis 10, 50 e 90 foram utilizados para representar o repouso muscular e as cargas estáticas, medianas e de pico, respectivamente (JONSSON, 1982; VEIERSTED; WESTGAARD; ANDERSEN, 1990).

Os dados de inclinometria foram filtrados com filtro passa-baixa de 5 Hz, as coordenadas de transdução foram transformadas em coordenadas de segmentos corporais, e a “flexão”, “elevação” e “velocidade angular” foram calculadas (HANSSON et al., 2001b). A acurácia e reprodutibilidade dos inclinômetros por si são de 1.3° e 0.2°, e são aplicáveis em contexto ocupacional (HANSSON, 2015; HANSSON et al., 2001b, 2006). Para a cabeça, tronco superior e braços os percentis 10, 50 e 90 da distribuição angular da flexão, ângulos de elevação e distribuição da velocidade angular foram usados como medidas de exposição.

Os dados goniométricos foram filtrados com filtro passa-baixa de 5 Hz, a velocidade angular foi calculada como o valor absoluto do tempo derivado dos dados angulares, e, por fim, a MPF foi calculada (BALOGH et al., 2009; HANSSON et al., 1996). Os percentis 10, 50 e 90 para flexão/extensão do punho foram usados para descrever postura, a % de tempo com velocidade angular menor que $1^\circ/s$, os percentis 10, 50 e 90 da velocidade angular e a MPF foram usados para descrever o tempo em que a mão foi mantida parada, a distribuição da velocidade angular e repetitividade, respectivamente.

2.3.5 Análise estatística

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados por meio do *software* SPSS *statistical package* versão 20.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EUA). A normalidade de distribuição dos dados foi verificada com o teste de Kolmogorov-Smirnov (KS). Testes t para amostras independentes foram utilizados para avaliar diferenças na exposição física entre as duas linhas de produção. Para todos os testes estatísticos o nível de significância foi definido em 5% ($p < 0.05$).

2.4 Resultados

2.4.1 Ruído e contrações de referência

Para o músculo trapézio a média do nível de ruído foi de 1.26 (DP 0.36) μV e a média da CIVM foi de 1270 (DP 377) μV para o lado direito, e 1.39 (DP 0.21) μV e 1306 (SD 487) μV para o lado esquerdo. Os valores correspondentes para os extensores de punho foram 0.96 (DP 0.22) μV e 578 (DP 344) μV para o lado direito, e 1.01 (DP 0.05) μV e 413 (SD 199) μV para o lado esquerdo. Inesperadamente, para os extensores de punho direito, a CIVM foi 1.8 vezes maior para os operadores da linha manual (786 μV) do que para os operadores da linha semiautomática (439 μV – $p = 0.14$).

2.4.2 Carga física nas duas linhas de produção

Com relação a cabeça, tronco superior e braços a linha manual teve, para os percentis 50 e 90, maior velocidade angular (Tabela 2). Porém, nenhuma diferença significativa foi

observada para as posturas entre as duas linhas de produção. Houve para ambos o lado esquerdo e direito uma tendência a um maior repouso para o trapézio superior na linha manual.

Ambas as mãos foram mantidas paradas por mais tempo e o percentil 10 da velocidade angular foi menor para a linha manual (Tabela 3). Nenhuma diferença foi observada para as velocidades angulares nos percentis 50 e 90, bem como para as posturas de punho. A repetitividade não apresentou diferença entre as duas linhas de produção. Tanto o lado direito quanto o esquerdo apresentaram repouso significativamente maior de extensores de punho para a linha manual e os extensores de punho direito tiveram menor atividade muscular no percentil 10 e uma tendência a menores cargas nos percentis 50 e 90. Nenhuma diferença foi observada para os desvios radial/ulnar (dados não apresentados).

Tabela 2. Postura e movimentos de cabeça, tronco superior e braços nas duas linhas de produção (média, desvio padrão entre parêntesis).

	Distribuição (Percentil)	Linha Manual	Linha Semiautomática	p
Posturas e Movimentos				
Cabeça – Flexão				
Postura (°)	10	-0.5 (11.7)	-2.2 (9.3)	0.75
	50	24.8 (10.2)	23.6 (7.9)	0.80
	90	43.3 (9.6)	38.1 (7.1)	0.22
Velocidade angular (°/s)	10	2.2 (0.6)	2.0 (0.4)	0.48
	50	17.5 (3.8)	13.8 (2.0)	0.02
	90	68.9 (12.8)	54.0 (7.0)	0.01
Tronco Superior – Flexão				
Postura (°)	10	-2.0 (7.2)	-0.9 (3.6)	0.68
	50	6.8 (8.4)	6.8 (4.7)	0.98
	90	18.3 (8.3)	16.4 (6.5)	0.59
Velocidade angular (°/s)	10	1.5 (0.4)	1.5 (0.3)	0.85
	50	13.4 (2.6)	10.6 (2.0)	0.01
	90	52.0 (7.1)	39.0 (6.9)	0.01
Braço Direito – Elevação				
Postura (°)	10	10.3 (3.7)	10.9 (2.4)	0.80
	50	22.1 (5.6)	25.3 (5.4)	0.41
	90	42.0 (7.7)	51.7 (11.3)	0.14
Velocidade angular (°/s)	10	5.9 (2.7)	7.3 (0.5)	0.33
	50	40.8 (4.2)	34.2 (1.7)	0.01
	90	128.2 (10.8)	104.2 (11.6)	0.01
Braço Esquerdo – Elevação				
Postura (°)	10	10.7 (4.1)	11.4 (4.7)	0.73
	50	23.0 (4.8)	23.6 (8.4)	0.85
	90	43.1 (6.5)	50.3 (10.5)	0.10
Velocidade angular (°/s)	10	6.1 (2.5)	7.1 (1.1)	0.30
	50	40.9 (8.7)	33.0 (5.4)	0.03
	90	127.4 (26.5)	102.3 (23.4)	0.04
Atividade Muscular				
Trapézio Direito				
Repouso (% tempo)	–	7.2 (7.4)	2.6 (2.2)	0.08
Atividade (% CIVM)	10	1.8 (1.5)	2.1 (1.0)	0.45
	50	5.3 (3.1)	5.7 (1.4)	0.72
	90	11.5 (3.8)	10.7 (2.0)	0.58
Trapézio Esquerdo				
Repouso (% tempo)	–	13.6 (11.2)	5.8 (6.6)	0.08
Atividade (% CIVM)	10	1.0 (1.4)	2.0 (2.0)	0.25
	50	4.5 (4.0)	5.1 (2.8)	0.75
	90	10.8 (5.0)	9.8 (3.8)	0.63

Diferenças estatisticamente significativas marcadas em **negrito**.

Tabela 3. Postura e movimentos dos punhos nas duas linhas de produção (média, desvio padrão entre parêntesis).

	Distribuição (Percentil)	Linha Manual	Linha Semiautomática	p
Posturas e Movimentos				
Punho Direito – Flexão				
Postura (°)	10	-44.4 (3.7)	-42.6 (7.6)	0.55
	50	-18.2 (3.3)	-20.3 (6.9)	0.44
	90	2.9 (3.4)	0.8 (7.9)	0.45
Movimentos				
Mão parada (% tempo)	–	3.8 (2.4)	1.4 (0.7)	0.02
Velocidade angular (°/s)	10	1.2 (0.6)	1.9 (0.5)	0.03
	50	20.6 (3.9)	22.5 (3.1)	0.28
	90	96.5 (8.7)	99.1 (8.6)	0.53
Repetitividade (Hz)	–	0.32 (0.04)	0.34 (0.02)	0.16
Punho Esquerdo – Flexão				
Postura (°)	10	-48.8 (7.9)	-46.0 (6.6)	0.43
	50	-22.9 (6.1)	-21.2 (5.0)	0.54
	90	-2.8 (7.0)	0.6 (5.5)	0.25
Movimentos				
Mão parada (% tempo)	–	4.2 (2.5)	1.8 (0.7)	0.03
Velocidade angular (°/s)	10	0.9 (0.5)	1.3 (0.4)	0.05
	50	16.1 (4.0)	18.3 (3.5)	0.23
	90	85.0 (10.8)	90.7 (11.5)	0.29
Repetitividade (Hz)	–	0.32 (0.04)	0.35 (0.03)	0.16
Atividade Muscular				
Extensores – Direito				
Repouso (% tempo)	–	11.7 (7.8)	3.2 (1.8)	0.02
Atividade (% CIVM)	10	0.7 (0.6)	2.1 (1.1)	0.01
	50	7.1 (5.7)	12.6 (5.2)	0.06
	90	18.5 (13.5)	29.5 (10.9)	0.08
Extensores – Esquerdo				
Repouso (% tempo)	–	7.1 (4.4)	3.5 (2.3)	0.03
Atividade (% CIVM)	10	1.1 (1.0)	1.8 (1.1)	0.20
	50	11.0 (5.7)	12.8 (6.7)	0.56
	90	31.0 (14.0)	32.4 (15.5)	0.84

Diferenças estatisticamente significativas marcadas em **negrito**.

2.5 Discussão

A linha manual apresentou maior velocidade mediana para a cabeça, tronco superior e braços, e um maior repouso, não significativo, para o trapézio superior comparado a linha semiautomática. Na linha manual as mãos foram mantidas paradas por mais tempo e os extensores de punho apresentaram maior repouso do que a linha semiautomática. Não houve diferenças entre as linhas para as velocidades medianas e repetitividade do punho, bem como para posturas em geral.

2.5.1 Sobrecarga física

A atividade muscular do trapézio não foi diferente entre as duas linhas, o que não suporta nossa primeira hipótese. Por outro lado, a linha manual apresentou maior velocidade angular para cabeça, tronco superior e braços considerando os percentis 50 e 90. Em média a linha manual teve velocidade angular 20% maior, o que pode estar relacionado a movimentos vigorosos realizados nesta linha de produção. Estes achados mostram que o processo de automação levou a situações de trabalho com movimentos menos vigorosos e menos diversos. Neste sentido, enquanto os operadores da linha manual manuseavam manualmente os discos de embreagem, posicionavam os componentes do disco e ativavam manualmente o maquinário da linha de produção, os operadores da linha semiautomática apenas realizavam o posicionamento dos componentes no disco. Assim nós acreditamos que as maiores velocidades angulares encontradas na linha manual podem ser explicadas pela necessidade de realizar um trabalho manual mais diverso para produção final do disco de embreagem. Isto está de acordo com os achados de Balogh e colaboradores (2006) e Arvidsson e colaboradores (2012) que também encontraram maior velocidade angular para cabeça e braços nos processos de produção com características mais manuais quando comparando diferentes níveis de automação na produção de assoalho de madeira e corte de carne, respectivamente. Entretanto, em ambos os estudos de Balogh e colaboradores (2006) e Arvidsson e colaboradores (2012) uma maior atividade muscular do trapézio superior também foi encontrada no sistema manual, fato não encontrado em nosso estudo. Essa divergência de achados entre nosso estudo e estudos prévios pode ser explicada pelo tipo de trabalho realizado, uma vez que a produção de discos de embreagem não requer contrações estáticas do ombro para realização de suas tarefas, como visto na produção de assoalhos de madeira (BALOGH et al., 2006) e corte de carnes (ARVIDSSON et al., 2012).

Como inicialmente hipotetizado, a linha semiautomática apresentou menos oportunidades de repouso quando comparada a linha manual. O repouso foi consistentemente maior na linha manual, tanto para o repouso muscular quanto para os movimentos de punho. O tempo de repouso do trapézio (apesar de não estatisticamente significativo), o repouso dos extensores de punho e o tempo em que a mão permaneceu parada foi duas vezes maior na linha manual. Nesse sentido, o repouso muscular e o tempo em que a mão permaneceu parada são apresentados como indicadores de risco devido à falta de repouso segundo Nordander e colaboradores (2000) e Arvidsson e colaboradores (2012), respectivamente.

Um fator a ser levado em consideração são os diferentes ritmos de trabalho entre as duas linhas de produção. Na linha manual, o ritmo de trabalho era auto-determinado o que pode ter dado aos operadores maiores oportunidades de pausas não planejadas. Diferentemente, a linha semiautomática tinha seu ritmo imposto pelo maquinário automatizado, o que não permitia aos operadores a possibilidade de pausas durante o trabalho.

2.5.2 Distúrbios musculoesqueléticos

Uma alta fração de operadores reportaram queixas nas regiões de pescoço/ombros (12 meses: 53%; 7 dias: 17%), bem como em cotovelos/mãos (12 meses: 44%; 7 dias: 19%). Nordander e colaboradores (2009) encontraram resultados ligeiramente maiores para pescoço/ombros (12 meses: 62%; 7 dias: 32%) e cotovelos/mãos (12 meses: 56%; 7 dias: 27%) numa amostra de 622 trabalhadores industriais do sexo masculino. Apenas dois diagnósticos foram identificados no exame físico: síndrome de tensão no pescoço – um operador da linha semiautomática; síndrome acrômioclavicular – um operador de cada linha. Estes achados não refletem a alta prevalência de queixas musculoesqueléticas nas regiões de pescoço/ombros e cotovelos/mãos. Isto pode estar relacionado a um critério diagnóstico rigoroso e devido à falta de classificação diagnóstica para mãos (OHLSSON et al., 1994; SLUITER; REST; FRINGS-DRESEN, 2001).

2.5.3 Pontos positivos e Limitações

Um ponto positivo deste estudo é o uso de medidas diretas, uma vez que elas fornecem medidas genéricas e objetivas da exposição biomecânica para postura, velocidade angular e atividade muscular. Tal fato permite comparações diretas da exposição biomecânica com outros tipos de trabalho ou tarefas, e estimam o risco de distúrbios musculoesqueléticos

baseado em estudos usando as mesmas métricas. Outro ponto positivo deste estudo é a comparação simultânea de duas linhas de produção. Por outro lado, os parâmetros usados neste estudo relacionam-se a medidas tradicionais de quantificação da exposição biomecânica que usa a exposição cumulativa durante o dia de trabalho para expressar possíveis sobrecargas físicas. Entretanto, elas não refletem os padrões temporais da exposição. Neste sentido, estudos futuros devem considerar reportar a variação da exposição biomecânica, como descrita por Mathiassen (2006) como a mudança na exposição em função do tempo a fim de verificar possíveis influências de processos de automação na variação da exposição biomecânica.

2.6 Conclusão

Os resultados deste estudo mostraram que a linha semiautomática não apresenta maiores picos de carga nem maior repetitividade do trabalho. Por outro lado, ela apresenta menos oportunidades de repouso. Assim, ao implementar processos automatizados na indústria, parâmetros envolvendo possibilidades de repouso devem ser levadas em consideração para prevenir o desenvolvimento de queixas e distúrbios musculoesqueléticos. Apesar de diferenças terem sido identificadas entre as duas linhas de produção, estudos com escala epidemiológica maiores necessitam ser realizados para ser possível identificar fatores de saúde envolvidos no processo de automação industrial.

3. ESTUDO 2

Associação entre o tempo de permanência na postura em pé parada e dor lombar e em membros inferiores em trabalhadores de colarinho-azul

3.1 Resumo

Este estudo tem por objetivo investigar a associação transversal entre tempo total e padrões temporais (tempo curto: 0-5 min; tempo moderado: > 5-10 min; tempo prolongado: > 10 min) da postura em pé parada, quantificada por medidas diretas, durante o trabalho e lazer com o nível de dor em coluna lombar e em membros inferiores entre 698 trabalhadores de “colarinho-azul”. Os trabalhadores reportaram a intensidade de dor numa escala de 0-10. A associação considerando a intensidade de dor como uma medida escalar (0-10) e dicotomizada (lombar: baixa ≤ 5 ou alta > 5 ; membros inferiores: baixa: ≤ 2 ou alta: > 2), em seguida a associação foi testada por meio de regressões linear e logística. Uma associação positiva foi encontrada entre dor lombar e tempo prolongado em pé ($\beta = 0.27$; OR 1.24) durante dia inteiro (trabalho + lazer) e com tempo total em pé durante o lazer ($\beta = 0.12$; OR 1.07). Nenhuma associação independente foi encontrada entre permanência em pé durante o trabalho e dor lombar. Uma associação positiva foi encontrada entre: tempo curto em pé com dor no quadril durante o dia inteiro ($\beta = 0.09$); tempo curto em pé com dor no joelho durante dia inteiro ($\beta = 0.79$; OR = 1.10), trabalho ($\beta = 0.77$; OR = 1.10) e lazer ($\beta = 1.16$); tempo total em pé durante o lazer com dor no quadril ($\beta = 0.10$; OR = 1.12) e joelho ($\beta = 0.45$; OR = 1.05). Uma associação negativa foi identificada entre tempo moderado em pé e dor no quadril durante o trabalho ($\beta = -0.53$; OR = 0.90). Estes achados indicam que particularmente o tempo em pé durante o dia inteiro e lazer são de importância para dor lombar e em membros inferiores em trabalhadores de “colarinho azul”.

Palavras-chave: acelerometria; atividade física; padrão temporal; postura corporal; saúde ocupacional.

3.2 Introdução

Recentemente, o tempo despendido em atividades caracterizadas como trabalho sedentário tem chamado atenção em virtude do seu potencial fator de risco para a saúde, como o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos (DE REZENDE et al., 2014; GUPTA et al., 2015; HALLMAN et al., 2015a, 2016). Assim, tem sido recomendada a diminuição do tempo em trabalho sedentário ao realizar tarefas na postura em pé, ao invés de sentada, ou ao introduzir pausas com atividades em pé ou caminhando durante o dia de trabalho (CALLAGHAN et al., 2015; DANQUAH et al., 2016; DUVIVIER et al., 2013; HEALY et al., 2008; OWEN et al., 2011; PLOTNIKOFF; KARUNAMUNI, 2012; THORP et al., 2014; TOOMINGAS et al., 2012).

No entanto, o tempo excessivo na postura em pé tem sido tradicionalmente considerado como um fator de risco para dor musculoesquelética (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; MCCULLOCH, 2002; ROELEN et al., 2008; WATERS; DICK, 2015). Um estudo prospectivo de 3 anos identificou que o autorrelato de longos períodos na postura em pé é considerado um forte preditor para dor musculoesquelética (STERUD; TYNES, 2013). Além disso, o autorrelato de permanência na postura em pé por mais de 30 minutos por dia de trabalho foi identificado como preditor para dor lombar (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007). No entanto, revisões sistemáticas investigando a associação entre a postura em pé e dor lombar mostraram resultados fracos e conflitantes (HENEWEER et al., 2011; ROFFEY et al., 2010). Outro fator que precisa ser levado em consideração nesse contexto é a definição da postura em pé. A maioria dos estudos não tem uma definição clara se a postura em pé é investigada como em pé parado (*standing still*) ou em pé com possibilidades de movimentos (*dynamic standing*).

Além disso, uma proporção considerável da população ocidental sofre de dor localizada nos membros inferiores (BREIVIK et al., 2006; MONTANO, 2014). A prevalência de dor chega a ser de 8-25% para os joelhos (ANDERSEN et al., 2011; BAKER et al., 2003; JONES et al., 2007; MESSING; TISSOT; STOCK, 2008; PALMER et al., 2007; WEBB et al., 2004), 9-20% para tornozelo/pé (HILL et al., 2008; MESSING; TISSOT; STOCK, 2008; THOMAS et al., 2011) e 5-11% para o quadril (MESSING; TISSOT; STOCK, 2008; POPE et al., 2003). Esta dor em membros inferiores acarreta altos gastos para indivíduos, empresas e sociedade (WOOLF; PFLEGER, 2003), mas o conhecimento a cerca dos fatores de risco e medidas preventivas para dor nessa região corporal é muito limitado (D'SOUZA; FRANZBLAU; WERNER, 2005).

Um dos fatores de risco sugeridos para a dor em membros inferiores também é o tempo prolongado na postura em pé. A dor em membros inferiores devido à postura em pé está relacionada com a fadiga muscular, fluxo sanguíneo diminuído e aumento do acúmulo venoso na região (AHMAD; TAHA; EU, 2006; BALASUBRAMANIAN; ADALARASU; REGULAPATI, 2009; CHESTER; RYS; KONZ, 2002). No entanto, a literatura sobre a associação entre a postura em pé e a dor em membros inferiores é limitada e caracterizada por resultados conflitantes. Messing e colaboradores (2008) encontraram que o autorrelato da postura em pé parada durante o trabalho está positivamente associado com dor em pernas/panturrilha e tornozelo/pé em trabalhadores canadenses. Corroborando com esses achados, Andersen e colaboradores (2007) identificaram que o autorrelato da postura em pé por mais de 30 minutos durante o trabalho está positivamente associado com dor em quadril, joelho e pé em trabalhadores dinamarqueses. No entanto, Jones e colaboradores (2007) encontraram que o autorrelato da postura em pé não está associado prospectivamente com dor nos joelhos de trabalhadores ingleses recém-contratados.

Existem alguns fatores que podem influenciar esses resultados conflitantes identificados em estudos prévios. Um desses fatores pode ser o autorrelato da permanência na postura em pé (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; HARKNESS et al., 2003; ROELEN et al., 2008; STERUD; TYNES, 2013; TISSOT; MESSING; STOCK, 2009; YIP, 2004). Já é bem documentado que o autorrelato de posturas e atividades físicas pode ser impreciso e enviesado, além de mensurado em períodos relativamente curtos (GUPTA et al., 2016; HANSSON et al., 2001a; KWAK et al., 2011). Outra razão pode ser o fato de que estudos prévios investigaram a postura em pé apenas durante o período de trabalho (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; HARKNESS et al., 2003; MUNCH NIELSEN et al., 2016; ROELEN et al., 2008; STERUD; TYNES, 2013; TISSOT; MESSING; STOCK, 2009; YIP, 2004), desconsiderando a permanência na postura em pé no tempo de lazer. Os efeitos de atividades físicas ou posturas adotadas durante o lazer na saúde já foram investigados na literatura (HOLTERMANN et al., 2012; MOORE et al., 2012). Entretanto, a postura em pé não foi mencionada ou estudada nesse contexto. Uma vez que algumas atividades de vida diária, tais como cozinhar ou esperar em uma fila, não podem ser retiradas da rotina diária, torna-se importante entender os efeitos da postura em pé durante o lazer na saúde do trabalhador. Uma terceira razão é fundamentada pelo fato de que os estudos realizados com essa temática não investigaram a importância de padrões temporais da postura em pé com relação à dor musculoesquelética. É biologicamente plausível pensar que períodos prolongados na postura em pé possam ser fatores de risco para dor lombar e membros

inferiores, enquanto que períodos curtos sejam benéficos uma vez que permitem pausas ou transições para outras posturas, como a sentada. Períodos prolongados na postura em pé estão associados com altas cargas compressivas impostas a coluna vertebral, bem como fadiga muscular dos músculos da região lombar (BEYNON; REILLY, 2001; CLAUS et al., 2008; LAFOND et al., 2009; LEIVSETH; DRERUP, 1997; VAN DEURSEN et al., 2005), o que são geralmente considerados como fatores de risco para dor lombar (OWEN et al., 2011; PLOTNIKOFF; KARUNAMUNI, 2012). Por outro lado, períodos curtos na postura em pé são geralmente associados com a alternância de posturas durante o dia de trabalho, o que diminui a carga estática dos músculos posturais e prove maior variação biomecânica aos trabalhadores (MATHIASSEN, 2006; THORP et al., 2014). Assim, uma investigação apropriada da associação entre a postura em pé parada e a dor musculoesquelética requer o uso de medidas diretas realizada em ambiente real para determinação de padrões temporais da postura em pé durante o trabalho e lazer (KOCH et al., 2016).

Uma vez que uma considerável fração da população trabalhadora relata tempo excessivo despendido da postura em pé durante o trabalho (HARKNESS et al., 2003; MCCULLOCH, 2002; MUNCH NIELSEN et al., 2016), e estes trabalhadores tem sido recomendados a trabalhar, ao menos parcialmente, na postura em pé (DANQUAH et al., 2016; DUVIVIER et al., 2013; HEALY et al., 2008; THORP et al., 2014; TOOMINGAS et al., 2012) se torna importante conhecer a associação entre a postura em pé com a dor lombar e dor nos membros inferiores. Além disso, dor nestas regiões são uma grande causa de morbidade, com alta prevalência e custos econômicos para a sociedade (HOY et al., 2010, 2014; MAJID; TRUUMEEES, 2008). Assim, esse estudo investigou a associação transversal entre o tempo total e padrões temporais da postura em pé parada, mensuradas com acelerômetros, e a dor lombar em membros inferiores em trabalhadores de colarinho-azul. As hipóteses desse estudo foram: (1) tempo total na postura em pé parada está associado positivamente com dor lombar durante o trabalho e lazer; (2) períodos curtos na postura em pé parada estão associados negativamente com dor lombar durante o trabalho e lazer; (3) períodos prolongados na postura em pé parada estão associados positivamente com dor lombar durante o trabalho e lazer; (4) o tempo total na postura em pé parada está positivamente associado com dor em membros inferiores durante o trabalho e lazer, intendente da região corporal (quadril, joelho, tornozelo/pé); e (5) períodos prolongados na postura em pé parada estão positivamente associados com dor em membros inferiores devido à manutenção da postura estática e a diminuição do fluxo sanguíneo para os membros inferiores.

3.3 Métodos

3.3.1 Desenho do estudo e população

Este estudo consiste na análise transversal das medidas de linha de base derivadas do estudo *Danish Physical ACTivity cohort with Objective* (DPHACTO) (JØRGENSEN et al., 2013). Os dados foram coletados em três diferentes setores ocupacionais (limpeza, transporte e indústria) na Dinamarca entre os anos de 2012 e 2013. Os trabalhadores (n = 2107) de 15 companhias foram convidados a participar do estudo. Os locais de trabalho foram considerados elegíveis quando era permitida a realização das medidas durante o horário de trabalho regular. Critérios de inclusão e exclusão são especificados por Jørgensen e colaboradores (2013).

Os trabalhadores considerados elegíveis (n = 909) foram convidados a participar do estudo que consistiu do seguinte protocolo: (1) preenchimento de um questionário; (2) realização de avaliação física; e (3) participação em avaliação com medidas diretas, incluindo medidas objetivas por meio de acelerômetros durante quatro dias consecutivos. Autorrelato de dor lombar e dor em membros inferiores foram obtidos de 904 trabalhadores, dentre os quais 734 realizaram avaliação com acelerômetros. Medidas válidas dos acelerômetros foram obtidas de 698 trabalhadores de acordo com o critério de dia inteiro (pelo menos 4 horas de medidas durante o período de trabalho e 10 horas de medidas durante o dia) e 677 trabalhadores de acordo com o critério de período de trabalho-lazer (pelo menos 4 horas ou 75% da duração média do tempo despendido nos períodos de trabalho e lazer) (Figura 1). O estudo foi aprovado pela agência de proteção de dados científicos da Dinamarca e pelo comitê de ética local e foi conduzido de acordo com a Declaração de Helsinki. Todos os trabalhadores assinaram um termo de consentimento previamente ao início do estudo.

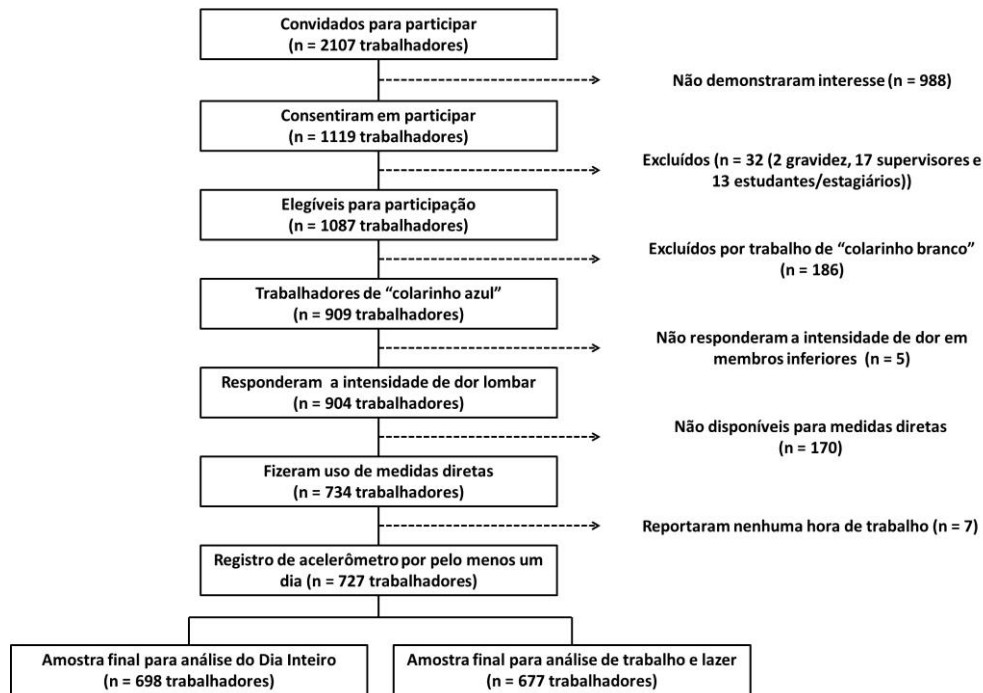


Figura 1. Diagrama do processo de seleção da amostra de trabalhadores de colarinho-azul no estudo DPHACTO.

3.3.2 Acelerometria

As medidas objetivas de atividades físicas foram obtidas continuamente por meio de acelerômetros (ActiGraph GT3X +, Actigraph, Florida, USA), usando procedimentos previamente descritos (JØRGENSEN et al., 2013). Trata-se de um equipamento eletrônico *wireless*, a prova d'água, compacto (19 g, 4.6 x 3.3 x 1.5 cm), que mede a aceleração triaxial com uma frequência de 30 Hz e uma amplitude dinâmica de $\pm 6 G$ ($1G = 9.81 \text{ m/s}^2$). Ele amostra a aceleração com uma precisão de 12 bits e armazena as medidas em uma memória de 250 MB. Os acelerômetros foram inicializados para registro e *download* dos dados usando o *software Actilife 5.5* (ActiGraph LLC, Pensacola, FL, USA).

O protocolo consistiu no registro por meio de medidas diretas durante quatro dias consecutivos, nos quais incluíram pelo menos dois dias de trabalho e, preferencialmente, dois dias sem trabalho. Períodos de sono e períodos em que não houve uso dos acelerômetros foram excluídos das análises. Períodos em que não houve uso dos acelerômetros foram identificados quando (1) um período maior que 60 minutos sem movimentação (aceleração igual a zero) foram detectados pelo *software*, (2) autorrelato destes períodos foram registrados pelos trabalhadores em um diário de atividades e (3) artefatos ou dados perdidos foram detectados por inspeção visual (SKOTTE et al., 2014).

3.3.3 Avaliação do tempo despendido na postura em pé parada

A postura em pé parada foi quantificada por meio de medidas diretas realizadas com acelerômetro posicionado na coxa. Os dados do acelerômetro foram filtrados com filtro passa-baixa de 5 Hz com filtro de quarta ordem *Butterworth*, em seguida foram divididos em intervalos de 2 segundos com 50% de sobreposição entre intervalos sucessivos. Os ângulos dos acelerômetros e o desvio padrão foram calculados para cada intervalo de 2 segundos. Em seguida, medidas de referência individual (permanecer em posição ereta por 15 segundos em cada dia de avaliação) dos valores da coxa foram utilizadas para obtenção das coordenadas de transformação entre o eixo do acelerômetro e a orientação da coxa. Usando estes valores transformados do acelerômetro, a ocorrência da postura em pé parada foi identificada (SKOTTE et al., 2014).

A identificação da postura em pé parada ocorreu quando a inclinação do acelerômetro foi menor do que 45° e nenhum movimento da coxa foi identificado (SKOTTE et al., 2014). Os dados foram analisados utilizando um *software* especialmente desenvolvido para esta análise, Acti4 (The National Research Centre for the Working Environment, Copenhagen, Denmark and the Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA), Berlin, Germany). O *software* Acti4 tem uma alta sensibilidade e especificidade para estimar posturas e atividades físicas, bem como sua duração e variação. Este *software* foi capaz de identificar, previamente, a postura em pé em condição semipadronizada com alta especificidade (> 99%) e sensibilidade (> 99%) (SKOTTE et al., 2014). Além disso, o Acti4 foi validado para detecção da postura em pé parada em ambiente real (especificidade: > 90%; sensibilidade: > 80%) (STEMLAND et al., 2015).

Padrões temporais da postura em pé parada foram quantificados por meio da Análise da Variação da Exposição (*Exposure Variation Analysis – EVA*) (MATHIASSEN; WINKEL, 1991), permitindo a possibilidade de avaliar as combinações de níveis de exposição e duração de sequências ininterruptas de uma categoria de exposição (MATHIASSEN, 2006). A ocorrência de períodos ininterruptos da postura em pé parada de diferentes durações foi derivada do período de dia inteiro (trabalho + lazer) e dos domínios específicos de trabalho e lazer. Foram selecionados três diferentes períodos de tempo derivados da EVA: período curto (0 – 5 minutos); período moderado (> 5 – 10 minutos); e período prolongado (> 10 minutos). Não é de conhecimento dos autores estudos prévios que tenham definido a duração estimada para períodos curto, moderado e prolongado da postura em pé. Assim, a definição dos períodos adotados neste estudo foi baseada em categorias da EVA previamente descritas na

literatura (HALLMAN et al., 2015b; STRAKER et al., 2013). A justificativa para o limite de 5 minutos inclui recomendações de períodos curtos de uma determinada postura como forma de quebrar períodos prolongados de atividades físicas, o que pode estar relacionado com mudanças entre diferentes tipos de postura ou atividades físicas (OWEN; BAUMAN; BROWN, 2008). Períodos prolongados (> 10 minutos) estão relacionados com recomendações para quebra de padrão sedentário ao incluir atividades físicas leves ou moderadas (HASKELL et al., 2007), bem como na definição de período prolongado da postura em pé em estudos de laboratório e em ambiente real (GALLAGHER; CALLAGHAN, 2015; GREGORY; CALLAGHAN, 2008; WATERS; DICK, 2015). Período moderado foi então definido como o período de tempo entre os períodos curto e prolongado. Tanto o período total na postura em pé quanto os padrões temporais foram calculados como a média de todas as medidas válidas.

3.3.4 Medidas de dor

A intensidade da dor em coluna lombar e membros inferiores foram relatadas utilizando uma versão modificada do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (KUORINKA et al., 1987). Os trabalhadores foram questionados quanto ao pior nível de dor nas regiões de coluna lombar e membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo/pé) nos últimos três meses numa escala de 0 a 10, na qual 0 significa “sem dor” e 10, “pior dor imaginável”. Para a coluna lombar, os trabalhadores foram categorizados em grupo “dor leve” (≤ 5) e “dor alta”. Já para os membros inferiores, os grupos “dor leve” e “dor alta” tiveram como limite o nível 2 de dor (leve: ≤ 2 ; alta > 2). Tais limites de dor leve e dor alta são derivados de achados relativos à associação entre níveis de dor em região lombar e membros inferiores com a ocorrência de afastamento prolongado do trabalho (ANDERSEN et al., 2012, GUPTA et al., 2015).

3.3.5 Avaliação de possíveis confundidores

Uma seleção de fatores individuais e ocupacionais foi realizada *a priori* como potencial confundidores ou modificadores de efeito baseada em literatura prévia e hipóteses teóricas com respeito a possível influência da posição em pé para na dor lombar e em membros inferiores (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; GUPTA et al., 2015; STERUD; TYNES, 2013).

Idade e gênero foram determinados pelo registro civil dos trabalhadores. Índice de Massa Corpórea (IMC, kg/m^2) foi calculado utilizando-se as medidas de altura (cm) e peso (kg). Setor foi identificado de acordo com o setor ocupacional do trabalhador (limpeza, transporte, indústria). Levantamento de cargas durante o trabalho foi avaliado utilizando um item do *Danish Work Environment Cohort Survey* (DWECS): “Quanto tempo do seu trabalho você despende levantando e carregando cargas?”, usando uma escala de resposta de 6 pontos, categorizados entre 1 (nunca) e 6 (praticamente todo o tempo). As categorias de resposta foram categorizadas em baixa (“nunca”, “raramente/muito pouco”, “aproximadamente $\frac{1}{4}$ do tempo”) e alta (“ $\frac{1}{2}$ do tempo”, “ $\frac{3}{4}$ do tempo”, “praticamente todo o tempo”). Influência no trabalho foi determinada por meio de duas questões: “Você tem influência no que você faz o seu trabalho?” e “Você tem influência na quantidade de trabalho que tem?”. As possíveis categorias de respostas foram: sempre; frequentemente; às vezes; raramente; quase nunca/nunca (1-5). A taxa média das respostas das duas perguntas foi transformada numa escala composicional de 0-100, com um ato escore representando uma grande influência no trabalho.

Tempo total despendido nas posições sentada e deitada foi agrupado como “tempo sedentário”, enquanto mover-se, andar, correr, subir/descer escadas e pedalar foram agrupados como “atividades físicas”. Tempo sedentário e atividades físicas foram avaliadas utilizando dados dos acelerômetros, como descrito previamente (SKOTTE et al., 2014). Para caracterização de todas as possíveis posturas ou atividades físicas, dados de acelerômetros posicionados no quadril e tronco foram utilizados como descrito por Jørgensen e colaboradores (2013) e Skotte e colaboradores (2014).

3.3.6 Análise estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas por meio do *software SPSS statistical package* versão 22.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EUA). Uma análise de regressão linear foi realizada para determinar a associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada, bem como os padrões temporais da postura em pé parada com o relato de dor lombar e em membros inferiores (escala de 0-10). Um modelo de regressão logística foi utilizado para determinar a associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada, bem como os padrões temporais da postura em pé parada com o relato de dor lombar e em membros inferiores categorizados em dor baixa e dor alta (lombar: baixa ≤ 5 , alta > 5 ; membros inferiores: baixa ≤ 2 , alta > 2). Ambos os modelos de regressão foram realizados em dois

passos (modelos bruto e ajustado). No modelo bruto, as variáveis independentes foram o tempo total despendido na postura em pé parada ou os padrões temporais da postura em pé parada (período curto, moderado, prolongado). No modelo ajustado, as variáveis previamente descritas como possíveis confundidores também foram incluídas. Idade, IMC, tempo sedentário e atividades físicas foram tratadas como variáveis contínuas, enquanto gênero, setor e carregamento de cargas foram tratadas como variáveis categóricas. Para todas as análises a significância estatística foi estabelecida em 5% ($P < 0.05$).

Os pressupostos de linearidade, distribuição normal dos resíduos e homocedasticidade foram identificados por meio de inspeção visual dos *P-P plots*, análise de dispersão dos valores dos resíduos padronizados contra preditos, e histogramas dos resíduos padronizados. Além disso, o teste de multicolinearidade não identificou tal problema entre as variáveis independentes (índice de tolerância > 0.20 , Fatores de Inflação de Variância – VIF < 5). Para todas as análises mencionadas, os dados dos acelerômetros, originalmente fornecidos em horas por dia, foram multiplicados por 6 para que os estimadores (β e OR) dos modelos de regressão pudessem ser interpretados como incrementos de 10 minutos no tempo total despendido na postura em pé parada ou nos padrões temporais da postura em pé parada em relação a intensidade de dor.

3.4 Resultados

A tabela 1 mostra as características demográficas dos trabalhadores considerando tanto tempo total despendido na postura em pé parada quanto esse tempo estratificado em tertis (baixo: $< 3.3h$; moderado: $> 3.3h - 4.4h$; alto: $> 4.4h$). No geral, os trabalhadores tiveram uma média (DP) de idade de 45.0 (9.9) anos e IMC de 27.4 (9.6) kg/cm^2 . A média de horas mensuradas por dia de avaliação correspondeu a 15.9 (1.4) para o dia inteiro, 7.6 (1.2) para o domínio do trabalho e 8.8 (1.5) para o domínio do lazer. Homens constituíram uma fração maior da amostra total (53.9%) e também despenderam maior tempo na postura em pé parada nos tertis baixo (57.8%) e moderado (55.4%). Mulheres, por outro lado, passaram mais tempo na postura em pé parada no tercil alto (51.5%). Considerando os setores, indústria teve o maior número de trabalhadores, seguido por limpeza e transporte, respectivamente. Isto também se refletiu no tempo despendido na postura em pé parada nos três tertis. Uma maior fração dos trabalhadores foram identificados como pertencentes a categoria “alta” com respeito a carregamento de cargas (56.9%), no entanto a categoria baixa de carregamento de

cargas foi a que teve maior representatividade no tertil alto (54.3%). Quando estratificados por setor, os níveis de dor não foram diferentes entre os setores.

A análise descritiva do tempo total e do tempo despendido nos períodos curtos, moderados e prolongados na postura em pé parada é apresentada na tabela 2. Os trabalhadores ficaram em pé parados em média 3.95 (1.32) horas durante o dia inteiro (trabalho + lazer), 2.46 (1.15) horas durante o trabalho e 1.65 (0.69) horas durante o lazer. Note que a soma do tempo de trabalho e lazer não é igual ao tempo relativo ao dia inteiro, o que reflete os diferentes critérios de inclusão ao considerar dia inteiro e os domínios específicos de trabalho e lazer. Tempo despendido na postura em pé parada foi consistentemente maior no período curto, seguido dos períodos moderado e prolongado. Além disso, tempo em períodos prolongados correspondeu a uma pequena fração de tempo (menor que 1%) durante o dia inteiro, trabalho e lazer.

A tabela 3 apresenta os resultados da regressão linear ao avaliar a associação entre a postura em pé parada e dor lombar. Observa-se uma associação positiva significativa ($p < 0.05$) entre períodos prolongados na postura em pé parada e dor lombar durante o dia inteiro (trabalho + lazer). Quando ajustados pelas variáveis classificadas como possíveis confundidores, tal associação permanece significativa. Isto significa que um incremento de 10 minutos em períodos prolongados na postura em pé parada aumentaria o nível de dor lombar em 0.27 numa escala de 0-10. A regressão logística apresentada na tabela 4 também mostra uma associação positiva significativa entre períodos prolongados na postura em pé parada e dor lombar durante o dia inteiro, em ambos os modelos bruto e ajustado.

Nenhuma associação significativa foi encontrada entre o tempo despendido na postura em pé parada ou padrões temporais desta postura durante o trabalho com a dor lombar. Tal afirmação é verdadeira tanto para a regressão linear (tabela 3) quanto para a regressão logística (tabela 4). Já para o período de lazer, uma associação positiva significativa foi observada entre o tempo total despendido na postura em pé parada e a dor lombar, tanto no modelo bruto quanto no modelo ajustado da regressão linear (tabela 3). Foi encontrado um incremento de 0.12 no nível de dor lombar para cada 10 minutos a mais despendidos na postura em pé parada. No entanto, nenhuma associação significativa foi observada entre dor lombar e os padrões temporais da postura em pé parada durante o lazer. Para a análise de regressão logística (tabela 4), durante o lazer houve uma associação positiva entre o tempo total na postura em pé parada e o relato de dor lombar apenas no modelo ajustado.

Os resultados das análises de regressão linear e logística referentes aos membros inferiores estão apresentados nas tabelas 5 e 6, respectivamente. Uma associação positiva

significativa ($p < 0.05$) foi encontrada entre o tempo total despendido na postura em pé parada e dor no quadril durante o lazer na regressão linear. Períodos curtos e prolongados na postura em pé também foram positivamente associados com a dor no quadril durante o dia inteiro. Por outro lado, períodos moderados na postura em pé parada foram associados negativamente com dor no quadril durante o trabalho. As análises de regressão logística apresentaram resultados semelhantes, com exceção da associação positiva significativa entre o tempo total despendido na postura em pé parada e dor no quadril durante o dia inteiro, bem como a associação positiva significativa entre períodos moderados na postura em pé parada e dor no quadril durante o lazer.

Houve uma associação significativa positiva entre o tempo total despendido na postura em pé e dor no joelho durante o lazer na regressão linear. Períodos curtos na posição em pé parada também foram associados positivamente com dor no joelho durante dia inteiro, trabalho e lazer. Os resultados foram similares para a regressão logística, porém não foi encontrada associação entre períodos curtos na postura em pé parada com dor no joelho durante o lazer. Com relação a região de tornozelo/pé, uma associação significativa positiva foi encontrada entre tempo total despendido na postura em pé durante o dia inteiro e períodos curtos na postura em pé parada durante dia inteiro e trabalho em ambas as regressões linear e logística. Uma associação significativa negativa foi encontrada entre períodos moderados na postura em pé parada durante o trabalho na regressão linear. No entanto, para dor em tornozelo/pé todas as associações foram identificadas apenas no modelo bruto.

Tabela 1. Características demográficas da população total de trabalhadores de colarinho-azul (n = 698), bem como da população estratificada por tertis baseado no tempo despendido na postura em pé para durante dia inteiro (Baixo – n = 232, Moderado – n = 233, Alto – n = 233).

Variáveis	Total	Baixo (< 3.3 h)	Moderado (3.3 h – 4.4 h)	Alto (> 4.4 h)
Idade, anos - M (DP)	45.08 (9.91)	45.51 (9.80)	44.26 (10.24)	45.44 (9.81)
IMC, kg/m² - M (DP)	27.52 (4.87)	27.87 (4.86)	27.36 (4.55)	27.25 (5.08)
Tempo de trabalho, anos - M (DP)	12.98 (10.18)	11.70 (9.63)	13.66 (9.92)	13.67 (10.55)
Gênero				
Masculino, n (%)	376 (53.9)	134 (57.8)	129 (55.4)	113 (48.5)
Feminino, n (%)	322 (46.1)	98 (42.2)	104 (44.6)	120 (51.5)
Fumantes				
Não, n (%)	472 (67.6)	161 (70.9)	153 (67.1)	158 (70.2)
Sim, n (%)	208 (29.8)	66 (29.1)	75 (32.9)	67 (29.8)
Setor				
Limpeza, n (%)	138 (19.8)	58 (25.0)	47 (20.1)	33 (14.2)
Indústria, n (%)	493 (70.6)	116 (50.0)	177 (76.0)	200 (85.8)
Transporte, n (%)	67 (9.6)	58 (25.0)	9 (3.9)	0 (0)
Carregamento de cargas durante o trabalho				
Baixo, n (%)	299 (43.1)	64 (27.8)	110 (47.2)	125 (54.3)
Alto, n (%)	394 (56.9)	166 (72.2)	123 (52.8)	105 (45.7)
Média de horas mensuradas por dia de avaliação				
Dia inteiro, M (DP)	15.96 (1.45)	15.64 (1.70)	15.85 (1.27)	16.38 (1.22)
Trabalho, M (DP)	7.60 (1.28)	7.40 (1.51)	7.58 (1.11)	7.85 (1.13)
Lazer, M (DP)	8.81 (1.59)	8.72 (1.57)	8.74 (1.57)	8.95 (1.44)
Média de dias de avaliação				
Dia inteiro, M (DP)	2.92 (0.95)	2.71 (0.96)	3.11 (0.98)	2.95 (0.87)
Trabalho e Lazer, M (DP)	2.65 (0.95)	2.50 (0.96)	2.81 (0.93)	2.63 (0.93)
*Tempo sedentário em horas por dia				
Dia inteiro, M (DP)	7.85 (2.12)	9.36 (2.29)	7.68 (1.54)	6.51 (1.35)
Trabalho, M (DP)	2.45 (1.74)	3.57 (2.06)	2.29 (1.44)	1.52 (1.44)
Lazer, M (DP)	5.51 (1.45)	5.96 (1.65)	5.49 (1.24)	5.04 (1.30)
*Atividades físicas em horas por dia				
Dia inteiro, M (DP)	4.14 (1.31)	3.69 (1.39)	4.30 (1.22)	4.43 (1.21)
Trabalho, M (DP)	2.68 (1.12)	2.39 (1.28)	2.86 (1.03)	2.79 (1.00)
Lazer, M (DP)	1.64 (0.65)	1.51 (0.66)	1.61 (0.62)	1.81 (0.63)

n = número de trabalhadores; M = média; DP = desvio padrão; IMC = Índice de Massa Corporal.

*Tempo sedentário: sentado e deitado; Atividades Físicas: mover-se, caminhar, correr, subir/descer escadas e pedalar.

Tabela 2. Tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé parada (curto, moderado, prolongado) durante o dia inteiro, trabalho e lazer dentre a população do estudo.

	Dia Inteiro			Trabalho			Lazer		
	n	Horas	%	n	Horas	%	n	Horas	%
		M (DP)	M (DP)		M (DP)	M (DP)		M (DP)	M (DP)
Tempo total	698	3.95 (1.32)	24.8 (7.9)	677	2.46 (1.15)	32.2 (13.7)	677	1.65 (0.69)	18.7 (7.1)
Per. curtos (0-5 min)	698	2.77 (0.85)	17.3 (5.2)	675	1.77 (0.75)	23.2 (9.2)	677	1.13 (0.45)	12.7 (4.4)
Per. moderados (>5-10 min)	698	1.09 (0.62)	6.8 (3.8)	675	0.67 (0.55)	8.7 (6.6)	677	0.47 (0.27)	5.3 (3.1)
Per. prolongados (> 10 min)	698	0.12 (0.20)	0.7 (1.3)	675	0.07 (0.17)	0.9 (2.7)	677	0.06 (0.11)	0.7 (1.2)

Per = períodos; %: porcentagem do tempo despendido em pé em relação a todas as outras possíveis posturas ou atividades físicas realizadas durante o dia inteiro, trabalho ou lazer;

n = número de trabalhadores; M = média; DP = desvio padrão.

Tabela 3. Análise de regressão linear da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade de dor lombar (escala 0 -10).

	Dia Inteiro				Trabalho				Lazer			
	Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b	
	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p
Tempo total	0.01 (-0.01 – 0.04)	0.27	0.02 (-0.02 – 0.05)	0.39	0.01 (-0.03 – 0.03)	0.98	-0.02 (-0.07 – 0.02)	0.27	0.07 (0.01 – 0.12)	0.01	0.12 (0.05 – 0.19)	0.01
Per. curtos (0-5 min)	0.04 (-0.01 – 0.09)	0.15	0.05 (-0.03 – 0.13)	0.25	0.03 (-0.03 – 0.09)	0.31	-0.01 (-0.09 – 0.09)	0.98	0.03 (-0.08 – 0.15)	0.56	0.16 (-0.01 – 0.34)	0.07
Per. moderados (>5-10 min)	-0.06 (-0.14 – 0.03)	0.19	-0.07 (-0.17 – 0.03)	0.17	-0.07 (-0.16 – 0.02)	0.13	-0.08 (-0.18 – 0.02)	0.12	0.11 (-0.10 – 0.32)	0.32	0.05 (-0.19 – 0.28)	0.69
Per. prolongados (> 10 min)	0.23 (0.01 – 0.46)	0.04	0.27 (0.03 – 0.50)	0.02	0.19 (-0.06 – 0.45)	0.13	0.19 (-0.07 – 0.46)	0.15	0.13 (-0.26 – 0.54)	0.51	0.19 (-0.22 – 0.60)	0.36

Resultados mostram a mudança em nível de dor ao incrementar 10 minutos ao tempo na postura em pé parada.

a – Análise bruta;

b – Análise ajustada para idade, IMC, gênero, carregamento de cargas, tempo sedentário (sentado e deitado) e atividades físicas (mover-se, caminhar, correr, subir/descer escadas e pedalar).

*Per. = Períodos; IC = intervalo de confiança; Diferenças estatisticamente significativa estão marcadas em negrito.

Tabela 4. Análise de regressão logística da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade alta de dor lombar (> 5 numa escala 0 -10).

	Dia Inteiro				Trabalho				Lazer			
	Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b	
	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p
Tempo total	1.01 (0.98 – 1.02)	0.95	1.01 (0.98 – 1.03)	0.53	0.98 (0.96 – 1.01)	0.31	0.97 (0.93 – 1.01)	0.08	1.04 (0.99 – 1.08)	0.05	1.07 (1.01 – 1.12)	0.01
Per. curtos (0-5 min)	1.01 (0.97 – 1.05)	0.54	1.03 (0.97 – 1.09)	0.38	0.99 (0.95 – 1.03)	0.69	0.96 (0.89 – 1.03)	0.22	1.04 (0.96 – 1.13)	0.36	1.14 (1.00 – 1.30)	0.05
Per. moderados (>5-10 min)	0.95 (0.89 – 1.01)	0.13	0.95 (0.88 – 1.03)	0.17	0.95 (0.89 – 1.02)	0.17	0.95 (0.87 – 1.03)	0.23	1.04 (0.88 – 1.21)	0.64	0.99 (0.83 – 1.17)	0.90
Per. prolongados (> 10 min)	1.21 (1.03 – 1.42)	0.01	1.24 (1.05 – 1.46)	0.01	1.20 (0.99 – 1.46)	0.05	1.17 (0.96 – 1.43)	0.12	1.10 (0.83 – 1.45)	0.49	1.15 (0.86 – 1.52)	0.34

a – Análise bruta;

b – Análise ajustada para idade, IMC, gênero, carregamento de cargas, tempo sedentário (sentado e deitado) e atividades físicas (mover-se, caminhar, correr, subir/descer escadas e pedalar).

*Per. = Períodos; IC = intervalo de confiança; Diferenças estatisticamente significativa estão marcadas em negrito.

Tabela 5. Análise de regressão linear da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade de dor em membros inferiores – quadril, joelho, tornozelo/pé (escala 0 -10).

	Dia Inteiro				Trabalho				Lazer			
	Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b	
	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p	β (95% IC)	p
Quadril												
Tempo total	0.01 (-0.02 – 0.02)	0.85	0.03 (-0.01 – 0.06)	0.08	-0.02 (-0.05 – 0.01)	0.13	-0.01 (-0.04 – 0.03)	0.72	0.07 (0.02 – 0.11)	0.01	0.10 (0.04 – 0.15)	0.01
Per. curtos (0-5 min)	0.02 (-0.02 – 0.07)	0.22	0.09 (0.03 – 0.15)	0.01	0.01 (-0.03 – 0.06)	0.54	0.06 (-0.01 – 0.13)	0.09	0.01 (-0.07 – 0.11)	0.74	0.09 (-0.04 – 0.23)	0.17
Per. moderados (>5-10 min)	-0.06 (-0.13 – 0.01)	0.08	-0.06 (-0.14 – 0.01)	0.10	-0.09 (-0.16 – -0.01)	0.01	-0.09 (-0.17 – -0.01)	0.03	0.14 (-0.03 – 0.31)	0.11	0.08 (-0.10 – 0.26)	0.39
Per. prolongados (> 10 min)	0.19 (0.01 - 0.37)	0.04	0.20 (0.01 – 0.38)	0.03	0.13 (-0.07 – 0.33)	0.21	0.11 (-0.10 – 0.32)	0.30	0.10 (-0.21 – 0.43)	0.51	0.16 (-0.16 – 0.48)	0.32
Joelho												
Tempo total	0.02 (-0.01 – 0.05)	0.08	0.03 (-0.01 – 0.06)	0.11	0.02 (-0.01 – 0.05)	0.29	0.03 (-0.01 – 0.07)	0.17	0.06 (0.01 – 0.11)	0.01	0.09 (0.02 – 0.15)	0.01
Per. curtos (0-5 min)	0.07 (0.03 – 0.12)	0.01	0.13 (0.06 – 0.20)	0.01	0.07 (0.02 – 0.13)	0.01	0.13 (0.05 – 0.21)	0.01	0.07 (-0.03 – 0.18)	0.15	0.19 (0.03 – 0.35)	0.01
Per. moderados (>5-10 min)	-0.04 (-0.12 – 0.03)	0.27	-0.07 (-0.16 – 0.02)	0.14	-0.06 (-0.14 – 0.02)	0.12	-0.07 (-0.17 – 0.02)	0.12	0.08 (-0.11 – 0.28)	0.4	0.03 (-0.18 – 0.24)	0.75
Per. prolongados (> 10 min)	0.03 (-0.17 – 0.24)	0.73	0.06 (-0.14 – 0.27)	0.53	0.03 (-0.20 – 0.27)	0.76	0.08 (-0.15 – 0.32)	0.49	-0.11 (-0.48 – 0.36)	0.55	-0.10 (-0.47 – 0.27)	0.59
Tornozelo/Pé												
Tempo total	0.03 (0.01 – 0.05)	0.03	0.02 (-0.02 – 0.05)	0.32	0.02 (-0.01 – 0.05)	0.08	0.01 (-0.03 – 0.05)	0.57	0.05 (-0.01 – 0.09)	0.05	0.06 (-0.01 – 0.12)	0.07
Per. curtos (0-5 min)	0.08 (0.03 – 0.12)	0.01	0.06 (-0.01 – 0.13)	0.06	0.09 (0.04 – 0.14)	0.01	0.04 (-0.03 – 0.12)	0.23	0.01 (-0.08 – 0.11)	0.77	0.08 (-0.07 – 0.23)	0.30
Per. moderados (>5-10 min)	-0.06 (-0.13 – 0.01)	0.11	-0.05 (-0.13 – 0.04)	0.26	-0.08 (-0.16 – -0.01)	0.03	-0.03 (-0.12 – 0.05)	0.43	0.13 (-0.06 – 0.31)	0.18	0.04 (-0.16 – 0.24)	0.70
Per. prolongados (> 10 min)	0.12 (-0.07 – 0.31)	0.22	0.11 (-0.08 – 0.31)	0.26	0.12 (-0.09 – 0.34)	0.27	0.09 (-0.13 – 0.31)	0.43	-0.06 (-0.41 – 0.28)	0.71	0.02 (-0.33 – 0.37)	0.90

Resultados mostram a mudança em nível de dor ao incrementar 10 minutos ao tempo na postura em pé parada.

a – Análise bruta;

b – Análise ajustada para idade, IMC, gênero, carregamento de cargas, tempo sedentário (sentado e deitado) e atividades físicas (mover-se, caminhar, correr, subir/descer escadas e pedalar).

*Per. = Períodos; IC = intervalo de confiança; Diferenças estatisticamente significativa estão marcadas em negrito.

Tabela 6. Análise de regressão logística da associação entre o tempo total despendido na postura em pé parada e padrões temporais da postura em pé (curto, moderado, prolongado) em incrementos de 10 minutos durante o dia inteiro, trabalho e lazer com a intensidade alta de membros inferiores – quadril, joelho, tornozelo/pé (>2 numa escala 0-10).

	Dia Inteiro				Trabalho				Lazer			
	Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b		Bruto ^a		Ajustado ^b	
	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p	OR (95% IC)	p
Quadril												
Tempo total	1.01 (0.98 – 1.03)	0.73	1.04 (1.01 – 1.07)	0.02	0.97 (0.95 – 1.01)	0.07	0.99 (0.97 – 1.02)	0.78	1.07 (1.02 – 1.12)	0.01	1.12 (1.05 – 1.19)	0.01
Per. curtos (0-5 min)	1.01 (0.97 – 1.06)	0.45	1.10 (1.02 – 1.17)	0.01	1.01 (0.96 – 1.06)	0.78	1.07 (0.98 – 1.15)	0.09	0.97 (0.88 – 1.07)	0.61	1.06 (0.91 – 1.23)	0.42
Per. moderados (>5-10 min)	0.96 (0.89 – 1.03)	0.31	0.97 (0.89 – 1.05)	0.46	0.90 (0.83 – 0.98)	0.02	0.90 (0.81 – 0.99)	0.04	1.27 (1.07 – 1.50)	0.01	1.22 (1.01 – 1.46)	0.03
Per. prolongados (> 10 min)	1.16 (0.99 – 1.37)	0.06	1.19 (1.00 – 1.41)	0.05	1.17 (0.97 – 1.40)	0.09	1.14 (0.94 – 1.38)	0.16	0.96 (0.71 – 1.29)	0.79	1.02 (0.75 – 1.39)	0.90
Joelho												
Tempo total	1.02 (1.01 – 1.04)	0.04	1.02 (0.99 – 1.05)	0.08	1.01 (0.99 – 1.04)	0.19	1.02 (0.99 – 1.06)	0.12	1.04 (1.01 – 1.07)	0.04	1.05 (1.01 – 1.11)	0.03
Per. curtos (0-5 min)	1.06 (1.02 – 1.10)	0.01	1.10 (1.04 – 1.16)	0.01	1.06 (1.02 – 1.11)	0.01	1.10 (1.03 – 1.17)	0.01	1.05 (0.97 – 1.13)	0.23	1.12 (0.99 – 1.26)	0.06
Per. moderados (>5-10 min)	0.96 (0.90 – 1.02)	0.16	0.95 (0.89 – 1.02)	0.19	0.94 (0.88 – 1.01)	0.06	0.94 (0.87 – 1.01)	0.11	1.05 (0.91 – 1.22)	0.47	1.04 (0.89 – 1.23)	0.58
Per. prolongados (> 10 min)	1.09 (0.94 – 1.26)	0.26	1.11 (0.94 – 1.29)	0.21	1.10 (0.93 – 1.31)	0.24	1.16 (0.97 – 1.38)	0.10	0.94 (0.71 – 1.24)	0.68	0.90 (0.67 – 1.21)	0.48
Tornozelo/Pé												
Tempo total	1.02 (0.99 – 1.04)	0.09	1.01 (0.98 – 1.04)	0.29	1.01 (0.98 – 1.04)	0.34	1.01 (0.97 – 1.05)	0.74	1.04 (1.01 – 1.08)	0.03	1.01 (0.98 – 1.03)	0.46
Per. curtos (0-5 min)	1.04 (1.01 – 1.08)	0.03	1.02 (0.96 – 1.08)	0.42	1.06 (0.97 – 1.38)	0.01	1.02 (0.95 – 1.09)	0.53	1.01 (0.92 – 1.09)	0.98	1.03 (0.90 – 1.17)	0.69
Per. moderados (>5-10 min)	0.97 (0.91 – 1.03)	0.33	0.98 (0.91 – 1.06)	0.69	0.93 (0.86 – 1.01)	0.05	0.97 (0.89 – 1.05)	0.50	1.16 (0.99 – 1.35)	0.06	1.09 (0.92 – 1.30)	0.29
Per. prolongados (> 10 min)	1.10 (0.94 – 1.28)	0.23	1.09 (0.93 – 1.29)	0.25	1.16 (0.97 – 1.38)	0.10	1.13 (0.94 – 1.35)	0.18	0.87 (0.64 – 1.18)	0.38	0.94 (0.69 – 1.29)	0.70

a – Análise bruta;

b – Análise ajustada para idade, IMC, gênero, carregamento de cargas, tempo sedentário (sentado e deitado) e atividades físicas (mover-se, caminhar, correr, subir/descer escadas e pedalar).

*Per. = Períodos; IC = intervalo de confiança; Diferenças estatisticamente significativa estão marcadas em negrito.

3.5 Discussão

De conhecimento dos autores, este é o primeiro estudo a investigar a associação entre dor lombar e em membros inferiores com o tempo despendido na postura em pé parada utilizando medidas baseadas em acelerometria em ambiente real. Os principais achados deste estudo foram: (1) associação positiva entre o tempo total na postura em pé parada com dor lombar durante o lazer; (2) associação positiva entre longos períodos na postura em pé parada com dor lombar durante o dia inteiro; (3) associação positiva entre períodos curtos na postura em pé parada com dor no quadril durante dia inteiro; (4) associação negativa entre períodos moderados na postura em pé parada com dor no quadril durante o trabalho; (5) associação positiva entre períodos curtos na postura em pé parada com dor no joelho durante dia inteiro, trabalho e lazer; e (5) associação positiva entre o tempo total na postura em pé parada com dor no quadril e joelho durante o lazer.

Contrastando uma das hipóteses do estudo, não foi encontrada uma associação positiva significativa entre o tempo despendido na postura em pé parada com dor lombar durante o trabalho. Este achado está de acordo com um estudo prévio de característica transversal realizado com trabalhadores de colarinho-azul utilizando medidas baseadas em acelerometria em ambiente real para determinação da postura em pé parada durante o trabalho (MUNCH NIELSEN et al. 2016), no qual nenhuma associação significativa foi encontrada entre dor lombar e permanência na postura em pé parada. Além disso, alguns estudos baseados em autorrelato do tempo despendido na postura em pé não encontraram associação com dor lombar durante o trabalho, (HARKNESS et al., 2003; YIP, 2004), entretanto outros estudos encontraram tal associação (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; STERUD; TYNES, 2013). Diferentes populações e desenhos de estudo, bem como diferentes medidas da postura em pé podem explicar estes resultados inconsistentes entre a associação da postura em pé com dor lombar na literatura. Também se deve levar em consideração o “*healthy worker effect*” como potencial viés, uma vez que trabalhadores com alto nível de dor lombar podem não estar aptos a permanecer em pé por longo tempo durante o trabalho e são designados a evitar tarefas que acreditam levar a episódios de dor (HARTVIGSEN et al., 2001; TIMS; BAKKER; DERKS, 2013). Outra razão para estes resultados conflitantes pode ser a definição da postura em pé. Em estudos prévios, a postura em pé é tratada de forma genérica (ANDERSEN; HAAHR; FROST, 2007; HARKNESS et al., 2003; PATARO; FERNANDES, 2014; STERUD; TYNES, 2013), o que não permite diferenciar entre em pé parado e em pé com possibilidade de movimentos (*dynamic standing*). A postura em pé parada é

caracterizada por ser mais estática e restrita e mais relacionada como fator de risco para dor lombar do que a postura em pé com possibilidade de movimentos. Este fato é suportado pelos achados de Balasubramanian e colaboradores (2009) que compararam a postura em pé parada com a postura em pé com possibilidade de movimentos em uma tarefa industrial simulada e encontraram maiores níveis de desconforto corporal e taxa de fadiga dos músculos da coluna lombar, mensurados por eletromiografia, quando a tarefa foi realizada na postura em pé parada.

Para a posição em pé durante o lazer, houve confirmação da hipótese levantada ao ser encontrada associação positiva entre o tempo total despendido na posição em pé parada e dor lombar. Uma vez que é improvável que trabalhadores com dor lombar escolham permanecer em pé durante o lazer, os autores acreditam que a interpretação mais plausível destes achados seja que o tempo despendido em pé parado durante o lazer leve a dor lombar. Entretanto, em virtude do desenho transversal deste estudo, tal interpretação deve ser feita com cuidado. Além disso, não é de conhecimento dos autores outros estudos que investiguem a associação entre permanência na postura em pé durante o lazer e dor lombar. Assim, estes achados não podem ser comparados a estudos prévios. Nesse sentido, estudos futuros são necessários para investigar a associação entre a postura em pé parada durante o lazer e dor lombar.

Períodos prolongados na postura em pé parada foram identificados como positivamente associados com dor lombar durante o dia inteiro, o que confirma nossa terceira hipótese. Como mencionado anteriormente, este é o primeiro estudo investigando a associação entre padrões temporais da postura em pé e dor lombar, o que não permite comparação com estudos prévios. No entanto, este achado suporta o mecanismo proposto para o desenvolvimento da dor uma vez que períodos prolongados na postura em pé aumentam a carga compressiva na coluna lombar e a fadiga muscular dos músculos desta região (BEYNON; REILLY, 2001; CLAUS et al., 2008; LAFOND et al., 2009; LEIVSETH; DRERUP, 1997; VAN DEURSEN et al., 2005). Além disso, estudos feitos em laboratório mostraram que períodos prolongados em pé induzem um aumento agudo nos níveis de dor lombar (GALLAGHER; CALLAGHAN, 2015; GREGORY; CALLAGHAN, 2008). Períodos prolongados na postura em pé durante o trabalho e lazer não foram associados à dor lombar. Isto pode ser explicado pelo tempo insuficiente despendido em mais que 10 minutos consecutivos na postura em pé parada (cerca de 1%) para cada um desses domínios.

A quarta hipótese do estudo foi parcialmente aceita uma vez que foi identificada associação positiva significativa entre tempo total despendido na postura em pé parada e dor em quadril e joelhos apenas durante o lazer. A associação entre o autorrelato de posturas e

atividades físicas realizadas durante o lazer e dor em membros inferiores tem sido feita considerando apenas atividades esportivas ou atividades com alto gasto energético (DREINHÖFER; REICHEL; KÄFER, 2007; HILDEBRANDT et al., 2000). Sabe-se que a manutenção da postura em pé tem um gasto energético de aproximadamente 1.2 METS (AINSWORTH et al., 2000), o que é inferior ao limite de ≤ 1.5 METS que caracteriza atividades físicas sedentárias, mais comumente relacionadas às posturas sentada e deitada (SEDENTARY BEHAVIOUR RESEARCH NETWORK, 2012). Por outro lado, biomecanicamente, as cargas impostas durante as posturas em pé, sentada e deitada são consideravelmente distintas. Assim, não é possível fazer uma comparação direta entre a postura em pé e o que é considerado atividade física sedentária. Nesse sentido, considerado a falta de informação na literatura a cerca a manutenção da postura em pé parada durante o lazer, novos estudos prospectivos são necessários para responder adequadamente essa questão.

Inesperadamente, períodos moderados na postura em pé parada se associaram negativamente com dor no quadril. Este é um achado interessante considerando a literatura atual. O que é reportado na literatura é que trabalhadores que permanecem em pé por períodos prolongados relatam maiores níveis de desconforto nos quadris ou estão mais susceptíveis a desenvolver sintomas musculoesqueléticos nessa região (POPE et al., 2003; TÜCHSEN et al., 2003). Durante a postura em pé, o quadril é assistido pela gravidade e tensão muscular no intuito de promover uma maior e mais facilitada estabilidade articular (NEUMANN, 2010; RETCHFORD et al., 2013). Nesse sentido, a fadiga seria a causa mais plausível para o surgimento da dor e/ou desconforto relatados nessa região corporal em virtude da diminuição da tensão muscular. Tal informação pode levar a um entendimento geral de que quanto mais se permanece na postura em pé maior é a fadiga, o que pode ser considerada como a causa da dor. Tal fato foi observado quando considerado o dia inteiro (trabalho + lazer), no qual períodos prolongados na postura em pé parada estiveram associados positivamente com dor no quadril, confirmando parcialmente a quinta hipótese levantada nesse estudo. Interessantemente, apesar de não atingir significância estatística, períodos moderados na postura em pé parada também estiveram associados negativamente com dor em coluna lombar, joelho e tornozelo/pé durante o trabalho. Tal informação pode sugerir que períodos moderados na postura em pé parada podem ser considerados como estratégias preventivas a ser adotada por trabalhadores de colarinho-azul. No entanto, esta sugestão deve ser tomada com cuidado em virtude do desenho transversal em que estes resultados foram obtidos.

A associação positiva encontrada entre períodos curtos na postura em pé parada e dor no quadril durante dia inteiro e no joelho durante dia inteiro, trabalho e lazer não foi inicialmente esperada pelos autores. Assim como descrito para coluna lombar, do conhecimento dos autores, este é o primeiro estudo investigando a associação entre padrões temporais da postura em pé e dor em membros inferiores. O estudo mais próximo deste contexto é o de Jones e colaboradores (2007) que encontraram que o autorrelato do tempo despendido na postura em pé por mais de 15 minutos por dia está associado com o início de dor nos joelhos de trabalhadores recém-contratados. Uma possível explicação para esta associação encontrada no presente estudo seriam as cargas físicas impostas por mudanças posturais ao quadril e joelho durante o dia, uma vez que a maior parte tempo em que os trabalhadores permaneceram em pé foi em períodos curtos. Tanto o quadril quanto o joelho encontram-se numa posição estável e congruente na quando na postura em pé. Ao gerar mudanças posturais ao longo do dia, essas articulações são postas em uma situação em que sua estabilidade e congruência são testadas continuamente. Uma vez que o tempo despendido em períodos curtos na posição em pé parada é a somação de todos os períodos em que o trabalhador esteve em pé por menos que 5 minutos, é plausível pensar que a postura em pé foi intercalada com outras atividades físicas. De todas as atividades físicas possíveis de serem identificadas pelas medidas de acelerometria realizadas neste estudo, nenhuma possui a estabilidade biomecânica que a posição em pé possui. Sabe-se que outras atividades físicas, como caminhar, são positivamente associadas com dor lombar e em joelhos (ALLEN et al., 2010; COGGON et al., 2000; MUNCH NIELSEN et al., 2016). Nesse sentido, não é tão simples assumir uma associação direta entre dor no quadril e joelho com o tempo de permanência na postura em pé parada sem considerar a distribuição geral de outras atividades físicas realizadas ao longo do dia. Mesmo sabendo que os benefícios das alterações posturais ou da criação de maior variação biomecânica tem sido investigada em trabalhadores de escritório (PLOTNIKOFF; KARUNAMUNI, 2012; TOOMINGAS et al., 2012), é usualmente aceito que atividades físicas moderadas e vigorosas devem ser consideradas para quebrar o padrão sedentário observado em tal situação de trabalho (OWEN et al., 2011; PLOTNIKOFF; KARUNAMUNI, 2012). Por outro lado, para trabalhadores de colarinho-azul, tal investigação ainda não foi realizada.

O tempo total despendido na postura em pé parada representou 3.95 horas durante o dia inteiro ou 24.8% de todas as atividades físicas diárias neste estudo com trabalhadores de colarinho-azul. Assim, esta alta representatividade de exposição à postura em pé é de importância para a saúde musculoesquelética destes trabalhadores. Uma vez que este é o

primeiro estudo com uma amostra grande utilizando acelerômetros em dias consecutivos para mensurar a postura em pé parada, estudos futuros se tornam necessários para investigar a associação entre esta postura e a saúde do trabalhador. Em especial, estudos prospectivos com foco em padrões temporais da postura em pé são necessários para elucidar a associação entre períodos prolongados na postura em pé parada e dor e coluna lombar e membros inferiores em trabalhadores de colarinho-azul.

3.5.1 Pontos positivos e limitações

Uma limitação desse estudo é o seu desenho transversal, o que não permite inferências sobre causalidade. Outro fator que mercê ser levado em consideração é a forma como o relato de dor foi quantificado. Os trabalhadores foram solicitados a indicar a pior intensidade de dor sentida em coluna lombar, quadril, joelho e tornozelo/pé nos últimos 3 meses numa escala numérica de 0 a 10. A inespecificidade o termo “dor” pode ter levado a uma má concepção da origem da dor. Sabe-se que problemas vasculares estão associados a relatos de dor em membros inferiores (CHESTER; RYS; KONZ, 2002; D’SOUZA; FRANZBLAU; WERNER, 2005; MCCULLOCH, 2002). Assim, devido a esta limitação na forma como a dor foi questionada, não é sabido se problemas vasculares podem ter levado os trabalhadores a relatar uma dor de origem não musculoesquelética em membros inferiores.

Um dos principais pontos fortes desse estudo é o uso de medidas diretas para quantificação da postura em pé parada durante dias consecutivos com alta sensibilidade e especificidade. O uso de medidas diretas válidas em 698 sujeitos também é um ponto forte desse estudo. Além disso, as medidas foram realizadas tanto durante o trabalho quanto durante o lazer, o que permitiu quantificar a exposição durante dias inteiros. Outro ponto forte é o ajuste mútuo a medidas diretas de outras atividades físicas. Adicionalmente, a população relativamente homogênea do estudo reduziu o risco de possíveis confundidores sociais e econômicos. Entretanto, os resultados desse estudo não podem ser generalizados para outras populações de trabalhadores.

3.6 Conclusão

Os achados desse estudo apontam para uma possível associação entre a permanência na postura em pé parada e o relato de dor em coluna lombar e membros inferiores. Estes achados chamam a atenção aos profissionais da ergonomia e segurança do trabalho para

considerar o tempo despendido na postura em pé durante o trabalho e lazer como possíveis causas de dor em trabalhadores de colarinho-azul. No entanto, estudos prospectivos futuros com quantificação direta do tempo despendido na postura em pé parada, bem como padrões temporais da postura em pé devem ser considerados no intuito de elucidar os efeitos desta postura para a saúde musculoesquelética de trabalhadores de colarinho-azul.

4. ATIVIDADES DESENVOLVIDAS NO PERÍODO

4.1 Atividades de pesquisa

Durante o período de doutorado (Março 2013 – Dezembro 2016), além dos estudos apresentados nesta tese, outros três estudos foram desenvolvidos.

- **Como a exposição biomecânica no manuseio manual de cargas difere da exposição de outras tarefas em um contexto industrial real?**
- **Diferentes níveis de automação industrial influenciam a variação da exposição biomecânica de trabalhadores industriais?**
- **Interação e efeito modificar do IMC na associação entre o tempo na posição em pé parada e a dor lombar**

4.2 Participação em eventos

- ISB Congress – International Society of Biomechanics. 2013. Natal, Brasil.
- Congresso Brasileiro de Ergonomia – ABERGO. 2014. São Carlos, Brasil.
 - Apresentação em pôster: Francisco Locks, Helen Cristina Nogueira, Ana Beatriz Oliveira. Automação/Mecanização e exposição biomecânica: Estado da arte.
- International Scientific Conference on the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders – PREMUS. 2016. Toronto, Canadá.
 - Apresentação oral: Francisco Locks, Gert-Åke Hansson, Ana Beatriz Oliveira. Metrics for quantifying variation in biomechanical exposure data – What does the literature show us?
 - Apresentação oral: Francisco Locks, Gert-Åke Hansson, Lothy Granqvist, Helen Cristina Nogueira, Henrik Enquist, Andreas Holtermann, Ana Beatriz Oliveira. Does increased automation influence the physical workload of the hands during repetitive manual work?

4.3 Período de Doutorado Sanduíche

No período de Outubro de 2015 a Setembro de 2016, foi realizado estágio de doutorado sanduíche no *National Research Centre for the Working Environment* (Copenhague – Dinamarca) sob orientação do Prof. Andreas Holtermann. Foram realizados seminários no intuito de apresentar as atividades realizadas no Brasil, bem como discussões sobre a metodologia utilizada por ambos os grupos. As atividades propostas e realizadas nesse período envolveram: análise estatística com dados provenientes do estudo “*Danish Physical ACTivity cohort with Objective measurements (DPHACTO)*”; elaboração de artigos envolvendo as análises realizadas; participação na padronização das medidas de variação adotadas pelo grupo junto ao engenheiros do instituto; discussão dos métodos utilizados por grupos colaboradores de instituições estrangeiras (Austrália, Bélgica, Holanda e Suécia).

Houve participação no curso *Biomechanics and Motor Control in Exercise Physiology* com carga horária de 120h, organizado pela Prof^a. Dr^a. Bente Rona Jensen da University of Copenhagen (Copenhague – Dinamarca). Além disso, foi realizada co-orientação da dissertação de mestrado da aluna Malene Jagd Svendsen intitulada “*Association between objectively measured walking and knee pain among blue-collar workers. A cross-sectional study in DPhacto*”. A dissertação foi desenvolvida na University of Southern Denmark, tendo como orientadora a Prof^a. Dr^a. Karen Sjøgaard.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar de diferentes em desenho, metodologia e forma de mensuração da exposição biomecânica, os estudos apresentados nessa tese trazem resultados importantes para a exemplificação do uso de medidas diretas na quantificação de risco biomecânico em ambiente real. Com foco em membros superiores e tronco superior, o *Estudo 1* demonstra que o uso de medidas diretas em ambiente industrial permite um melhor entendimento das posturas adotadas e movimentos realizados, evidenciando possíveis mecanismos envolvidos no surgimento ou agravamento de distúrbios musculoesqueléticos. Já o *Estudo 2* apresenta a representatividade de uma postura ou atividade física presente no dia-a-dia, seja no trabalho ou lazer, frente ao relato de dor musculoesquelética.

Estudos utilizando medidas diretas na quantificação da exposição biomecânica de trabalhadores em ambiente real se tornam essenciais para uma interpretação adequada dos achados advindos de posturas, atividades físicas e atividades musculares destes trabalhadores. Este é um ponto de relevância para a literatura, uma vez que grande parte dos estudos disponíveis utilizam medidas indiretas para realização destas mensurações. Já se sabe que esta metodologia indireta apresenta uma série de limitações. Assim torna-se necessário que estudos com enfoque na exposição biomecânica de trabalhadores sejam incentivados a utilizar e utilizem abordagens diretas de mensuração para uma identificação e interpretação adequada da real exposição física a qual estes trabalhadores estão submetidos.

REFERÊNCIAS

- AHMAD, N.; TAHA, Z.; EU, P. L. Energetic requirement, muscle fatigue, and musculoskeletal risk of prolonged standing on female Malaysian operators in the electronic industries: influence of age. **Malaysian Journal of Computer Science**, v. 1, n. 2, p. 47–58, 2006.
- AINSWORTH, B. E. et al. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 9 Suppl, p. S498–S504, 2000.
- ALLEN, K. D. et al. Associations of Occupational Tasks with Knee and Hip Osteoarthritis: The Johnston County Osteoarthritis Project. **The Journal of Rheumatology**, v. 37, n. 4, p. 842–850, 1 abr. 2010.
- ANDERSEN, J. H.; HAAHR, J. P.; FROST, P. Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population. **Arthritis and Rheumatism**, v. 56, n. 4, p. 1355–1364, 2007.
- ANDERSEN, L. L. et al. A prospective cohort study on severe pain as a risk factor for long-term sickness absence in blue- and white-collar workers. **Occupational and environmental medicine**, v. 68, n. 8, p. 590–592, 2011.
- ARVIDSSON, I. et al. Changes in physical workload with implementation of mouse-based information technology in air traffic control. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 36, n. 7, p. 613–622, 2006.
- ARVIDSSON, I. et al. Rationalization in meat cutting - consequences on physical workload. **Applied ergonomics**, v. 43, n. 6, p. 1026–32, 2012.
- BAKER, P. et al. Knee disorders in the general population and their relation to occupation. **Occupational and environmental medicine**, v. 60, n. 10, p. 794–7, 2003.
- BALASUBRAMANIAN, V.; ADALARASU, K.; REGULAPATI, R. Comparing dynamic and stationary standing postures in an assembly task. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 39, n. 5, p. 649–654, 2009.
- BALOGH, I. et al. Increasing the degree of automation in a production system: Consequences for the physical workload. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 36, n. 4, p. 353–365, 2006.

- BALOGH, I. et al. Precision of measurements of physical workload during standardized manual handling part III: Goniometry of the wrists. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 1005–1012, 2009.
- BARBIERI, D. F. et al. Physical and psychosocial indicators among office workers from public sector with and without musculoskeletal symptoms. **Work (Reading, Mass.)**, v. 41 Suppl 1, p. 2461–6, 2012.
- BARROS, E. N. C.; ALEXANDRE, N. M. C. Cross-cultural adaptation of the Nordic musculoskeletal questionnaire. **International nursing review**, v. 50, n. 2, p. 101–8, 2003.
- BEYNON, C.; REILLY, T. Spinal shrinkage during a seated break and standing break during simulated nursing tasks. **Applied Ergonomics**, v. 32, n. 6, p. 617–622, 2001.
- BREIVIK, H. et al. Survey of chronic pain in Europe: Prevalence, impact on daily life, and treatment. **European Journal of Pain**, v. 10, n. 4, p. 287–333, 2006.
- BUCKLE, P. W.; DEVEREUX, J. J. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. **Applied ergonomics**, v. 33, n. 3, p. 207–17, 2002.
- CALLAGHAN, J. P. et al. Is Standing the Solution to Sedentary Office Work? **Ergonomics in Design: The Quarterly of Human Factors Applications**, v. 23, n. 3, p. 20–24, 2015.
- CHESTER, M. R.; RYS, M. J.; KONZ, S. A. Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 289–296, 2002.
- CLAUS, A. et al. Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 4, p. 550–558, 2008.
- COGGON, D. et al. Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee. **Arthritis and rheumatism**, v. 43, n. 7, p. 1443–9, 2000.
- COURY, H. J. C. G.; LÉO, J. A.; KUMAR, S. Effects of progressive levels of industrial automation on force and repetitive movements of the wrist. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 25, n. 6, p. 587–595, 2000.
- D'SOUZA, J. C.; FRANZBLAU, A.; WERNER, R. A. Review of epidemiologic studies on occupational factors and lower extremity musculoskeletal and vascular disorders and symptoms. **Journal of Occupational Rehabilitation**, v. 15, n. 2, p. 129–165, 2005.

- DANQUAH, I. H. et al. Take a Stand!—a multi-component intervention aimed at reducing sitting time among office workers—a cluster randomized trial. **International Journal of Epidemiology**, p. 1–13, 19 2016.
- DE REZENDE, L. F. M. et al. Sedentary behavior and health outcomes: an overview of systematic reviews. **PloS one**, v. 9, n. 8, p. e105620, 2014.
- DREINHÖFER, K. E.; REICHEL, H.; KÄFER, W. Lower limb pain. **Best Practice & Research Clinical Rheumatology**, v. 21, n. 1, p. 135–152, 2007.
- DUVIVIER, B. M. F. M. et al. Minimal Intensity Physical Activity (Standing and Walking) of Longer Duration Improves Insulin Action and Plasma Lipids More than Shorter Periods of Moderate to Vigorous Exercise (Cycling) in Sedentary Subjects When Energy Expenditure Is Comparable. **PLoS ONE**, v. 8, n. 2, p. 9–10, 2013.
- GALLAGHER, K. M.; CALLAGHAN, J. P. Early static standing is associated with prolonged standing induced low back pain. **Human Movement Science**, v. 44, p. 111–121, 2015.
- GARDE, A. H. et al. The influence of production systems on physiological responses measured in urine and saliva. **Stress and Health**, v. 19, n. 5, p. 297–306, 2003.
- GREENE, W. B.; HECKMAN, J. D. **The clinical measurement of joint motion**. 1. ed. Rosemont, IL, USA: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994.
- GREGORY, D. E.; CALLAGHAN, J. P. Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: An investigation of possible mechanisms. **Gait and Posture**, v. 28, n. 1, p. 86–92, 2008.
- GUPTA, N. et al. Is objectively measured sitting time associated with low back pain? A cross-sectional investigation in the NOMAD study. **PloS one**, v. 10, n. 3, p. e0121159, 2015.
- GUPTA, N. et al. Prediction of objectively measured physical activity and sedentariness among blue-collar work using survey questionnaires. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, n. c, 2016.
- HALLMAN, D. M. et al. Association between objectively measured sitting time and neck-shoulder pain among blue-collar workers. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 88, n. 8, p. 1031–1042, 2015a.
- HALLMAN, D. M. et al. Differences between work and leisure in temporal patterns of

objectively measured physical activity among blue-collar workers. **BMC Public Health**, v. 15, n. 1, p. 976, 2015b.

HALLMAN, D. M. et al. Temporal patterns of sitting at work are associated with neck–shoulder pain in blue-collar workers: a cross-sectional analysis of accelerometer data in the DPHACTO study. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 89, n. 5, p. 823–833, 2016.

HANSSON, G.-Å. et al. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 6, n. 1, p. 23–35, 1996.

HANSSON, G.-Å. et al. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 27, n. 1, p. 30–40, 2001a.

HANSSON, G.-Å. et al. Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. **Medical & biological engineering & computing**, v. 39, n. 4, p. 405–13, 2001b.

HANSSON, G.-Å. et al. Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part II: Inclinometry of head, upper back, neck and upper arms. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 2, p. 125–136, 2006.

HANSSON, G.-Å. et al. Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 39, n. 1, p. 221–233, 2009.

HANSSON, G.-Å. Letter to the editor. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 1, p. 1637–1638, 2011.

HANSSON, G.-Å. Letter to the editor. **Applied Ergonomics**, v. 48, p. 109–110, 2015.

HANSSON, G.-Å.; ASTERLAND, P.; SKERFVING, S. **Acquisition and analysis of whole-day electromyographic field recordings**. (H. J. Hermens, G. M. Hägg, B. Freriks, Eds.) Proceedings of the second general SENIAM (Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles) workshop. **Anais...**Stockholm, Sweden: 1997

HARKNESS, E. F. et al. Risk factors for new-onset low back pain amongst cohorts of newly employed workers. **Rheumatology**, v. 42, n. 8, p. 959–968, 2003.

HARTVIGSEN, J. et al. The association between physical workload and low back pain

clouded by the “healthy worker” effect: population-based cross-sectional and 5-year prospective questionnaire study. **Spine**, v. 26, n. 16, p. 1788-92-3, 2001.

HASKELL, W. L. et al. Physical activity and public health: Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 8, p. 1423–1434, 2007.

HEALY, G. N. et al. Breaks in Sedentary Time: Beneficial associations with metabolic risk. **Diabetes Care**, v. 31, n. 4, p. 661–666, 2008.

HEILSKOV-HANSEN, T. et al. Sex Differences in Task Distribution and Task Exposures among Danish House Painters: An Observational Study Combining Questionnaire Data with Biomechanical Measurements. **PLoS ONE**, v. 9, n. 11, p. e110899, 2014.

HENEWEER, H. et al. Physical activity and low back pain: A systematic review of recent literature. **European Spine Journal**, v. 20, n. 6, p. 826–845, 2011.

HILDEBRANDT, V. H. et al. The relationship between leisure time, physical activities and musculoskeletal symptoms and disability in worker populations. **International archives of occupational and environmental health**, v. 73, p. 507–518, 2000.

HILL, C. L. et al. Prevalence and correlates of foot pain in a population-based study: the North West Adelaide health study. **Journal of foot and ankle research**, v. 1, n. 1, p. 2, 2008.

HOLTERMANN, A. et al. The health paradox of occupational and leisure-time physical activity. **British Journal of Sports Medicine**, v. 46, n. 4, p. 291–295, 2012.

HOY, D. et al. The Epidemiology of low back pain. **Best Practice and Research: Clinical Rheumatology**, v. 24, n. 6, p. 769–781, 2010.

HOY, D. et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 73, n. 6, p. 968–974, 2014.

JONES, G. T. et al. Predicting the onset of knee pain: results from a 2-year prospective study of new workers. **Annals of the rheumatic diseases**, v. 66, n. 3, p. 400–406, 2007.

JONSSON, B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. **Journal of human ergology**, v. 11, n. 1, p. 73–88, 1982.

JØRGENSEN, M. B. et al. Physical activities at work and risk of musculoskeletal pain and its consequences: protocol for a study with objective field measures among blue-collar workers. **BMC Musculoskel Dis**, v. 14, p. 213–22, 2013.

JUUL-KRISTENSEN, B. et al. Physical workload during manual and mechanical deboning of poultry. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 29, n. 2, p. 107–115, 2002.

KILBOM, A. Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders--what information can be obtained from systematic observations? **Scandinavian journal of work, environment & health**, v. 20 Spec No, n. 30, p. 30–45, 1994.

KOCH, M. et al. Validity of Questionnaire and Representativeness of Objective Methods for Measurements of Mechanical Exposures in Construction and Health Care Work. **Plos One**, v. 11, n. 9, p. e0162881, 2016.

KUORINKA, I. et al. Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. **Applied ergonomics**, v. 18, n. 3, p. 233–7, 1987.

KWAK, L. et al. The repeatability and validity of questionnaires assessing occupational physical activity - a systematic review. **Scandinavian Journal of Work, Environment and Health**, v. 37, n. 1, p. 6–29, 2011.

LAFOND, D. et al. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. **Gait & posture**, v. 29, n. 3, p. 421–7, 2009.

LEIVSETH, G.; DRERUP, B. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 7–8, p. 409–418, 1997.

MAJID, K.; TRUUMEEES, E. Epidemiology and Natural History of Low Back Pain. **Seminars in Spine Surgery**, v. 20, n. 2, p. 87–92, 2008.

MATHIASSEN, S. E. Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know? **Applied ergonomics**, v. 37, n. 4, p. 419–27, 2006.

MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J. Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. **Ergonomics**, v. 34, n. 12, p. 1455–1468, 1991.

MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J.; HÄGG, G. M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 5, n. 4, p. 197–226, 1995.

MCCULLOCH, J. Health risks associated with prolonged standing. **Work**, v. 19, n. 2, p. 201–205, 2002.

MESSING, K.; TISSOT, F.; STOCK, S. Distal lower-extremity pain and work postures in the

- Quebec population. **American Journal of Public Health**, v. 98, n. 4, p. 705–713, 2008.
- MONTANO, D. Upper body and lower limbs musculoskeletal symptoms and health inequalities in Europe: an analysis of cross-sectional data. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 15, p. 285, 2014.
- MOORE, S. C. et al. Leisure Time Physical Activity of Moderate to Vigorous Intensity and Mortality: A Large Pooled Cohort Analysis. **PLoS Medicine**, v. 9, n. 11, p. 1–14, 2012.
- MUNCH NIELSEN, C. et al. Association of objectively measured occupational walking and standing still with low back pain: a cross-sectional study. **Ergonomics**, v. 139, p. 1–9, 2016.
- NEUMANN, D. A. Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 82–94, 2010.
- NORDANDER, C. et al. Muscular rest and gap frequency as EMG measures of physical exposure: the impact of work tasks and individual related factors. **Ergonomics**, v. 43, n. 11, p. 1904–1919, 2000.
- NORDANDER, C. et al. Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part I: Surface electromyography of m. trapezius, m. infraspinatus and the forearm extensors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 4, p. 443–454, 2004.
- NORDANDER, C. et al. Risk of musculoskeletal disorders among females and males in repetitive/constrained work. **Ergonomics**, v. 52, n. 10, p. 1226–1239, 2009.
- OHLSSON, K. et al. An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. **Ergonomics**, v. 37, n. 5, p. 891–7, 1994.
- OWEN, N. et al. Adults' sedentary behavior: Determinants and interventions. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 41, n. 2, p. 189–196, 2011.
- OWEN, N.; BAUMAN, A.; BROWN, W. Too much sitting: a novel and important predictor of chronic disease risk? **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 2, p. 81–83, 2008.
- PALMER, K. T. et al. Does knee pain in the community behave like a regional pain syndrome? Prospective cohort study of incidence and persistence. **Annals of the rheumatic diseases**, v. 66, n. 9, p. 1190–4, 2007.
- PALMERUD, G. et al. Mechanical exposure implications of rationalization: A comparison of two flow strategies in a Swedish manufacturing plant. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 6, p.

1110–1121, 2012.

PATARO, S. M. S.; FERNANDES, R. DE C. P. Heavy physical work and low back pain: the reality in urban cleaning. **Revista brasileira de epidemiologia = Brazilian journal of epidemiology**, v. 17, n. 1, p. 17–30, 2014.

PLOTNIKOFF, R.; KARUNAMUNI, N. Reducing sitting time: the new workplace health priority. **Archives of environmental & occupational health**, v. 67, n. 3, p. 125–7, 2012.

POPE, D. P. et al. Hip pain onset in relation to cumulative workplace and leisure time mechanical load: a population based case-control study. **Annals of the rheumatic diseases**, v. 62, n. 4, p. 322–6, 2003.

PRINCE, S. A. et al. A comparison of direct versus self-report measures for assessing physical activity in adults: a systematic review. **International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity**, v. 5, n. 1, p. 56, 2008.

RETCHFORD, T. et al. Can local muscles augment stability in the hip? A narrative literature review. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**, v. 13, n. 1, p. 1–12, 2013.

ROELEN, C. A. M. et al. Perceived job demands relate to self-reported health complaints. **Occupational Medicine**, v. 58, n. 1, p. 58–63, 2008.

ROFFEY, D. M. et al. Causal assessment of occupational standing or walking and low back pain: results of a systematic review. **The spine journal: official journal of the North American Spine Society**, v. 10, n. 3, p. 262–272, 2010.

SEDENTARY BEHAVIOUR RESEARCH NETWORK. Letter to the editor: standardized use of the terms “sedentary” and “sedentary behaviours”. **Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquée, nutrition et métabolisme**, v. 37, n. 3, p. 540–2, 2012.

SKOTTE, J. et al. Detection of physical activity types using triaxial accelerometers. **Journal of physical activity & health**, v. 11, n. 1, p. 76–84, 2014.

SLUITER, J. K.; REST, K. M.; FRINGS-DRESEN, M. H. Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. **Scandinavian journal of work, environment & health**, v. 27 Suppl 1, p. 1–102, 2001.

SPIELHOLZ, P. et al. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. **Ergonomics**, v. 44, n. 6, p. 588–613, 2001.

- SRINIVASAN, D.; MATHIASSEN, S. E. Motor variability in occupational health and performance. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 979–93, 2012.
- STÅL, M.; HANSSON, G.-Å.; MORITZ, U. Upper extremity muscular load during machine milking. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 26, n. 1, p. 9–17, 2000.
- STEMLAND, I. et al. Validity of the Acti4 method for detection of physical activity types in free-living settings: comparison with video analysis. **Ergonomics**, v. 58, n. 6, p. 953–965, 2015.
- STERUD, T.; TYNES, T. Work-related mechanical risk factors for long-term sick leave: A prospective study of the general working population in Norway. **European Journal of Public Health**, v. 24, n. 1, p. 111–116, 2013.
- STRAKER, L. et al. Capturing the Pattern of Physical Activity and Sedentary Behavior: Exposure Variation Analysis of Accelerometer Data. **Journal of Physical Activity & Health**, v. 11, n. 3, p. 614–625, 2013.
- THOMAS, M. J. et al. The population prevalence of foot and ankle pain in middle and old age: A systematic review. **Pain**, v. 152, n. 12, p. 2870–2880, 2011.
- THORP, A. A. et al. Breaking up workplace sitting time with intermittent standing bouts improves fatigue and musculoskeletal discomfort in overweight/obese office workers. **Occup Environ Med**, v. 71, n. 11, p. 765–771, 2014.
- TIMS, M.; BAKKER, A. B.; DERKS, D. The impact of job crafting on job demands, job resources, and well-being. **Journal of occupational health psychology**, v. 18, n. 2, p. 230–40, 2013.
- TISSOT, F.; MESSING, K.; STOCK, S. Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. **Ergonomics**, v. 52, n. 11, p. 1402–1418, 2009.
- TOOMINGAS, A. et al. Variation between seated and standing/walking postures among male and female call centre operators. **BMC public health**, v. 12, n. 1, p. 154, 2012.
- TÜCHSEN, F. et al. Risk factors predicting hip pain in a 5-year prospective cohort study. **Scandinavian Journal of Work, Environment and Health**, v. 29, n. 1, p. 35–39, 2003.
- VAN DEURSEN, L. L. et al. Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 5, p. 547–550, 2005.

VEIERSTED, K. B.; WESTGAARD, R. H.; ANDERSEN, P. Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 61, n. 8, p. 31–41, 1990.

WATERS, T. R.; DICK, R. B. Evidence of Health Risks Associated with Prolonged Standing at Work and Intervention Effectiveness. **Rehabilitation Nursing**, v. 40, n. 3, p. 148–165, 2015.

WEBB, R. et al. Opportunities for prevention of “clinically significant” knee pain: Results from a population-based cross sectional survey. **Journal of Public Health**, v. 26, n. 3, p. 277–284, 2004.

WOOLF, A. D.; PFLEGER, B. Burden of major musculoskeletal conditions. **Bulletin of the World Health Organization**, v. 81, n. 9, p. 646–56, 2003.

YIP, V. Y. B. New low back pain in nurses: work activities, work stress and sedentary lifestyle. **Journal of Advanced Nursing**, v. 46, n. 4, p. 430–440, 2004.