

ผลของการนั่ง 3 ท่าเป็นระยะเวลานานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึก
ไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน

นายภูริพัฒน์ วาเวินงาม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชากายภาพบำบัด ภาควิชากายภาพบำบัด

คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECTS OF 3 PROLONGED SITTING POSTURES ON TRUNK MUSCLE ACTIVATION
AND BODY PERCEIVED DISCOMFORT IN OFFICE WORKERS

Mr. Pooriput Waongenngarm



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Physical Therapy

Department of Physical Therapy

Faculty of Allied Health Sciences

Chulalongkorn University

Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

Thesis Title	EFFECTS OF 3 PROLONGED SITTING POSTURES ON TRUNK MUSCLE ACTIVATION AND BODY PERCEIVED DISCOMFORT IN OFFICE WORKERS
By	Mr. Pooriput Waongenngarm
Field of Study	Physical Therapy
Thesis Advisor	Associate Professor Prawit Janwantanakul, Ph.D.
Thesis Co-Advisor	Bala S Rajaratham, Ph.D.

Accepted by the Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn
University in Partial Fulfillment of the Requirements for the Master's Degree

.....Dean of the Faculty of Allied Health Sciences
(Associate Professor Prawit Janwantanakul, Ph.D.)

THESIS COMMITTEE

.....Chairman
(Assistant Professor Sujitra Boonyong, Ph.D.)

.....Thesis Advisor
(Associate Professor Prawit Janwantanakul, Ph.D.)

.....Thesis Co-Advisor
(Bala S Rajaratham, Ph.D.)

.....External Examiner
(Chatchada Chinkulprasert, Ph.D.)

ภูริพัฒน์ วาเวเงินงาม : ผลของการนั่ง 3 ท่าเป็นระยะเวลานานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึกไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน (EFFECTS OF 3 PROLONGED SITTING POSTURES ON TRUNK MUSCLE ACTIVATION AND BODY PERCEIVED DISCOMFORT IN OFFICE WORKERS) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ. ดร. ประวิตร เจนวรรณะกุล, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: Dr. Bala S Rajaratham, 73 หน้า.

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของความรู้สึกไม่สบายของร่างกายและการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวขณะนั่งใน 3 ท่าเป็นระยะเวลานาน (ได้แก่ ท่านั่งตัวตรง ท่านั่งห่อตัว และท่านั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้า) การวิจัยนี้ใช้รูปแบบการวัดซ้ำในกลุ่มพนักงานสำนักงานที่มีสุขภาพดีจำนวน 10 คน โดยแต่ละคนต้องนั่งทั้ง 3 ท่า เป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง (ได้แก่ ท่านั่งตัวตรง ท่านั่งห่อตัว และท่านั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้า) ทำการวิเคราะห์ผลของท่า นั่ง เวลา และปฏิสัมพันธ์ของท่า นั่งและเวลา ต่อระดับการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA for repeated measures) สำหรับการวัดซ้ำ และทำการเปรียบเทียบค่า Borg scores (ค่าความรู้สึกไม่สบายของร่างกาย) หลังจากนั่งในแต่ละท่านาน 1 ชั่วโมงระหว่างท่า นั่งทั้ง 3 ท่า โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANCOVA)

ผลการศึกษาพบว่า ในท่า นั่งจะมีการเพิ่มขึ้นของความรู้สึกไม่สบายที่บริเวณคอ/บ่า หลังส่วนบน หลังส่วนล่าง และข้อสะโพก/ต้นขา หลังจากอยู่ในท่า นั่งนาน 1 ชั่วโมง เมื่อเปรียบเทียบกับค่าความรู้สึกไม่สบายในช่วงเริ่มต้นของการนั่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ท่า นั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้านำไปสู่ความรู้สึกไม่สบายที่บริเวณหลังส่วนล่างมากกว่าท่า นั่งตัวตรง ($p = 0.002$) และท่า นั่งห่อตัว ($p < 0.001$) ความรู้สึกไม่สบายที่บริเวณหลังส่วนล่างในท่า นั่งตัวตรงมากกว่าท่า ห่อตัว ($p = 0.021$) สำหรับระดับการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว พบว่า ท่า นั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้าเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ iliocostalis lumborum pars thoracis และกล้ามเนื้อ superficial lumbar multifidus มากกว่าท่า นั่งตัวตรงและท่า นั่งห่อตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ท่า นั่งตัวตรงพบว่า มีการทำงานของกล้ามเนื้อ Internal oblique/transversus abdominis และกล้ามเนื้อ iliocostalis lumborum pars thoracis มากกว่าท่า นั่งห่อตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้น ท่า นั่งตัวตรงอาจเป็นท่าที่เหมาะสมสำหรับการนั่งต่อเนื่องเป็นระยะเวลานาน เนื่องจากมีการทำงานของกล้ามเนื้อ Internal oblique/transversus abdominis ที่เพิ่มมากขึ้น แต่มีระดับการทำงานของกล้ามเนื้อ iliocostalis lumborum pars thoracis และกล้ามเนื้อ superficial lumbar multifidus ในระดับปานกลางเท่านั้น

ภาควิชา กายภาพบำบัด

สาขาวิชา กายภาพบำบัด

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5476656037 : MAJOR PHYSICAL THERAPY

KEYWORDS: PAIN / SITTING POSTURE / ELECTROMYOGRAPHY

POORIPUT WAONGENNGARM: EFFECTS OF 3 PROLONGED SITTING POSTURES ON TRUNK MUSCLE ACTIVATION AND BODY PERCEIVED DISCOMFORT IN OFFICE WORKERS. ADVISOR: ASSOC. PROF. PRAWIT JANWANTANAKUL, Ph.D., CO-ADVISOR: BALA S RAJARATHAM, Ph.D., 73 pp.

The purpose of this study was to quantify body perceived discomfort and trunk muscle activities experienced during three prolonged sitting postures (i.e. forward leaning, upright, and slump sitting postures). A study with a repeated-measure design was conducted in 10 healthy office workers. Each subject sat for an hour in three sitting postures (i.e. upright, slump, and forward leaning sitting postures). Two-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measures was employed to determine the effects of sitting posture, time and their interaction on the EMG activity of trunk muscles. The Borg scores (discomfort scores) after 60 minutes of sitting were compared among three sitting postures using a one-way analysis of covariance (ANCOVA).

Regardless of sitting posture, the Borg scores in the neck, upper back, low back and hip/thighs were significantly increased after 60-minute sitting compared with at the beginning. Forward leaning sitting posture led to higher the Borg scores in the low back than those in upright ($p = 0.002$) and slump sitting postures ($p < 0.001$). The Borg score in the low back in upright sitting posture was higher than that in slump sitting posture ($p = 0.021$). For trunk muscle activity, forward leaning posture was significantly associated with increased ICL and MF muscle activity compared with upright and slump sitting postures. Upright sitting posture was significantly associated with increased IO/TrA and ICL muscle activity compared with slump sitting posture. Thus, sitting in an upright posture is recommended because it increases IO/TrA muscle activation and causes only relatively moderate ICL and MF muscle activation.

Department: Physical Therapy

Field of Study: Physical Therapy

Academic Year: 2014

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

ACKNOWLEDGEMENTS

The accomplishment of this thesis has been made possible because of valuable help and support from many people. I would like to express my sincere thanks and appreciation to these following people who made this thesis possible.

Foremost, I would like to express my sincere gratitude and deepest appreciation to Associate Professor Prawit Janwantanakul, Ph.D., my principal advisor. He always supervises me with excellent knowledge and valuable suggestions. Without his encouragement, enthusiasm, inspiration, and great efforts, this thesis would not have been completed. I wish to express my warm and sincere thanks to my co-advisor, Bala S Rajaratnam, Ph.D., for his constructive comments, supervision, and encouragement.

I wish to thank my examiners, Lecturer Chatchada Chinkulprasert, Ph.D, and Assistant Professor Sujitra Boonyong, Ph.D., for their kindness, guidance and valuable suggestions. In addition, I would like to thank Ms. Wan Fang Yuan and Mr. Watchara sroykham for their technical support during data collection.

I would like to give special thankfulness and deepest appreciation to my subjects for their excellent cooperation and commitment.

I would like to acknowledge the funding sources of this research, which include the Institute of Asian Studies, Chulalongkorn University, the 90th Anniversary of Chulalongkorn University Fund (Ratchadaphiseksomphot Endowment Fund), and the School of Health Sciences (Allied Health), Nanyang Polytechnic.

I feel thankful to my classmates and all members in Work-related musculoskeletal injury research unit for their suggestions and support throughout the study period.

Finally, my appreciation is also devoted to my family for their love, supporting, understanding, and encouragement throughout the study period.

CONTENTS

	Page
THAI ABSTRACT	iv
ENGLISH ABSTRACT	v
ACKNOWLEDGEMENTS	vi
CONTENTS	vii
LIST OF TABLES	1
LIST OF FIGURES	1
CHAPTER 1 INTRODUCTION	1
1.2 Objectives	3
1.3 Hypothesis	3
1.4 Scope of the study	3
1.5 Brief method	3
1.6 Conceptual Framework.....	4
1.7 Advantage of the study.....	4
CHAPTER 2 LITERATURE REVIEW.....	5
2.1 Introduction.....	5
2.2 Definition of chronic low back pain	5
2.3 Definition of office workers	6
2.4 Prevalence and incidence of low back pain in office worker	6
2.5 Pathomechanism of work related low back pain and its chronicity.....	6
2.5.1 Conceptual framework of work-related musculoskeletal disorders.....	6
2.5.2 Risk factors for chronicity	8
2.6 Biomechanics of sitting	9

	Page
2.7 Muscle physiology.....	11
2.7.1 Action potentials.....	11
2.7.2 Motor units.....	13
2.8 Motor control.....	13
2.8.1 Possible mechanisms for effects of discomfort and pain on motor control of trunk muscles	14
2.9 The stabilizing system of the lumbar spine	15
2.9.1 The global and local trunk muscle systems.....	16
2.10 Electromyography (EMG)	17
2.10.1 Types of EMG electrodes.....	17
2.10.2 Frequency and filtering	18
2.10.3 EMG recording	19
2.10.4 Signal processing.....	21
2.10.5 Importance of normalization procedures.....	22
2.11 Borg's-CR10 scale on perceived discomfort.....	23
2.12 Relationship between sitting posture and trunk muscle activity.....	24
CHAPTER 3 MATERIALS AND METHODS.....	26
3.1 Study design.....	26
3.2 Data collection	27
3.2.1 Subjects	27
3.2.2 Procedures	27
3.2.3 Instruments	29
3.2.3.1 Borg's-CR10 scale on perceived discomfort	29

	Page
3.2.3.2 Electromyography	30
3.3 Outcome measures	31
3.3.1 Dependent variable.....	32
3.3.2 Independent variable.....	32
3.4 Statistical analysis.....	32
CHAPTER 4 RESULTS	34
4.1 Introduction.....	34
4.2 Subjects' characteristics.....	34
4.3 Borg score on perceived discomfort	35
4.4 Trunk muscle activation	37
CHAPTER 5 DISCUSSION.....	39
5.1 Introduction.....	39
5.2 The effects between body perceived discomfort and prolonged sitting and LBP	39
5.3 The effects between trunk muscle activation and sitting posture and LBP.....	40
5.4 Clinical implication from the findings	42
5.5 Limitation of this study and suggestion for further study.....	42
CHAPTER 6 CONCLUSION	43
REFERENCES	44
APPENDIX A SAMPLE SIZE CALCULATION	55
Appendix B BORG'S CR10.....	56
APPENDIX C BODY CHART	57
APPENDIX D SITTING POSTURES	58

	Page
APPENDIX E COLLECTING DATA FORM.....	60
APPENDIX F CHECKLIST FORM.....	61
APPENDIX G SCREENING QUESTIONNAIRE.....	62
APPENDIX H PARTICIPANT INFORMATION SHEET	64
APPENDIX I INFORMED CONSENT FORM	70
APPENDIX J ETHICAL APPROVAL.....	72
VITA.....	73



LIST OF TABLES

Table 4.1 Characteristics of study population.....	34
Table 4.2 The Borg scores at the beginning and after 60-minute sitting in nine body regions.....	36



LIST OF FIGURES

Figure 1.1 Conceptual framework	4
Figure 2.1 A model of musculoskeletal disorders in office workers	8
Figure 2.2 Three sitting categories on the basis of center of gravity location	10
Figure 2.3 Action potential	12
Figure 2.4 Possible mechanisms for pain to affect motor control.....	15
Figure 2.5 The spinal stability system consists of three subsystems.....	16
Figure 2.6 Signal processing.....	22
Figure 2.7 The CR-10 scale.....	24
Figure 2.8 Three sitting postures	25
Figure 3.1 The experimental procedure	26
Figure 3.2 The stool with infrared sensors	29
Figure 4.1 Mean (\pm SD) of %MVIC of four muscles during 60-minute sitting in three sitting postures	38

CHAPTER 1

INTRODUCTION

1.1 Background and rationale

Low back pain (LBP) is common among office workers, which leads to considerable economic loss (Truchon, 2001; Spyropoulos et al., 2007; Du Bois et al., 2009). LBP is a significant health problem with a 1-year prevalence rate of between 41-64% (Manchikanti, 2000; Barrero et al., 2006) and approximately 60–80% individuals reported experiencing LBP once in their life time (Manchikanti, 2000; Ihlebaek et al., 2006). A significant portion of individuals will develop chronicity of LBP (Henschke et al., 2008; Costa Lda et al., 2009). As a result, LBP creates a socio-economic burden on society. Its total social-economic burden in US 2006 exceeded 100 billion US dollars (Katz, 2006), and in the Netherlands 3.5 billion euro in 2007 (Lambeek et al., 2011). Evidence shows that 34% of office workers in Bangkok, experienced LBP in the previous 12 months (Janwantanakul et al., 2008). Currently, in Thailand, there are a total of 4,794,200 office workers. Therefore, approximately 1,630,000 office workers (34%) would suffer from LBP (National Statistical Office, 2012). The cost of LBP is estimated to be about 2,266 baht per person per year (Janwantanakul et al., 2006). Consequently, economic loss due to LBP in office workers is approximately 3.2 billion baht annually.

Poor sitting posture is a risk factor of LBP in office workers (Hartvigsen et al., 2000). Office work usually involve working with computer, participation in meeting, giving presentation, reading, phoning and few walking, standing or lifting (Ujmer et al., 2006). Thus, office workers spend their time mainly in sitting position and, theoretically, prolonged sitting may lead to LBP by causing an increase pressure on intervertebral discs, ligaments and muscles, altering spinal curvature and weakening paravertebral and abdominal muscles (Harrison et al., 1999; Wahlström, 2005). In a

systematic review of prospective cohort studies, the combination of postural risk factor and job strain was associated with nonspecific LBP in office workers (Janwantanakul et al., 2012). Evidence suggests that sign of body perceived discomfort, such as tension, fatigue, soreness, or tremor, are predictor of LBP (Hamberg-van Reenen et al., 2008). Many of us experience these musculoskeletal discomforts particularly at the buttock and low back regions during prolonged sitting (Sondergaard et al., 2010). Increased discomfort from prolonged sitting has been attributed to increased muscle fatigue (Hosea et al., 1986), decreased intervertebral disc nutrition (Maroudas et al., 1975), and reduced blood flow in muscles (McGill et al., 2000). Occupational groups exposed to poor postures while sitting have an increased risk of having LBP (OR=9.0, CI 4.9-16.4) (Lis et al., 2007).

Pain is generally viewed as a long-term effect of an imbalance between work-related physical factors and physical capacity, whereas perceived discomfort indicates a short-term effect (Hamberg-van Reenen et al., 2008). Hodges and Moseley (2003) proposed that LBP can affect motor control by changing the excitability in the motor pathway, influence the sensory system, and reducing muscle activity. The altered motor control patterns have been shown to recruit trunk muscles that compromises the stability of the lumbar spine (Hodges and Moseley, 2003). Thus, it would seem that perceived discomfort of muscle reflect early sign of altered muscle activity and have received limited attention.

To date, no studies have investigated the effect of different prolonged sitting postures influence trunk muscle activity and body perceived discomfort. Such information would provide a clue on how prolonged sitting leads to LBP. Therefore, the aim of this study is to investigate how different prolonged sitting postures affect trunk muscle activity and body perceived discomfort.

1.2 Objectives

To describe the effects of different prolonged sitting postures on trunk muscle activation and body perceived discomfort.

1.3 Hypothesis

Different prolonged sitting postures have different levels of trunk muscle activation and body perceived discomfort.

1.4 Scope of the study

A convenient sample of healthy office workers from workplaces in Bangkok provinces, Thailand, who met the inclusion criteria, was invited to participate in the study.

1.5 Brief method

A study with a repeated-measure design was conducted in healthy subjects. Each subject sat for an hour in three sitting postures (i.e. upright, slump, and forward leaning sitting postures). Subjects were asked to record body perceived discomfort using the Borg's CR-10 scale at the beginning and after 1-hour sitting. Electromyographic activity of trunk muscle activity, including superficial lumbar multifidus (MF), iliocostalis lumborum pars thoracis (ICL), internal oblique (IO)/transverses abdominis (TrA), and rectus abdominis (RA) muscles was recorded using bipolar surface electrodes during prolonged sitting.

1.6 Conceptual Framework

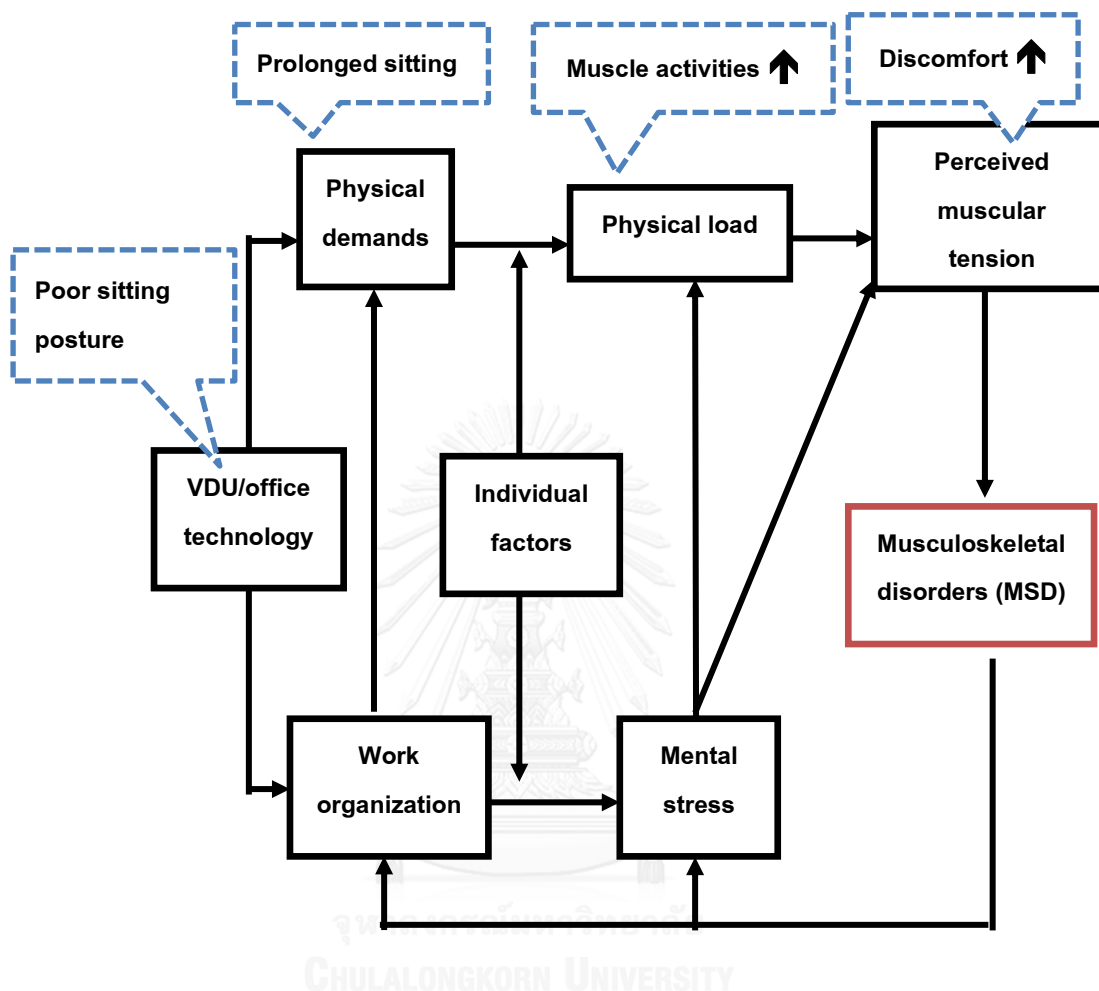


Figure 1.1 Conceptual framework

1.7 Advantage of the study

Information obtained from the present study would provide a clue on which sitting posture may be an appropriate sitting posture for those who usually spend a long period of time in sitting to prevent the development of LBP.

CHAPTER 2

LITERATURE REVIEW

2.1 Introduction

This chapter summarizes knowledge about the definition of low back pain, definition of office workers, prevalence and incidence of low back pain in office workers, pathomechanism of work-related low back pain and its chronicity, biomechanics of sitting, muscle physiology, motor control, the stabilizing system of the lumbar spine, electromyography (EMG), body perceived discomfort questionnaire, relationship between sitting posture and trunk muscle activity.

2.2 Definition of chronic low back pain

LBP is defined as pain and discomfort localized between the 12th rib and the inferior gluteal folds, with or without radiation to lower extremities (Krismer and van Tulder, 2007). LBP is commonly classified on the cause of symptoms and the duration of symptoms. The cause of LBP can be divided into two groups: 'specific' and 'nonspecific' LBP. Specific LBP is defined as LBP with known pathological change of lumbar spine such as herniated nucleus pulposus (HNP), infection tumor, osteoporosis, inflammation, fracture or rheumatoid arthritis (Krismer and van Tulder, 2007). Nonspecific LBP is defined as LBP without recognizable, pathology that can be identified as the cause of pain (Airaksinen et al., 2004; Krismer and van Tulder, 2007).

LBP is also typically divided into 3 groups: acute, subacute and chronic LBP. Acute LBP is sudden injury at the lumbar spine after a period of a minimum of 6 months without LBP and lasts for less than 6 weeks. Subacute LBP is LBP lasting between 6 weeks and 3 months. Chronic LBP is defined as LBP persisting for twelve weeks or more (Airaksinen et al., 2004; Krismer and van Tulder, 2007).

2.3 Definition of office workers

Office workers are defined as the people who spend most of their times in workplace and their work usually involve with computer, participation in meeting, giving presentation, reading, phoning and few walking, standing or lifting (Umket et al., 2006). Office workers usually work with computers and spend their time mainly in sitting position.

2.4 Prevalence and incidence of low back pain in office worker

LBP is common among office workers. A survey of 1,428 office workers found that 34 percents of office workers experienced LBP in which they attributed to work in the previous 12 months (Janwantanakul et al., 2008). A study in Southwestern Nigeria found that 38-51 percents of office workers reported LBP in the previous 12 months (Omokhodion and Sanya, 2003; Ayanniyi et al., 2010). A study in Greek found that 33 percents of office workers experienced LBP at the time of survey, 38 percents in the previous 1 year and 42 percents in the previous 2 years. One-year prospective cohort study on 3,361 office workers found that 23 percents had new onset of LBP symptoms (Juul-Kristensen et al., 2004).

2.5 Pathomechanism of work related low back pain and its chronicity

2.5.1 Conceptual framework of work-related musculoskeletal disorders

Several previous studies indicated that work-related musculoskeletal disorders in office workers have a multi-factorial origin. Various physical factors increase physical demand, such as sitting over long periods of time, sustained awkward posture while sitting, which increases physical load on the body parts. Increased physical load leads to increased muscle activity and fatigue. If there is insufficient time to allow regeneration of body tissue capacity, then a series of responses (muscle fatigue) may further reduce the available capacity. This may

continue until some types of structural tissue deformation occur, leading to musculoskeletal disorders (Buckle and Devereux, 2002).

Working with computer (VDU/office technology) has a direct path to physical demands, as defined by the physical coupling between the worker and the tool (i.e. workstation ergonomics, computer programs) (Fig 2.1). There is also a direct path from work technology to work organization. The path from work organization to physical demands suggests that the physical demands from work can be influenced by work organization. Increased time pressure leads to an increased number of keystrokes or implementation of new software leads to increased computer mouse use, which in turn may increase the physical load and mental stress. Individual factors are hypothesized to modify the association between physical demands and physical load (i.e. low muscle endurance may result in rapid muscle fatigue). Moreover, individual factors, such as working technique and gender, may affect the physical load. Individual factors are also hypothesized to modify the association between work organization and mental stress. Mental stress may increase muscle activity, which compounds physical load induced by physical demands. Mental stress has been hypothesized to moderate the relationship between physical load and musculoskeletal outcomes (i.e. neck and/or low back pain). The reason for having a direct path from mental stress to musculoskeletal outcomes, not mediated through physical load, is that the mechanisms behind nonspecific musculoskeletal symptoms are not well understood. Muscular tension is hypothesized to be an early sign of musculoskeletal symptoms. Finally, the experience of musculoskeletal symptoms are negative feedback to increase mental stress and causes alteration in work organization (Wahlström, 2005).

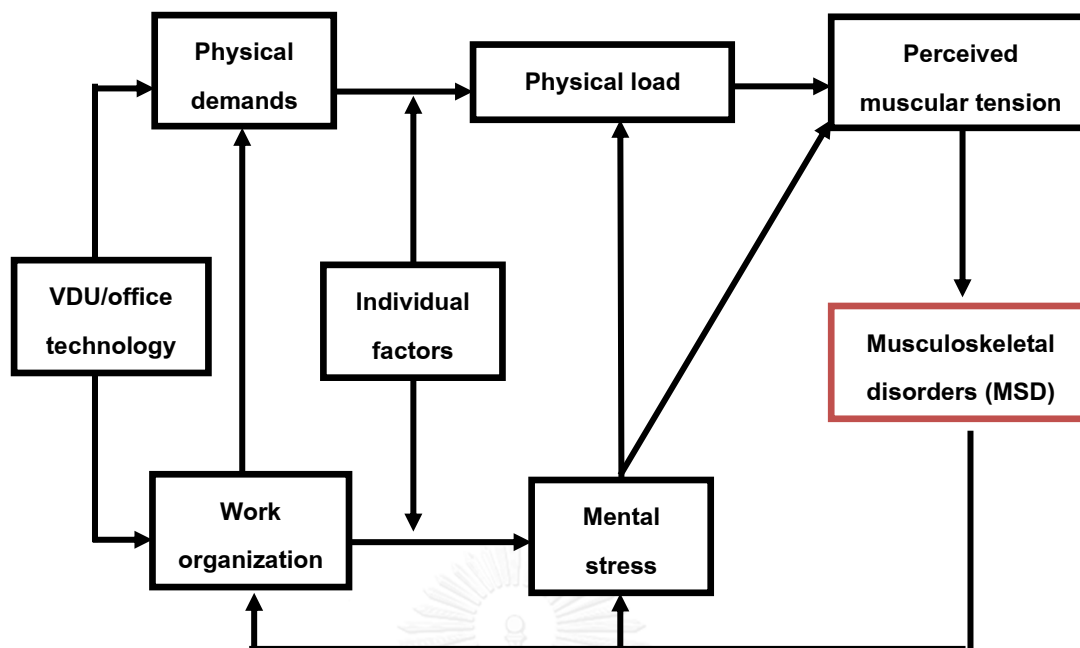


Figure 2.1 A model of musculoskeletal disorders in office workers (Wahlström, 2005)

VDU = visual display unit

2.5.2 Risk factors for chronicity

The etiologies of chronicity of musculoskeletal disease are multifactorial (Gatchel et al., 2007; Horsley, 2011). Factors consistently associated with chronicity fall into four main groups: occupational (physical limitations and job dissatisfaction), socioeconomic (low educational attainment and low income), medicolegal (whether the cause was a work-related injury making the patient eligible for compensation or whether any other form of litigation is involved), and psychological factors (depressive tendency and feeling of always being sick) (Valat, 2005).

One of important risk factors for chronicity is occupational factors. Occupations that seem to carry a high risk are those requiring heavy lifting, maintaining a specific posture, or being exposed to vibrations (Waddell et al., 1992). Chronic LBP is significantly associated with poor working conditions and repetitive work, concerning about making mistakes, and tight time constraints (Waddell et al.,

1992). Other studies found that chronic LBP was associated with common symptoms of work-related stress (nervousness, sleep disorders, and anxiety) (Heliovaara et al., 1991; Gatchel et al., 1995; Valat et al., 1997; Valat, 2005).

2.6 Biomechanics of sitting

Sitting position for the standard tests is the position that subject feels most comfortable every time when he or she sits (Hostens et al., 2001). Seated posture is affected by seat-back angle, seat-bottom angle and foam density, height above floor, and presence of armrests. Sitting causes the pelvis to rotate backward, leading to changes in lumbar lordosis, trunk-thigh angle, knee angle, muscle effort, and intervertebral disc pressure (Harrison et al., 1999).

Harrison et al (1999) classified sitting postures into three types: anterior, middle, and posterior sitting postures. The authors noted that these three postures differed with respect to the location of the center of gravity of the body, the proportion of body weight transmitted to the floor by the feet, and the shape of the lumbar spine. Harrison et al (1999) showed radiographically that during transition of standing to sitting subjects posteriorly averaged rotated their pelvises 40 degrees.

In the middle position (Fig 2.2, C), the center of gravity is above the ischial tuberosities, and the feet transmit about 25% of the body weight to the floor. In sitting in a relaxed middle position, the lumbar spine is either straight or in slight kyphosis.

The anterior position can be obtained from the middle position either by a forward rotation of the pelvis (Fig 2.2, B) or by creating a kyphosis of the spine by flexing without much rotation of the pelvis (Fig 2.2, A). In this anterior position, the

center of gravity is in front of the ischial tuberosities, and the feet transmit more than 25% of the body weight to the floor.

In the posterior position (Fig 2.2, D), the center of gravity is above or behind the ischial tuberosities, and less than 25% of the body weight is transmitted by the feet. This position is obtained by extension rotation of the pelvis and simultaneous kyphosis of the spine (Harrison et al., 1999).

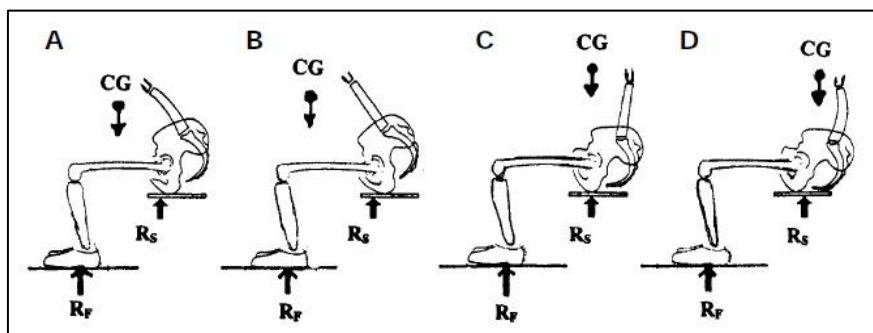


Figure 2.2 Three sitting categories on the basis of center of gravity location (Harrison et al., 1999). R_s = reaction force through the seat bottom. R_f = reaction force from the ground at the feet. CG = center of gravity.

The common seating guideline to apply for all types of chair is as followed (Treaster, 1987):

1. Avoiding compression force under the thighs because it may reduce blood flow to the lower extremities and increase load to nerve, causing pain and numbness.
2. Avoiding flattening the lumbar spine by providing a backrest for lower back supports.
3. Pressure distribution should equally on the weight bearing bony prominence (ischial tuberosities) in the buttock area

4. Allowing adjustments to be made in the dimension of the chair (e.g. height of seat, angle of inclination etc.) in order to accommodate a diversity of user sizes.

An office chair is an important component to encourage a good sitting posture and to prevent tissue damage. Subjects in seats with backrest inclinations of 110 to 130 degrees, with concomitant lumbar support, have the lowest disc pressures and electromyography recordings from spinal muscles. A 5-degree posterior inclination of seat-bottom and armrests can further reduce lumbar disc pressures and electromyography readings while seated (Harrison et al., 1999; Corlett, 2006). The convex backrest combined with a firm seat help maintain an erect posture (Pynt et al., 2002). The convex of backrest is usually called lumbar support, e.g. equipment puts at the lower section of backrest, such as pillow or towels. The usage of 5 and 7.5 cm thick lumbar support is found to be significantly reduced the highest seat buttock pressure (Shields and Cook, 1992). A previous study found that sitting with reduced ischial pressure and using lumbar support (i.e. off-loading sitting posture; upright sitting with the back part of seat tilted downward 20° with respect to the front part of seat, and with protruded lumbar support) reduced sitting load on lumbar spine and paravertebral muscle activity at lumbar spine, which may potentially reduce sitting-related LBP (Makhsous et al., 2009).

2.7 Muscle physiology

2.7.1 Action potentials

Muscles are an excitable tissue due to the fact that they receive electrical signals called action potentials, from motor nerves. Consequently, they respond by contracting, producing force and movement (Silverthorn, 2007). Before and after an action potentials takes place, the neuron has a resting membrane potential of -70 mV (Fig 2.3). Action potentials begin when a stimulus reaches the trigger zone and depolarizes the neurons membrane to its threshold of -55 mV. As the cell depolarizes, voltage-gated Na⁺ (natrium) channels open and positively charged Na⁺

ions flow into the cell. This makes the inside of the cell more positive and the action potential peaks at about +30 mV. As a result the Na⁺ channels close. K⁺ channels open and K⁺ ions (potassium) move out of the cell to the extracellular fluid. As K⁺ moves out of the cell, the membrane potential becomes more negative bringing the cell towards its resting potential. When the membrane potential reaches -70 mV again, the K⁺ channels are not yet closed and so potassium continues to leave the cell. As a result the membrane hyperpolarizes, reaching -90 mV. Once the K⁺ channels close, retention of K⁺ and Na⁺ leak back into the cell, bringing the membrane potential back to -70 mV (Silverthorn, 2007).

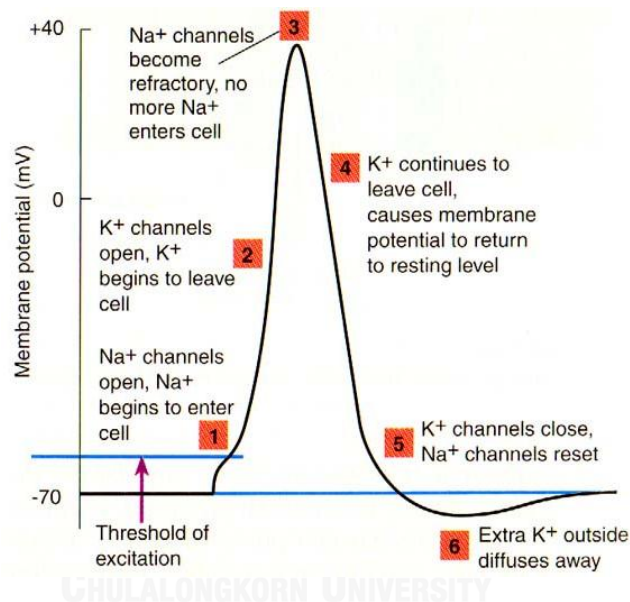


Figure 2.3 Action potential

(<http://biologicalexceptions.blogspot.com/2012/01/keeping-your-ion-ball-salts-and-life.html>, Retrieved 31 Dec 2012)

When an action potential is initiated, it travels down the somatic motor nerve towards the corresponding skeletal muscle. Once it reaches the muscle, the nerve releases a neurotransmitter called Acetylcholine into the neuromuscular junction, which initiates an action potential in the muscle fiber. The action potential moves across the cell membrane, down the T-tubules, triggering the release of calcium, which combines with troponin and initiates a muscle contraction. A single action

potential in a skeletal muscle fiber evokes a single twitch in the muscle (Silverthorn, 2007).

2.7.2 Motor units

Each somatic motor neuron innervates a certain number of muscle fibers. This is called a motor unit. All the muscle fibers in a single motor unit function as a whole, so when a motor neuron fires an action potential, all the muscle fibers within that motor unit contract. Motor units vary in size and muscle fiber types (Silverthorn, 2007). Muscles controlling large gross movements have bigger numbers of muscle fibers per motor unit (100-1000) than muscles controlling fine movements (usually less than 10). The number of motor units per muscle varies throughout the body (Sherwood, 2008).

Muscle force depends on the recruitment of motor units and their activation frequency. To produce force in a single muscle, smaller motor units are recruited first. As the force requirement increases, larger motor units are recruited. The activation frequency is also a factor in producing force. As motor units fire at a faster rate, more force is produced. Therefore, muscle force depends on the recruitment of motor units and their activation frequency (Kamen, 2004).

2.8 Motor control

Motor controls including three levels (spinal reflex, brain stem balance, and cognitive programming) combine to produce appropriate muscle response (Lephart et al., 1997). The spinal reflex pathway uses proprioceptive input from muscle spindles and Golgi tendon organs. The brain stem pathway coordinates vestibular and visual input using proprioception from joint receptors. Cognitive programming is based on repeated and stored central commands, which lead to voluntary adjustments. If a deficiency in proprioception is the main underlying cause of

delayed muscle response to sudden loading and poor balance performance in individuals with LBP, then a correlation between the measures of these two phenomena should exist, especially in the absence of visual input. Changes in motor control and function of the trunk muscles have been reported frequently in the literature. These changes range from changes in recruitment to reduced strength and endurance of the trunk muscles (Hodges and Moseley, 2003).

2.8.1 Possible mechanisms for effects of discomfort and pain on motor control of trunk muscles

It is not certain whether pain causes changes in motor control or vice versa. There is a model suggesting that deficits in motor control lead to poor control of joint movement, resulting in repeated microtrauma and pain (Panjabi, 1992). Slow reaction times have been linked to increased risk of musculoskeletal injury (Taimela and Kujala, 1992). On the other hand, pain may lead to changes in motor control. Numerous studies have provided evidence supporting this hypothesis (Arendt-Nielsen et al., 1996; Zedka et al., 1999). A model for the evaluation of motor control strategies for stabilization of the spine necessarily involve identification of the coordination and timing of contraction of muscles contributing to spinal stiffness generation, i.e. transverses abdominis (TrA) and multifidus muscles (Hodges and Richardson, 1996; Ian et al., 2003). A number of mechanisms have been proposed to explain the effect of pain on motor control (Fig 2.4), including changes in excitability at the spinal or cortical level, changes in proprioception or afferent mediated control, and specific cortical effects imparted by aspects of pain, such as its demand on CNS resources, stress or fear (Hodges and Moseley, 2003). These changes range from alterations in recruitment to reduced strength and endurance of the trunk muscles.

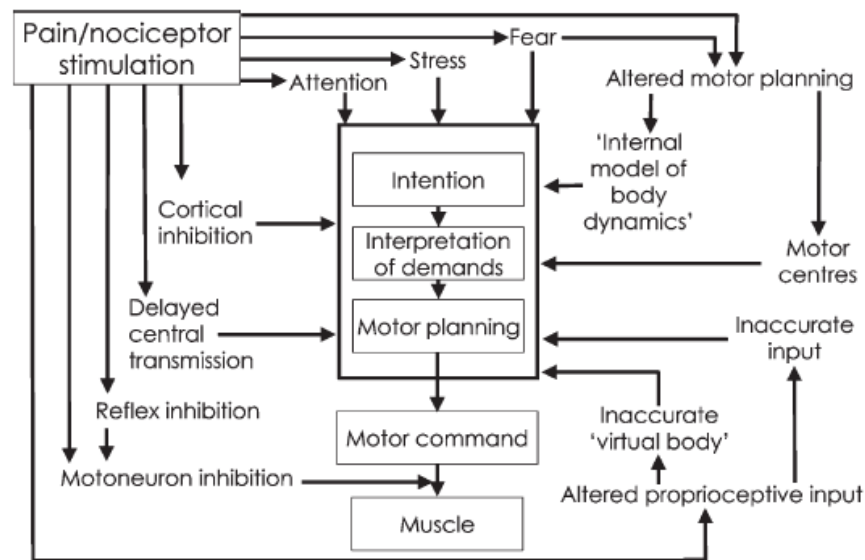


Figure 2.4 Possible mechanisms for pain to affect motor control. Multiple mechanisms have been proposed for pain to affect motor control (Hodges and Moseley, 2003).

2.9 The stabilizing system of the lumbar spine

The spinal stabilizing system consists of three subsystems. The passive subsystem includes vertebrae, facet articulations, intervertebral discs, spinal ligaments, and joint capsules, as well as the passive mechanical properties of the muscles. The active subsystem consists of the muscles and tendons surrounding the spinal column. The neural and feedback subsystem consists of the various force and motion receptors, located in ligaments, tendons, and muscles, and the central nervous systems. These passive, active, and neural control subsystems are functionally interdependent (Panjabi, 1992).

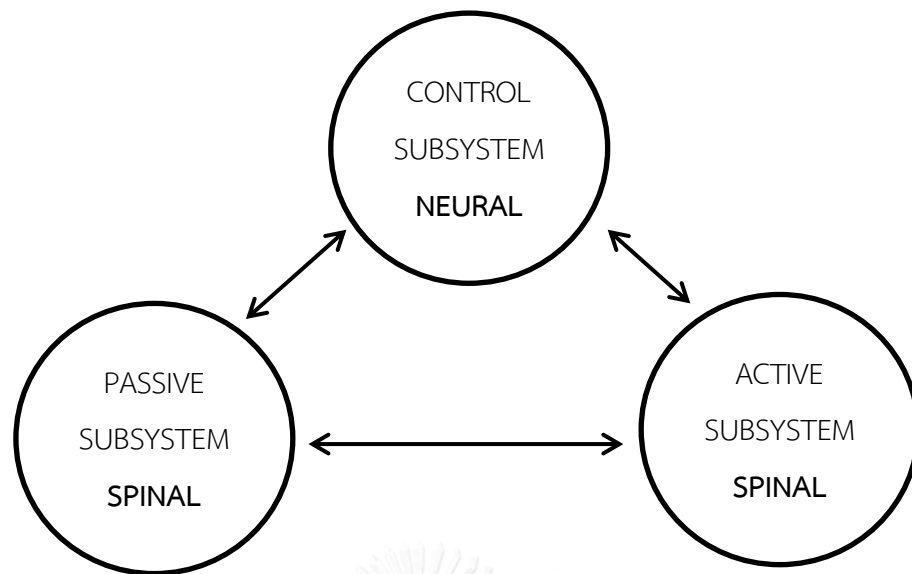


Figure 2.5 The spinal stability system consists of three subsystems: passive spinal column, active spinal muscles, and neural control unit.

2.9.1 The global and local trunk muscle systems

The active or muscle system in its function of stability, provides protection to articular structures. It can help minimize unwanted joint displacement, aid stress absorption and generally prolong the cartilage serving time of the joint (Baratta et al., 1988).

Trunk muscles have been divided into two muscle systems as follows: the first is the global muscle system enabling movements. The global system describes the large torque producing muscles linking the pelvis to the thoracic cage. Muscles of the global system act to initiate movements leading to movement dependent phasic activation patterns. Their role is in providing general trunk stabilization. The muscles included are: the global erector spinae muscles, the internal and external obliques, the rectus abdominal muscles and the lateral parts of the quadratus lumborum muscles (Bergmark, 1989). The second is the local muscle system ensuring stability and refers to those attaching directly to the lumbar vertebrae. Local system muscles are permanently active at low levels, independent of movements. It appears that

both multifidus and transversus abdominis are important components of this system. These muscles are considered to be responsible for segmental stability as well as controlling the positions of the lumbar segments (Bergmark, 1989; Richardson and Jull, 1995). This system has the greatest capacity to affect segmental stiffness through control of the neutral zone (Crisco and Panjabi, 1992).

2.10 Electromyography (EMG)

Electromyography (EMG) is measuring the electrical signal associated with the activation of the muscle, by recording potentials from electrodes placed within or close to a selected muscle. The EMG signal is a summation of the action potentials generated by the motor units within the pick-up area of the electrode being used, as more motor units are activated and their action potentials frequency increases one would expect the EMG signal to become larger (Ian et al., 2003).

The data collected by EMG are useful in determining the relative increase and decrease in muscle activity or the on/off timing pattern of a muscle. They do not tell us whether a muscle contraction is concentric, eccentric, voluntary or involuntary. Furthermore, the EMG signal can neither tell us how strong a muscle is nor if one muscle is stronger than another (Jacquelin and George, 1981; Siegler et al., 1985).

2.10.1 Types of EMG electrodes

EMG has mainly two types of electrodes; fine wires or needle or intramuscular electrodes and surface electrodes. These electrodes can vary in size and shape and be made from different material. Indwelling electrodes sample from a small volume of muscle whereas surface electrodes sample a large volume. These two methods have relative advantages and disadvantages (Ian et al., 2003).

Surface electrodes (typically of an Ag–AgCl design) are adhered to the skin overlying the muscle to provide an indirect measure of muscle generated potentials. Electrodes may record from several muscles at the same time (crosstalk), and may move relative to these muscles as the subject performs a task. It is therefore important to know the sensitivity of each surface electrode to the activity in each of the muscles close to it. The most salient advantages are the non-invasive nature of the surface electrodes (Koh TJ, 1993; Ian et al., 2003). The surface electrodes have been found to provide more reliable results between sessions than fine-wire or needle electrodes (Krivickas et al., 1996).

Fine wires with uninsulated tips, or needles with electrodes built into them transduce these signals directly. The most salient advantages are anatomical specificity of the intramuscular electrodes. The advantages of using fine wire electrodes are; more specific pick up area, increased signal band width, isolation of specific muscle parts when testing large muscles and the ability to test deep muscles as well as testing small ones without crosstalk from adjacent muscles being an issue. The disadvantage of using this kind of EMG is that needles must be inserted which causes discomfort. This can increase tightness or spasticity in the muscle which in turn can cause cramping. It is also difficult to place the needle/fine wire in the same area of the muscle each time when performing repeated measures, possibly weeks or months apart, whereby different units may be sampled each time (Ian et al., 2003).

2.10.2 Frequency and filtering

Most of the EMG signal is contained at a frequency spectrum between 10 Hz and 1 kHz. Little if any falls under or over these values (Kamen, 2004). For the surface EMG signal the upper frequency limit is more bandwidth-limited, with the highest frequency component at about 600 Hz. Fine wire electrodes collect data at a larger band width, ranging from 2Hz-1kHz (Ian et al., 2003).

While recording, the EMG signal can be contaminated by the activity of other sources such as movement of the electrodes and cables, activity in other muscles and electromagnetic radiation in the environment (electric machines, power cords and lights) (Enoka, 2002). These unwanted signals are often referred to as noise. Filters can be used to attenuate certain parts of the frequency spectrum and thereby reduce noise. When using a low pass filter, frequencies above the cutoff are attenuated but lower frequencies remain unchanged. When using a high pass filter, the cutoff is selected so that low frequencies are attenuated but high frequencies remain (Derrick, 2004). Band-pass filters eliminate frequencies above and below certain values. Band-stop filters reduce the signal of a certain frequency or range of frequencies (Enoka, 2002).

To get a clear picture of the data being collected, the Nyquist limit can be used. That involves collecting data at a sampling rate at least twice that of the highest frequency component in the signal. This prevents signals above this frequency from distorting the true signal (Kamen, 2004).

2.10.3 EMG recording

Surface electrodes recorded EMG signals from the target muscles. A reference ground electrode is placed on the skin in another part. The measurement procedure consists of two main steps. First the voltage difference between the signal detected by the ground electrode and the two measuring electrodes is determined. Then the difference between the voltages measured by each electrode is calculated and amplified. The output is a voltage time signal called EMG (Enoka, 2002). The signal difference between the two measuring electrodes is therefore the object of interest and any signal that is common to both electrodes is greatly attenuated and considered noise (Kamen, 2004).

The EMG data processing application considering to muscle force and muscle fatigue dimensions are amplitude and spectral parameters. Amplitude analysis is related to muscle force and muscle activity, while spectral frequency is used an indicator of localized of muscle fatigue.

Important parameter derived from amplitude measurement is the root mean square (RMS) of the EMG which quantify to the relative muscle loading. The RMS value represents the square root of the average power of myoelectric signal for a given interval. The RMS amplitude was calculated as the square of phase amplitudes averaged after full wave rectification and low-pass filtering, followed by calculation of the root (Finsterer, 2001). It is influenced by the number of recruited motor units, their firing rate, and degree of synchronization in recruitment (Kleine et al., 1999; Finsterer, 2001).

Spectrum frequency analysis used to be a fatigue index has two mainly parameters consisting of median frequency (MF) and mean power frequency (MPF). The median frequency of the power spectrum (MF) is defined as the frequency that divides the spectrum of the EMG into low and high frequency ranges with the same power. A decrease of MF is found in muscle fatigue. It reflects the slowing of the action potential conduction along the muscle fiber membrane and change of the firing pattern of motor unit (Hägg et al., 2004).

For response of muscle fatigue, there are increased in lactate concentration and changed in intracellular pH, consequently, nerve conduction velocity decreases, causing power spectrum frequency shifts to the left (lower frequencies) (Cifrek et al., 2009). For the analysis of EMG amplitude, the RMS gradually increases because of the phenomena of gradual additional recruitment of new motor units. Therefore, decreasing in MF is an indicator of muscle fatigue (Kumar, 2001). A negative slope coefficient with a downward trend presented by the method of a linear regression

analysis was assumed as an occurring of a fatigue process (Potvin and Bent, 1997; Maclsaac et al., 2001).

2.10.4 Signal processing

In order to use the information from the electrodes the signal needs to be processed (Fig 2.6). The action potentials measured by the EMG electrodes have a positive and negative phase that fluctuates about a baseline of zero. A mean value is therefore not a valid indicator of the signals amplitude, as the mean value could be close to zero. This is called raw EMG. To compute meaningful averaged amplitude measured over a time period the signal must be rectified. This is done by converting the negative phases to positive ones and thereby showing the absolute value of the EMG signal. Next, the EMG can be integrated by smoothing the sharp peaks with a low pass filter. This reduces the high frequency content of the signal. Quantification can then be done by measuring the amplitude of the integrated signal. The outcome of this process is an EMG signal that represents the change in force over a chosen time period (Enoka, 2002; Kamen, 2004). EMG can be used in different fields such as physical rehabilitation, gait analysis, clinical medicine, biofeedback control, ergonomics, motor control, fatigue analysis and dentistry (Kamen, 2004).

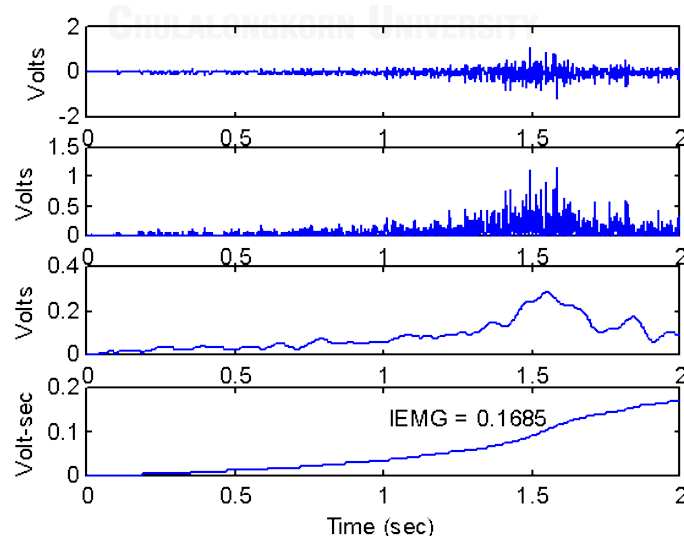


Figure 2.6 From top to bottom: Raw EMG signal without DC offset, 'rectified', low-pass filtered, integrated

(http://www.biomed.drexel.edu/labs/biomechanics/emg_analy.htm, Retrieved 31 Dec 2012)

2.10.5 Importance of normalization procedures

EMG normalization is the process by which the electrical signal values of activity are expressed as a percentage of that muscle's activity during a calibrated test contraction. The voltage potential of the surface electromyographic signal detected by electrodes strongly depends on several factors, varying between individuals and also over time within an individual. Thus, the amplitude of the EMG signal itself is not useful in group comparisons, or to follow events over a long period of time (Lehman and McGill, 1999).

The fact that the acquired EMG amplitude is never absolute is mainly because the impedance varies between the active muscle fibers and electrodes and its value is unknown (Gerdle et al., 1999). The EMG is highly variable and is dependent upon electrode application and placement (Jensen et al., 1993), perspiration and temperature (Winkel and Jorgensen, 1991), muscle fatigue (Hansson et al., 1992), contraction velocity and muscle length, cross talk from nearby muscles, activity in other synergists and antagonists (Mathiassen and Winkel, 1990), subcutaneous fat thickness, and slight variation in task execution (McGill, 1991). It would be impossible to control all these modulators of EMG amplitude in a clinical setting. Therefore, normalization controls for the aforementioned variables and facilitates the comparison of EMG signals across muscles, across time, and between individuals, the EMG should be normalized (Yang and Winter, 1984; Mirka, 1991; Knutson et al., 1994; Mathiassen et al., 1995).

The raw EMG data will be normalized to MVIC. Percentage of MVIC result allows comparison to other studies because normalizing to MVIC is the most common approach used in EMG research. The main advantage of MVIC is that the data have greater physiologic meaning because they represent the level of muscle activity as a percentage of a person's maximum muscle contraction (Mirka, 1991).

2.11 Borg's-CR10 scale on perceived discomfort

The Borg CR10 scale is a psychophysiological method that has been developed to measuring various sensory perceptions such as perceived exertion, discomfort and pain. In recent years a new category ratio (CR) scale has been developed to meet the twofold demands of ratio scaling and level estimations.

In the CR scale, the verbal expressions are anchored to the correct positions on a ratio scale according to their quantitative meaning, which can be used to assess subjective symptoms such as aches, pains, and discomfort. The basis for this scalar concept is that numbers should relate to verbal expressions that are simple and understandable by most people (Borg, 1982). A Borg rating of 3 corresponded to "moderate discomfort", 5 to "strong discomfort" and 7 to "very strong discomfort". Subjects got both verbal and written instructions regarding use of the scale. One very special and important property of the Borg CR scale is that discriminates it from the other scales is that the respondents have been provided with the opportunity to report any discomfort that exceeds the previous maximum experiences (Borg, 1990). Moreover, Previous study revealed good reliability for EMG median frequencies at Borg ratings of three (ICC 0.63–0.88), five (ICC 0.62–0.84) and seven (ICC 0.67–0.87) (Dedering et al., 2000).

Borg's CR-10 scale

0	Nothing at all	
0.5	Extremely weak	(just noticeable)
1	Very weak	
2	Weak	(light)
3	Moderate	
4		
5	Strong	(heavy)
6		
7	Very strong	
8		
9		
10	Extremely strong	(almost max)

● Maximal

Figure 4. The CR-10 scale, ie, the category (C) scale with ratio (R) properties (6).

Figure 2.7 The CR-10 scale, ie the category (C) scale with ratio (R) properties (Borg, 1990).

2.12 Relationship between sitting posture and trunk muscle activity

Evidence suggests that significant changes in trunk muscle activation occur as a result of changes in thoraco-lumbar sitting postures. O'Sullivan et al. in 2002 (O'Sullivan et al., 2002) reported a reduction in activity of the superficial lumbar multifidus, internal oblique and thoracic erector spinae (TES) in slumped sitting when compared to upright sitting. Recently, O'Sullivan et al, in 2006 (O'Sullivan et al., 2006) compared the effect of three different thoraco-lumbar sitting postures (slump, thoracic upright and lumbo-pelvic) (Fig 2.8) on spinal curvature and trunk muscle activation in a pain free cohort. This study showed that different upright sitting postures result in altered trunk muscle activation. Compared to lumbo-pelvic upright, thoracic upright sitting involved less co-activation of the local spinal muscles, with greater co-activation of the global muscles. Slump sitting and thoracic upright sitting resulted in similar and lower levels of superficial lumbar multifidus activation. In the forward leaning sitting, the pelvis tilts forward and the center of gravity is in front of

the ischial tuberosities. The strong association between forward rotated pelvis and back muscle activity in sitting indicates active use of these muscles to maintain an upright sitting posture (Mork and Westgaard, 2009). Previous study indicated that forward bending of the trunk during sitting significantly increased muscle activities of the trunk extensors (Mastalerz and Palczewska, 2010).

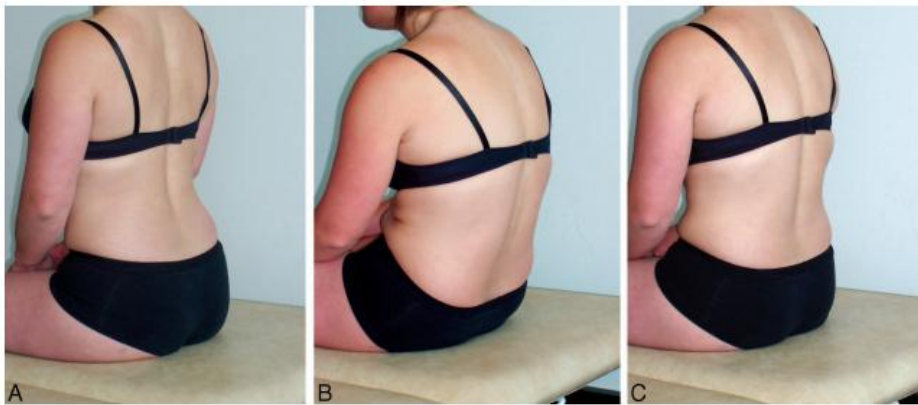


Figure 2.8 (A) Thoracic upright sitting. (B) Slump sitting. (C) Lumbo-pelvic upright sitting. (O'Sullivan et al., 2006).

CHAPTER 3

MATERIALS AND METHODS

3.1 Study design

A study with a repeated-measure design was conducted to determine the effects of 3 prolonged sitting postures on trunk muscle activation and body perceived discomfort in office workers. Figure 3.1 shows diagrammatically the methodology of the present study.

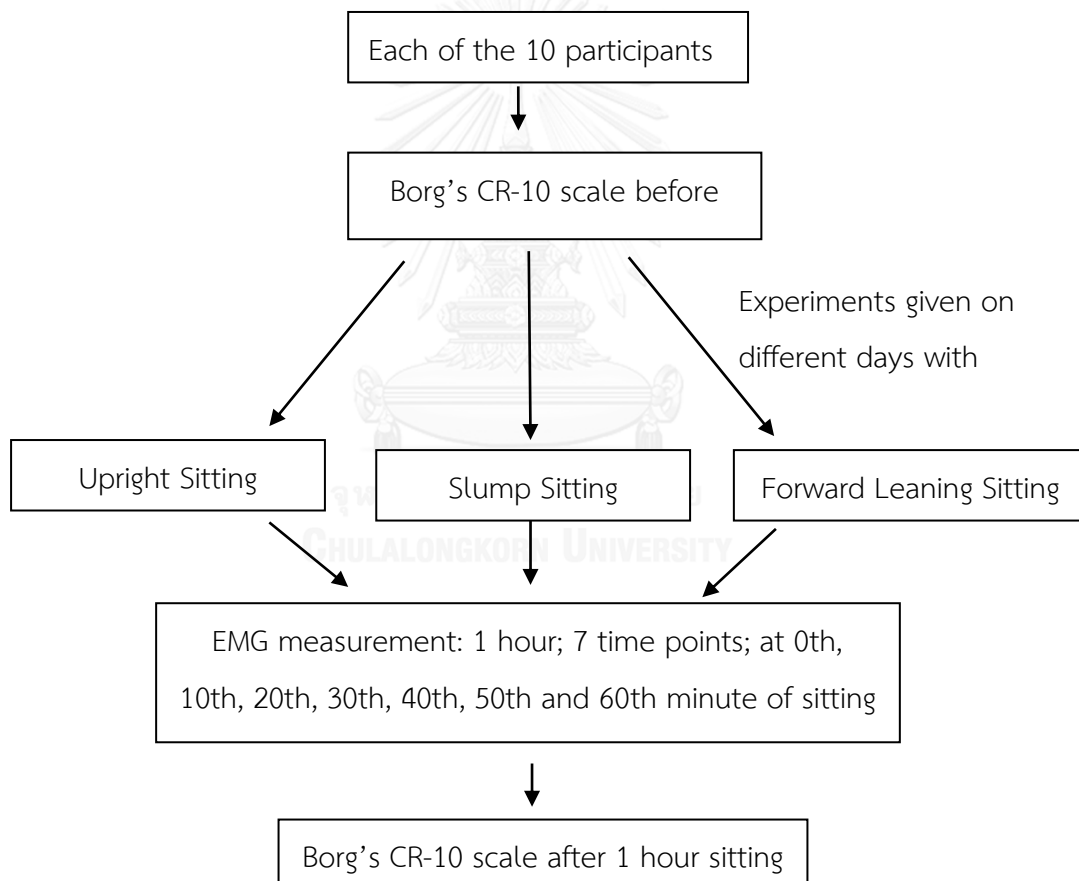


Figure 3.1 The experimental procedure

3.2 Data collection

3.2.1 Subjects

Ten healthy office workers were recruited for the repeated-measure-design study. Based on the sample size of the study ($n = 10$), the power analysis revealed that the study has sufficient power (80%) to detect a 'moderate to large' effect ($f = 0.454-1.973$). Inclusion criteria for the study were subjects with at least one year experience in the current work position and required to sit at least two hours per working day. Exclusion criteria were neck and back pain in the preceding 12 months, current or past history of known spinal disorders, sign of neurological deficit (i.e. muscle weakness or loss/disturbance of sensation), osteoarthritis, rheumatoid arthritis, gout, kidney diseases, open wound or contusion at the buttock and posterior thigh region, hemorrhoids, pregnancy. Those with body mass index <18.5 or >23 kg/m² or skin fold thickness in the abdominal and supra-iliac area >20 mm (to reduce electromyography [EMG] artifact due to interposed adipose tissue between the surface electrode and the target muscles) were also excluded (Anuurad et al., 2003). All subjects were given information about the study and signed a consent form. The study was approved by the Institutional Human Ethics Committee.

3.2.2 Procedures

An experiment was conducted in which outcomes were repeatedly measured on subjects who sat in different sitting positions for a period of 60 minutes. Three common sitting postures were investigated in the present study, including forward leaning, upright, and slump sitting postures (Harrison et al., 1999). The measurement outcomes were body perceived discomfort and trunk muscle activity.

At the start, the subject was instructed to complete the Borg's CR-10 scale. Following the application of surface electrodes, the subject sat unsupported on an adjustable stool with their hips and knees at 90 degrees, their feet positioned shoulder width apart, and their arms relaxed at the side of their body. The subject

was asked to sit for an hour during which time the EMG signal of MF, ICL, IO/TrA, and RA were collected. After the completion of 1-hour sitting period, the subject was asked to complete the Borg's CR-10 scale again.

Each subject sat in three sitting postures (i.e. upright, slump, and forward leaning sitting postures) on 3 separate days with a 1-day lapse between the measurements. The sequence of sitting posture was randomized. Upright sitting posture consisting of sitting with anterior rotation of the pelvis, thoraco-lumbar spine extended and shoulder blades slightly retracted (O'Sullivan et al., 2006). Slump sitting posture was when the pelvis was posterior rotation, thoraco-lumbar spine relaxed while subjects looked straight ahead (O'Sullivan et al., 2006). Forward leaning sitting posture was when the pelvis was anterior rotation, thoraco-lumbar spine extended and bended forward more than 10 degrees (Nachemson, 1965). In the forward leaning sitting posture, the subject was asked to cross their arm to prevent using the arms to support body weight.

To control the alignment of sitting postures during the study, two adjustable alignment boards were developed and attached to the right side of a regular stool (size 30x45x45 cm) (Fig 3.2). Two infrared sensors (Infrared Analog Distance Sensor; GP2Y0A21YK0F, Sharp Ltd.) were inserted into the vertical board at T1-level and T10-level (Claus et al., 2009). Once the subject deviated from the selected sitting posture, an auditory feedback signal from the sensors was heard and reminded them to return to the proper sitting posture.

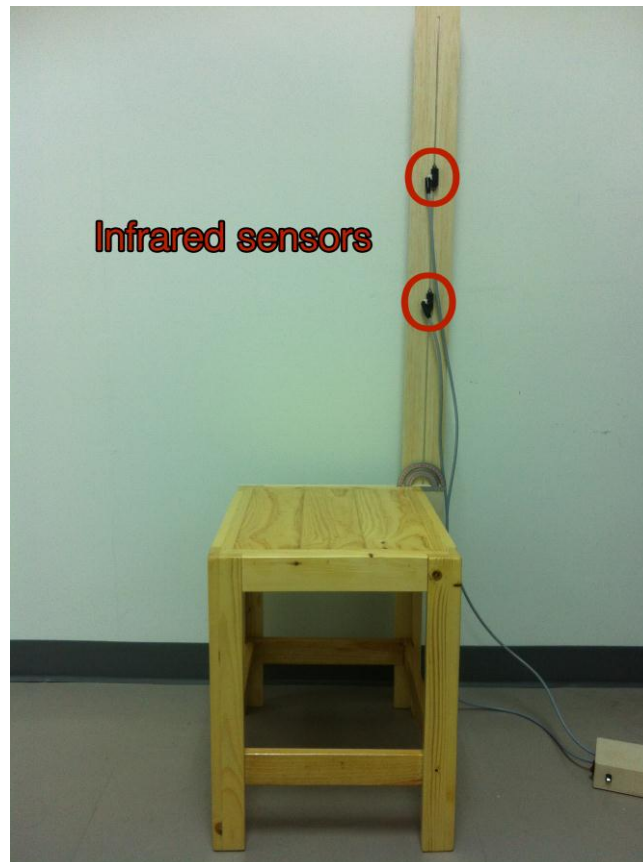


Figure 3.2 The stool with infrared sensors

3.2.3 Instruments

3.2.3.1 Borg's-CR10 scale on perceived discomfort

The Borg's CR-10 scale, a measuring tool for postural discomfort, was used to determine a subject's level of discomfort during prolonged sitting. The Borg's CR-10 scale along with a body chart from a standardized Nordic questionnaire was created such that the subject can indicate at which parts of their body (i.e. the neck, shoulder, upper back, low back, hip/thigh, and knee) and how much discomfort is felt (on a scale of 0-10; 0 being no discomfort and 10 being extreme discomfort) (Borg, 1990).

3.2.3.2 Electromyography

The EMG signal of trunk muscles, including superficial lumbar multifidus (MF), iliocostalis lumborum pars thoracis (ICL), internal oblique (IO)/transversus abdominis (TrA), and rectus abdominis muscles (RA), was recorded using the two Ag/AgCl disposable surface electrodes with a distance between electrodes distance is 20 mm (Blue sensor electrode, model P-00-S/50, Ambu, Denmark) and an electrical contact surface area of 1 cm². Prior to electrode placement, the skin was prepared to reduce skin impedance below 5 k Ω by cleaning with an alcohol swab. Electrodes were placed parallel to the following muscles on both sides recommended by the European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM): MF (L5 level, 2 cm from the spinous process); ICL (level of L1 spinous process, midway between the midline and lateral aspect of the participant's body); IO/TrA (1 cm medial to the anterior superior iliac spine); and RA (1 cm above the umbilicus and 2-cm lateral to midline) (De Foa JL et al., 1989; Hermens et al., 1999; Danneels et al., 2001). The reference electrode was placed over the right iliac crest. All electrodes were anchored securely by double-sided tapes to avoid excessive movement of the leads and remained in place throughout the session.

The EMG signal was recorded by the TeleMyo 2400T G2 (Noraxon U.S.A., Inc.). The EMG signal was sampled at 1500 Hz, bandpass filtered between 20–450 Hz, amplified (analogue differential amplifier, common mode rejection ratio 100 dB, total gain 500), and stored in a personal computer for later analysis.

The EMG signals were collected, stored, displayed, processed and analyzed by MyoResearch XP software version 1.08. The raw EMG signal was first visually checked for electrocardiac artifacts. The raw EMG signal was processed by making ECG reduction, band-pass filter at 20 to 450 Hz using a fourth order zero lag Butterworth filter, full-wave rectification, and then smoothing within 50ms to determine the RMS.

Two minutes of every 10-minute of normalized EMG data from 60-minute sitting period (0-2nd minutes, 9th-11th minutes, 19th-21st minutes, 29th-31st minutes, 39th-41st minutes, 49th-51st minutes and 59th-61th minutes) were retrieved for analysis.

EMG normalization

EMG data was normalized to the maximal voluntary isometric contraction (MVIC) values obtained for each muscle, resulting in EMG data expressed as a percent of maximum voluntary isometric contraction (%MVIC). For the right and left RA, the subject was positioned supine with the legs straight and strapped with a belt. The investigator (standing at the head end of the couch) applied resistance on the shoulders of the subject through resisted curl-up with maximal manual isometric resistance applied in a symmetrical manner (Dankaerts et al., 2006). For the right IO/TrA, a resisted crossed curl-up with the left shoulder moving toward the right and maximal manual isometric resistance was applied on the left shoulder by the investigator (standing on the right side). For the left IO/TrA, the same procedure was repeated on the opposite side. For the ICL and MF, the subject positioned prone, legs straight, and strapped with a belt. The subject with hands on the neck was instructed to lift the head, shoulders, and elbows just off the examination table. Symmetrical maximal manual resistance was provided to the scapular region by the investigator (standing at the head of the subject) (Danneels et al., 2001).

Three MVIC trials of 5 seconds duration each (Soderberg and Knutson, 2000) with a 3 minute rest period given between trials to avoid the cumulative effect of fatigue were performed (McLean et al., 2003). The MVIC of each muscle was averaged over the three trials.

3.3 Outcome measures

This section describes the outcome measures in this study, including dependent and independent variables.

3.3.1 Dependent variable

The dependent variables in the present study were EMG activity and Borg scores.

3.3.2 Independent variable

The independent variable in the present study was 3 different prolonged sitting postures.

3.4 Statistical analysis

Descriptive statistics were calculated for all variables. Shapiro-wilk test was performed to check the distribution of data. The paired-sample *t* test was used to compare the Borg scores before and after 60 minutes of sitting in each sitting posture. Also, the Borg scores after 60 minutes of sitting were compared among three sitting postures using a one-way analysis of covariance (ANCOVA), with the Borg scores at the starting as a covariate. The Bonferroni procedure was performed to determine whether two selected means were significantly different from each other.

Two-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measures was employed to determine the effects of sitting posture, time and their interaction on the EMG activity of trunk muscles. When a significant interaction between sitting posture and time was detected, the effects of sitting posture and time were examined separately by using one-way ANOVA. The Bonferroni procedure was used to determine whether two selected means of the EMG activity of trunk muscles were significantly different from each other for the EMG activity of trunk muscles.

All statistical analysis was performed using SPSS statistical software, version V17.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).



CHAPTER 4

RESULTS

4.1 Introduction

The result, including subjects' characteristics, body perceived discomfort score and trunk muscle activation, are presented in this chapter.

4.2 Subjects' characteristics

Ten healthy office workers were recruited in this study. Demographic characteristics of participants are presented in Table 4.1.

Table 4.1 Characteristics of study population (n = 10; male = 3, female = 7)

Characteristics	Mean (SD)
Age (year)	26.3 (1.6)
Height (cm)	164.2 (7.3)
Weight (kg)	56.1 (7.5)
Body mass index (kg/m ²)	20.7 (1.4)
Skin fold thickness (mm)	
Abdominal area	15.7 (3.0)
Supra-iliac area	7.4 (3.3)

4.3 Borg score on perceived discomfort

The Borg scores after 60-minute sitting were significantly greater than those at the beginning at the neck, upper back, low back and both hip/thighs but not at the both shoulders and both knee (Table 4.2).

A comparison of the Borg scores among three sitting postures after 60-minute sitting, when adjusted for the Borg scores at the beginning, indicated no significant difference among three sitting postures in all body regions ($p > 0.05$), except for the low back ($F_{2,26} = 23.208, p < 0.001$). The Bonferroni procedure revealed that the adjusted Borg score in forward leaning sitting posture was significantly greater than those in upright ($p = 0.002$) and slump sitting postures ($p < 0.001$). The adjusted Borg score in upright sitting posture was significantly greater than those in slump sitting posture ($p = 0.021$).

Table 4.2 The Borg scores at the beginning and after 60-minute sitting in nine body regions

Body region	Mean of Borg scores											
	Upright sitting			Slump sitting			Forward leaning sitting			P value		
	Before	After	P value	Before	After	P value	Before	After	P value	Before	After	P value
Neck	0.050	1.250	0.004*	0.400	2.500	0.034*	0.150	0.900	0.030*			
Rt. shoulder	0.200	0.900	0.066	0.300	0.750	0.171	0.000	0.550	0.066			
Lt. shoulder	0.000	0.500	0.052	0.000	0.500	0.171	0.000	0.500	0.052			
Upper back	0.500	0.950	0.029*	0.200	0.950	0.048*	0.000	2.500	0.017*			
Low back	0.200	2.300	0.001*	0.300	0.750	0.095	0.300	4.400	0.000*			
Rt. hip/thigh	0.000	0.800	0.011*	0.000	0.150	0.193	0.000	0.900	0.016*			
Lt. hip/thigh	0.000	0.700	0.010*	0.000	0.150	0.193	0.000	0.800	0.008*			
Rt. knee	0.000	0.300	0.193	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000	1.000			
Lt. knee	0.000	0.300	0.193	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000	1.000			

* P value < 0.05

4.4 Trunk muscle activation

Paired t-tests revealed no significant difference between sides for the EMG data, therefore left and right side data were averaged. Two-way ANOVA for repeated measure indicated no significant effect for sitting posture ($F_{2,18}=0.591$, $p=0.564$), time ($F_{6,54}=0.113$, $p=0.994$) and their interaction ($F_{12,108}=1.110$, $p=0.359$) for RA EMG activity. There was a significant effect for sitting posture for IO/TrA ($F_{2,18}=5.012$, $p=0.019$), ICL ($F_{2,18}=33.587$, $p<0.001$) and MF ($F_{2,18}=39.809$, $p<0.001$) EMG activity. No significant effect for time and the interaction between sitting posture and time were found for IO/TrA ($F_{12,108}=1.206$, $p=0.288$), ICL ($F_{12,108}=0.587$, $p=0.848$) and MF ($F_{12,108}=0.549$, $p=0.877$) EMG activities.

The Bonferroni procedure revealed that IO/TrA EMG activity in upright sitting posture was significantly greater than those in slump sitting posture ($p = 0.009$) (Fig 4.1). The EMG activity of ICL in three sitting postures was significantly different from each other ($p = <0.001-0.007$). The EMG activity of MF in forward leaning sitting posture was significantly greater than those in upright and slump sitting postures ($p \leq 0.001$).

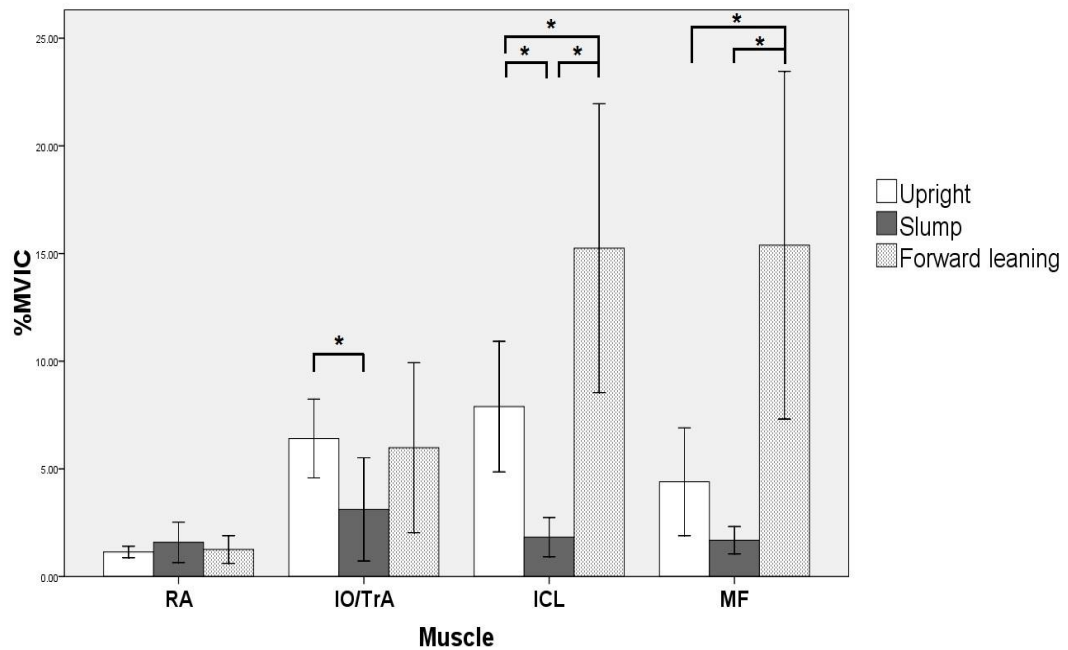


Figure 4.1 Mean (\pm SD) of %MVIC of four muscles during 60-minute sitting in three sitting postures. RA, TrA/IO, ICL, and MF represented rectus abdominis, transversus abdominis/internal abdominal oblique, iliocostalis lumborum pars thoracis, and superficial lumbar multifidus, respectively (* P value < 0.05)

CHAPTER 5

DISCUSSION

5.1 Introduction

To our knowledge, this study was the first study investigating the effects of 3 different prolonged sitting postures on trunk muscle activation and body perceived discomfort in office workers. In this section, the findings regarding the effects of 3 different prolonged sitting postures on trunk muscle activation and body perceived discomfort in office workers are discussed. In addition, clinical implication from the findings, limitation of the present study and suggestions for further study are provided.

5.2 The effects between body perceived discomfort and prolonged sitting and LBP

Results from the present investigation revealed that 1-hour sitting in upright, slump, or forward leaning sitting postures led to increased discomfort at the neck, upper back, low back and hip/thighs. Different sitting postures influenced the Borg scores after 1-hour sitting only in the low back. Sitting posture with the highest low back discomfort after 1-hour sitting was forward leaning posture, followed by upright and slump sitting postures. The results of the present study are in line with the findings of previous studies showing that body perceived discomfort increased significantly during prolonged sitting (Sondergaard et al., 2010). Vergara and Page (2002) reported that discomfort occurred mainly in the neck and low back (Vergara and Page, 2002). Perceived musculoskeletal discomfort is a predictor of LBP among healthy subjects (Hamberg-van Reenen et al., 2008). Thus, our findings lend further support to the notion that prolonged sitting may lead to the development of LBP.

5.3 The effects between trunk muscle activation and sitting posture and LBP

The result of the study showed that the local (superficial lumbar multifidus and internal oblique/transverses abdominis) and global (iliocostalis lumborum pars thoracis) muscles of the lumbo-pelvic region can be preferentially facilitated in different sitting postures. Results from the present investigation revealed that the forward leaning sitting posture was associated with increased ICL and MF muscle activity compared to upright and slump sitting postures. Upright sitting posture was associated with increased IO/TrA and ICL muscle activity compared to slump sitting posture. We found no effect of 1-hour sitting, regardless of sitting posture, on trunk muscle activity. There was no significant difference in rectus abdominis activities across any of the 3 sitting postures, indicating that its role does not change in maintaining the different sitting postures as defined in this study, similar to the previous studies (O'Sullivan et al., 2002; O'Sullivan et al., 2006).

In the forward leaning sitting posture, the pelvis tilts forward and the center of gravity is in front of the ischial tuberosities. Forward rotation of pelvis or forward bending of the trunk during sitting significantly increases back muscle activity (Mork and Westgaard, 2009; Mastalerz and Palczewska, 2010). In the current study, Prolonged sitting in forward leaning posture significantly increased discomfort in the low back compared to sitting in upright and slump postures, and ICL and MF muscle activities were significantly greater in forward leaning sitting posture than upright and slump sitting postures. Prolonged activation of muscle may lead to localized muscle tension, muscle strains, muscle fatigue and other soft-tissue damage. The paraspinal muscle fatigue reduces the muscular support to the spine, causing impairment of motor co-ordination and control as well as increased mechanical stress to ligament and intervertebral discs (McGill et al., 2000; Wilke et al., 2001). In addition, the load on vertebral body increased approximately 48% at 15-degree trunk flexion (Rohmann et al., 2011). Moreover, Vergara and Page (2002) reported that forward rotation of pelvis and increased lumbar lordosis was associated with LBP (Vergara and

Page, 2002). It is hypothesized that sitting in forward leaning posture for a long period of time may lead to the development of LBP.

Our findings that upright sitting posture was associated with increased IO/TrA and ICL muscle activity compared with slump sitting posture, concurs O'Sullivan et al (2006) study. Internal oblique muscle activation is generally accepted to represent the activation of TrA in all tasks (McGill et al., 1996). Evidence suggests that the main dynamic stabilizer of the lower back and pelvis is TrA. Contraction of transversus abdominis was found to be significantly delayed in patients with low back pain (Hodges, 1999). Core stability (transversus abdominis and multifidus strengthening) exercises have strong theoretical basis in treatment and prevention of LBP, as is evidenced by its widespread clinical use (Akuthota et al., 2008). Furthermore, the internal oblique muscle activity observed in upright sitting may reflect the central nervous system's response to the balance of forces with the back muscles (Thelen et al., 1995) as well as the requirement to maintain intra-abdominal pressure in this posture (Bergmark, 1989). Thus, upright sitting posture with increased activation of TrA and would be an appropriate posture for long period of time in sitting.

A reduction in EMG activity of trunk muscles in slump sitting has been reported consistently in the literature (Callaghan and Dunk, 2002; Mork and Bradl, 2013). When postural muscle activity decreases, the lumbopelvic region becomes dependent on its passive structures to maintain the position against gravity at end-range spine flexion (O'Sullivan et al., 2002). This phenomenon plausibly makes the spine susceptible to injury. Moreover, sustained stretch of passive lumbar structures in combination with essentially silent muscles may exacerbate low back pain in sedentary workers (Mork and Westgaard, 2009).

5.4 Clinical implication from the findings

Although there is still a lack of international consensus over the ideal sitting posture, the findings of the current study suggest that a person should avoid sitting continuously in forward leaning posture for a prolonged time because it causes high perceived discomfort and back muscle activity, which may lead to the development of LBP. Slump sitting posture is the most comfortable sitting posture for the low back after 1-hour sitting. However, slump sitting posture reduces muscle activation of the trunk, which may adversely cause overloading of ligaments and intervertebral discs, leading to LBP later on. Upright sitting posture seems to be a healthy sitting posture for the low back because it leads to activation of the local spinal stabilizing muscles, i.e. TrA, and causes only moderate discomfort after prolonged sitting.

5.5 Limitation of this study and suggestion for further study

The major strength of this study is the design of the study was repeated-measure design (within-subject) for reduction in error variance associated with individual differences, which is likely to enhance the internal validity of the study. However, there are a number of methodological limitations that are noteworthy. The present study only investigated body perceived discomfort and trunk muscle activity in young healthy subjects. Change in body perceived discomfort and trunk muscle activity during various sitting postures for a prolonged time in those with LBP may not respond in the same fashion as in an asymptomatic population. Thus, extrapolation of these results to people with LBP should be made with caution. Further research is required to examine the effect of prolonged sitting posture on body perceived discomfort and trunk muscle activity in patients with LBP.

CHAPTER 6

CONCLUSION

In summary, The current study examined body perceived discomfort and trunk muscle activity in different prolonged (1 hour) sitting postures, i.e. forward leaning, upright, and slump sitting posture. The results showed that the highest low back discomfort after 1-hour sitting is forward leaning posture, followed by upright and slump sitting postures. Forward leaning sitting posture was associated with increased ICL and MF muscle activity and upright sitting posture was associated with increased IO/TrA and ICL muscle activity. The findings from this study suggest that upright sitting posture may be an appropriate sitting posture for those who usually spend a long period of time in sitting to prevent the development of LBP.

REFERENCES

- Airaksinen, O., J. Brox, C. Cedraschi, J. Hildebrandt, J. Klüber-Moffett, F. Kovacs, A. Mannion, S. Reis, J. Staal, H. Ursin and G. Zanoli. (2004). European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. Retrieved 29 Jan 2012, from www.backpaineurope.org.
- Akuthota, V., A. Ferreiro, T. Moore and M. Fredericson. (2008). Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep*, 7(1), 39-44.
- Anuurad, E., K. Shiwaku, A. Nogi, K. Kitajima, B. Enkhmaa, K. Shimono and Y. Yamane. (2003). The new BMI criteria for asians by the regional office for the western pacific region of WHO are suitable for screening of overweight to prevent metabolic syndrome in elder Japanese workers. *J Occup Health*, 45(6), 335-43.
- Arendt-Nielsen, L., T. Graven-Nielsen, H. Sværre and P. Svensson. (1996). The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 64(2), 231-40.
- Ayanniyi, O., B. O. Ukpai and A. F. Adeniyi. (2010). Differences in prevalence of self-reported musculoskeletal symptoms among computer and non-computer users in a Nigerian population: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disord*, 11, 177.
- Baratta, R., M. Solomonow, B. H. Zhou, D. Letson, R. Chuinard and R. D'Ambrosia. (1988). Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*, 16(2), 113-22.
- Barrero, L. H., Y. H. Hsu, H. Terwedow, M. J. Perry, J. T. Dennerlein, J. D. Brain and X. Xu. (2006). Prevalence and physical determinants of low back pain in a rural Chinese population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(23), 2728-34.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*, 230, 1-54.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health*, 16 Suppl 1, 55-8.

- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sports Exerc, 14(5), 377-81.
- Buckle, P. W. and J. J. Devereux. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. Appl Ergon, 33(3), 207-17.
- Callaghan, J. P. and N. M. Dunk. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. Clin Biomech (Bristol, Avon), 17(5), 353-60.
- Cifrek, M., V. Medved, S. Tonkovic and S. Ostojic. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech (Bristol, Avon), 24(4), 327-40.
- Claus, A. P., J. A. Hides, G. L. Moseley and P. W. Hodges. (2009). Is 'ideal' sitting posture real? Measurement of spinal curves in four sitting postures. Man Ther, 14(4), 404-8.
- Corlett, E. N. (2006). Background to sitting at work: research-based requirements for the design of work seats. Ergonomics, 49(14), 1538-46.
- Costa Lda, C., C. G. Maher, J. H. McAuley, M. J. Hancock, R. D. Herbert, K. M. Refshauge and N. Henschke. (2009). Prognosis for patients with chronic low back pain: inception cohort study. BMJ, 339, b3829.
- Crisco, J. J., 3rd and M. M. Panjabi. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. Clin Biomech (Bristol, Avon), 7(1), 19-26.
- Dankaerts, W., P. O'Sullivan, A. Burnett and L. Straker. (2006). Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. Spine (Phila Pa 1976), 31(6), 698-704.
- Danneels, L. A., B. J. Cagnie, A. M. Cools, G. G. Vanderstraeten, D. C. Cambier, E. E. Witvrouw and H. J. De Cuyper. (2001). Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. Man Ther, 6(3), 145-53.
- De Foa JL, Forest W and B. HJ. (1989). Muscles fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: Landmark-derived reference lines. J Anat, 163, 243-7.

- Dederling, A., M. Roos af Hjelmsater, B. Elfving, K. Harms-Ringdahl and G. Nemeth. (2000). Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. J Electromyogr Kinesiol, 10(3), 151-8.
- Derrick, T. R. (2004). Signal Processing. Research Methods in Biomechanics. Champaign, IL, Human Kinetics: 227-38.
- Du Bois, M., M. Szpalski and P. donceel. (2009). patients at risk for long-term sick leave because of low back pain. The Spine Journal, 9(5), 350-9.
- Enoka, R. M. (2002). Neuromechanics of Human Movement (3rd ed.). Champaign, IL, Human Kinetics.
- Finsterer, J. (2001). EMG-interference pattern analysis. J Electromyogr Kinesiol, 11(4), 231-46.
- Gatchel, R. J., Y. B. Peng, M. L. Peters, P. N. Fuchs and D. C. Turk. (2007). The biopsychosocial approach to chronic pain: scientific advances and future directions. Psychol Bull, 133(4), 581-624.
- Gatchel, R. J., P. B. Polatin and T. G. Mayer. (1995). The dominant role of psychosocial risk factors in the development of chronic low back pain disability. Spine (Phila Pa 1976), 20(24), 2702-9.
- Gerdle, B., S. Karlsson, S. Day and M. Djupsjöbacka (1999). Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram. Modern Techniques in Neuroscience. Chapter 26. Berlin, Springer Verlag.
- Hägg, G. M., B. Melin and R. Kadefors (2004). Applications in ergonomics: Electromyography physiology, engineering, and noninvasive applications. New Jersey. Canada, John Wiley&Sons, Inc.
- Hamberg-van Reenen, H. H., A. J. van der Beek, B. M. Blatter, M. P. van der Grinten, W. van Mechelen and P. M. Bongers. (2008). Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? Ergonomics, 51(5), 637-48.
- Hansson, G. A., U. Stromberg, B. Larsson, K. Ohlsson, I. Balogh and U. Moritz. (1992). Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. Ergonomics, 35(11), 1341-52.

- Harrison, D. D., S. O. Harrison, A. C. Croft, D. E. Harrison and S. J. Troyanovich. (1999). Sitting biomechanics part I: review of the literature. J Manipulative Physiol Ther, 22(9), 594-609.
- Hartvigsen, J., C. Leboeuf-Yde, S. Lings and E. H. Corder. (2000). Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. Scand J Public Health, 28(3), 230-9.
- Heliovaara, M., M. Makela, P. Knekt, O. Impivaara and A. Aromaa. (1991). Determinants of sciatica and low-back pain. Spine (Phila Pa 1976), 16(6), 608-14.
- Henschke, N., C. G. Maher, K. M. Refshauge, R. D. Herbert, R. G. Cumming, J. Bleasel, J. York, A. Das and J. H. McAuley. (2008). Prognosis in patients with recent onset low back pain in Australian primary care: inception cohort study. BMJ, 337, a171.
- Hermens, H. J., B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug and G. Hägg. (1999). European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development, Enschede.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? Man Ther, 4(2), 74-86.
- Hodges, P. W. and G. L. Moseley. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. J Electromyogr Kinesiol, 13(4), 361-70.
- Hodges, P. W. and C. A. Richardson. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. Spine (Phila Pa 1976), 21(22), 2640-50.
- Horsley, R. (2011). Factors that affect the occurrence and chronicity of occupation-related musculoskeletal disorders. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 25(1), 103-15.
- Hosea, T. M., S. R. Simon, J. Delatizky, M. A. Wong and C. C. Hsieh. (1986). Myoelectric analysis of the paraspinal musculature in relation to automobile driving. Spine (Phila Pa 1976), 11(9), 928-36.

- Hostens, I., G. Papaioannou, A. Spaepen and H. Ramon. (2001). Buttock and back pressure distribution tests on seats of mobile agricultural machinery. Applied Ergonomics, 32, 347-55.
- Ian, A. F. S., M. H. Sharon and M. S. Richard. (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. Clinical Biomechanics, 18, 9-13.
- Ihlebaek, C., T. H. Hansson, E. Laerum, S. Brage, H. R. Eriksen, S. H. Holm, R. Svendsrod and A. Indahl. (2006). Prevalence of low back pain and sickness absence: a "borderline" study in Norway and Sweden. Scand J Public Health, 34(5), 555-8.
- Ijmker, B. M. Blatter, A. J. van der Beek, W. van Mechelen and P. M. Bongers. (2006). Prospective research on musculoskeletal disorders in office workers (PROMO): study protocol. BMC Musculoskeletal Disord, 7, 55.
- Jacquelin, P. and A. B. George. (1981). EMG-Force relationships in skeletal muscle. Critical Reviews in Biomedical Engineering.
- Janwantanakul, P., P. Pensri, V. Jiamjarasrangsi and T. Sinsongsook. (2008). Prevalence of self-reported musculoskeletal symptoms among office workers. Occup Med (Lond), 58(6), 436-8.
- Janwantanakul, P., P. Pensri, V. Jiamjarasrangsi, T. Sinsongsook and S. Supakankunti. (2006). Prevalence and risk factors of work - related musculoskeletal disorders among office workers. Division of Research and Development. The social security office in Thailand.
- Janwantanakul, P., E. Sitthipornvorakul and A. Paksaichol. (2012). Risk factors for the onset of nonspecific low back pain in office workers: a systematic review of prospective cohort studies. J Manipulative Physiol Ther.
- Jensen, C., O. Vasseljen and R. H. Westgaard. (1993). The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 67(3), 266-73.
- Juul-Kristensen, B., K. Sogaard, J. Stroyer and C. Jensen. (2004). Computer users' risk factors for developing shoulder, elbow and back symptoms. Scand J Work Environ Health, 30(5), 390-8.

- Kamen, G. (2004). Electromyographic Kinesiology. Research Methods in Biomechanics. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Katz, J. N. (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. J Bone Joint Surg Am, 88 Suppl 2, 21-4.
- Kleine, B. U., N. P. Schumann, I. Bradl, R. Grieshaber and H. C. Scholle. (1999). Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. Int Arch Occup Environ Health, 72(6), 387-94.
- Knutson, L. M., G. L. Soderberg, B. T. Ballantyne and W. R. Clarke. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. J Electromyogr Kinesiol, 4(1), 47-59.
- Koh TJ, G. M. (1993). Evaluation of methods to minimize crosstalk in surface EMG. J Biomechanics, 26, 151-7.
- Krismer, M. and M. van Tulder. (2007). Low back pain (non-specific). Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 21(1), 77-91.
- Krivickas, L. S., S. F. Nadler, M. R. Davies, G. F. Petroski and J. H. Feinberg. (1996). Spectral analysis during fatigue. Surface and fine wire electrode comparison. Am J Phys Med Rehabil, 75(1), 15-20.
- Kumar, S. (2001). Theories of musculoskeletal injury causation. Ergonomics, 44(1), 17-47.
- Kuorinka, I., B. Jonsson, A. Kilbom, H. Vinterberg, F. Biering-Sorensen, G. Andersson and K. Jorgensen. (1987). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. Appl Ergon, 18(3), 233-7.
- Lambeek, L. C., M. W. van Tulder, I. C. Swinkels, L. L. Koppes, J. R. Anema and W. van Mechelen. (2011). The trend in total cost of back pain in The Netherlands in the period 2002 to 2007. Spine (Phila Pa 1976), 36(13), 1050-8.
- Lehman, G. J. and S. M. McGill. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. J Manipulative Physiol Ther, 22(7), 444-6.
- Lephart, S. M., D. M. Pincivero, J. L. Giraldo and F. H. Fu. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med, 25(1), 130-7.

- Lis, A. M., K. M. Black, H. Korn and M. Nordin. (2007). Association between sitting and occupational LBP. Eur Spine J, 16(2), 283-98.
- Maclsaac, D., P. A. Parker and R. N. Scott. (2001). The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. J Electromyogr Kinesiol, 11(6), 439-49.
- Makhsous, M., F. Lin, J. Bankard, R. W. Hendrix, M. Hepler and J. Press. (2009). Biomechanical effects of sitting with adjustable ischial and lumbar support on occupational low back pain: evaluation of sitting load and back muscle activity. BMC Musculoskelet Disord, 10(1), 17.
- Manchikanti, L. (2000). Epidemiology of low back pain. Pain Physician, 3(2), 167-92.
- Maroudas, A., R. A. Stockwell, A. Nachemson and J. Urban. (1975). Factors involved in the nutrition of the human lumbar intervertebral disc: cellularity and diffusion of glucose in vitro. J Anat, 120(Pt 1), 113-30.
- Mastalerz, A. and I. Palczewska. (2010). The influence of trunk inclination on muscle activity during sitting on forward inclined seats. Acta Bioeng Biomech, 12(4), 19-24.
- Mathiassen, S. E. and J. Winkel. (1990). Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral torque. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 61(5-6), 370-9.
- Mathiassen, S. E., J. Winkel and G. M. Hagg. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. J Electromyogr Kinesiol, 5(4), 197-226.
- McGill, S., D. Jucker and P. Kropf. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. J Biomech, 29(11), 1503-7.
- McGill, S. M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. J Orthop Res, 9(1), 91-103.
- McGill, S. M., R. L. Hughson and K. Parks. (2000). Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. Ergonomics, 43(4), 486-93.

- McLean, L., M. Chislett, M. Keith, M. Murphy and P. Walton. (2003). The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. J Electromyogr Kinesiol, 13(2), 169-80.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. Ergonomics, 34(3), 343-52.
- Mork, P. J. and R. H. Westgaard. (2009). Back posture and low back muscle activity in female computer workers: a field study. Clin Biomech (Bristol, Avon), 24(2), 169-75.
- Morl, F. and I. Bradl. (2013). Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. J Electromyogr Kinesiol, 23(2), 362-8.
- Nachemson, A. (1965). The Effect of Forward Leaning on Lumbar Intradiscal Pressure. Acta Orthop Scand, 35, 314-28.
- National Statistical Office (2012). "The results of the survey to the conditions of the Thai population." Retrieved 25 Feb 2012, from <http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/themes/files/lfs55/reportFeb.pdf>.
- O'Sullivan, P. B., W. Dankaerts, A. F. Burnett, G. T. Farrell, E. Jefford, C. S. Naylor and K. J. O'Sullivan. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. Spine (Phila Pa 1976), 31(19), 707-12.
- O'Sullivan, P. B., K. M. Grahamslaw, M. Kendell, S. C. Lapenskie, N. E. Moller and K. V. Richards. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. Spine (Phila Pa 1976), 27(11), 1238-44.
- Omokhodion, F. O. and A. O. Sanya. (2003). Risk factors for low back pain among office workers in Ibadan, Southwest Nigeria. Occup Med (Lond), 53(4), 287-9.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord, 5(4), 383-9; discussion 97.

- Potvin, J. R. and L. R. Bent. (1997). A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. J Electromyogr Kinesiol, 7(2), 131-9.
- Pynt, J., J. Higgs and M. Mackey. (2002). Historical perspective milestones in the evolution of lumbar spinal postural health in seating. Spine (Phila Pa 1976), 27(19), 2180-9.
- Richardson, C. A. and G. A. Jull. (1995). Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? Man Ther, 1(1), 2-10.
- Rohlmann, A., T. Zander, F. Graichen, M. Dreischarf and G. Bergmann. (2011). Measured loads on a vertebral body replacement during sitting. Spine (Phila Pa 1976), 11(9), 870-5.
- Sherwood, L. (2008). Human Physiology: From Cells to Systems, Brooks/Cole.
- Shields, R. K. and T. M. Cook. (1992). Lumbar support thickness: effect on seated buttock pressure in individuals with and without spinal cord injury. Physical therapy, 72(3), 218-26.
- Siegler, S., H. Hillstrom, W. Freedman and G. Moskowitz. (1985). Effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG. American J Physical Medicine, 64(3), 130-49.
- Silverthorn, D. U. (2007). Human Physiology: An Intergrated Approach (4th ed.). San Fransisco, Pearson - Benjamin Cummings.
- Soderberg, G. and L. Knutson. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. Phys Ther, 80, 485-98.
- Sondergaard, K. H., C. G. Olesen, E. K. Sondergaard, M. de Zee and P. Madeleine. (2010). The variability and complexity of sitting postural control are associated with discomfort. J Biomech, 43(10), 1997-2001.
- Spyropoulos, P., G. Papathanasiou, G. Georgoudis, E. Chronopoulos, H. Koutis and F. Koumoutsou. (2007). Prevalence of low back pain in greek public office workers. Pain Physician, 10(5), 651-9.
- Taimela, S. and U. M. Kujala. (1992). Reaction times with reference to musculoskeletal complaints in adolescence. Percept Mot Skills, 75(3 Pt 2), 1075-82.

- Thelen, D. G., A. B. Schultz and J. A. Ashton-Miller. (1995). Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. J Orthop Res, 13(3), 390-8.
- Treaster, D. (1987). Measurement of seat pressure distributions. Human Factors, 29(5), 563-75.
- Truchon, M. (2001). Determinants of chronic disability related to low back pain: towards an integrative biopsychosocial model. Disabil Rehabil, 23(17), 758-67.
- Valat, J.-P. (2005). Factors involved in progression to chronicity of mechanical low back pain. Joint Bone Spine, 72(3), 193-5.
- Valat, J. P., P. Goupille and V. Vedere. (1997). Low back pain: risk factors for chronicity. Rev Rhum Engl Ed, 64(3), 189-94.
- Vergara, M. and A. Page. (2002). Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. Appl Ergon, 33(1), 1-8.
- Waddell, G., D. Somerville, I. Henderson and M. Newton. (1992). Objective clinical evaluation of physical impairment in chronic low back pain. Spine (Phila Pa 1976), 17(6), 617-28.
- Wahlström, J. (2005). Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. Occup Med (Lond), 55(3), 168-76.
- Wilke, H., P. Neef, B. Hinz, H. Seidel and L. Claes. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models. Clin Biomech (Bristol, Avon), 16 Suppl 1, S111-26.
- Winkel, J. and K. Jorgensen. (1991). Significance of skin temperature changes in surface electromyography. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 63(5), 345-8.
- Yang, J. F. and D. A. Winter. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Arch Phys Med Rehabil, 65(9), 517-21.
- Zedka, M., A. Prochazka, B. Knight, D. Gillard and M. Gauthier. (1999). Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. J Physiol, 520 Pt 2, 591-604.



APPENDIX

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

APPENDIX A

SAMPLE SIZE CALCULATION

Aim

To determine the sample size that suited to the current study.

Method

The sample size was calculated from the following equation (Portney and Watkins, 2009):

$$f = \frac{\sqrt{\eta^2}}{\sqrt{1-\eta^2}} \text{ and } \eta^2 = SSb / SSb+SSe$$

From pilot study: Superficial lumbar multifidus muscle activities

SSb (between-groups sum of squares) = 16723.302

SSe (error sum of squares) = 4313.058

$$\eta^2 = 16723.302 / (16723.302+4313.058) = 0.795$$

When $\eta^2 = 0.795$

$$f = \frac{\sqrt{\eta^2}}{\sqrt{1-\eta^2}} = \frac{\sqrt{0.795}}{\sqrt{1-0.795}} = \frac{0.892}{0.452} = 1.973$$

When compared with Table 8.4.4 in (Cohen,1988)

At $\alpha = 0.05$, power = 80% and Dfb = 2: **n = 6**

Therefore, 10 office workers will be the sample size of the present study.

Appendix B

BORG'S CR10

สำหรับประเมินระดับความรู้สึกไม่สบายของร่างกาย

(0 คือ ไม่มีอาการเลย และ 10 คือ มีความรู้สึกไม่สบายมากที่สุด)

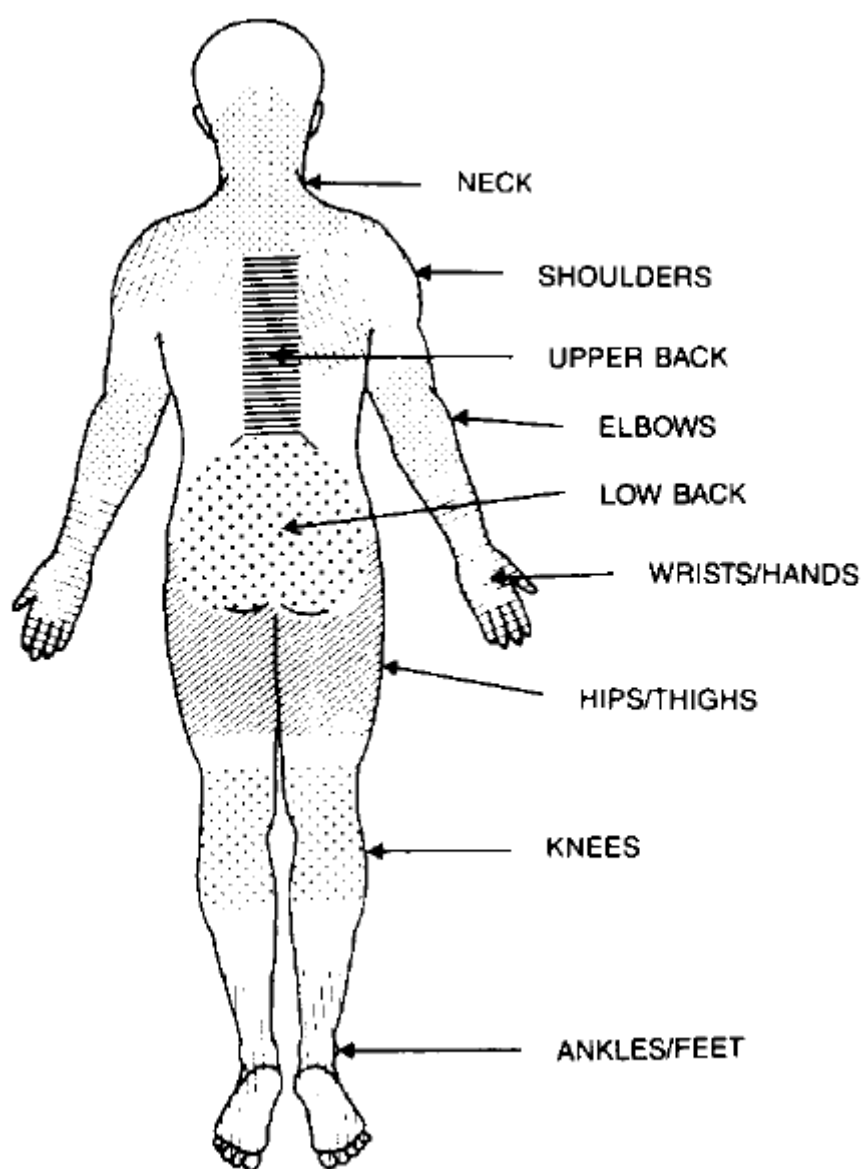
0	ไม่มีความรู้สึกไม่สบายเลย	
0.5	รู้สึกไม่สบายน้อยอย่างยิ่ง	เริ่มรู้สึก
1	รู้สึกไม่สบายน้อยมาก	
2	รู้สึกไม่สบายน้อย	เล็กน้อย
3	รู้สึกไม่สบายปานกลาง	
4		
5	รู้สึกไม่สบายมาก	มาก
6		
7	รู้สึกไม่สบายมากๆ	
8		
9		
10	รู้สึกไม่สบายอย่างยิ่ง	เกือบที่สุด
•	รู้สึกไม่สบายมากที่สุด	

Reference: Modified from Borg in 1990 (Borg, 1990)

APPENDIX C

BODY CHART

แผนภาพร่างกายใช้สำหรับการประเมินความรู้สึกไม่สบายของร่างกายร่วมกับ Borg CR-10



Reference: Kuorinka et al in 1987 (Kuorinka et al., 1987)

APPENDIX D

SITTING POSTURES

รูปทำนั่ง 3 ท่า ที่ใช้ในการวิจัย

1. Upright sitting posture



2. Slump sitting posture



3. Forward leaning sitting posture



APPENDIX F

CHECKLIST FORM

NO.:

Topic	1 st times	2 nd times	3 rd times
Screening form			
Skin fold thickness measurement			
Inform consent form & information sheets			
NO. of Samples for random order			
Placed the electrodes -RA, IO -MF, ICL			
Generate MVICs			
1 st Body perceived discomfort			
Sustain sitting posture 1 hour			
2 nd Body perceived discomfort			
Check & save raw data			
Sign name to received compensation fee			
Time table			

APPENDIX G

SCREENING QUESTIONNAIRE

(แบบคัดกรองสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย)

ชื่อโครงการวิจัย: ผลของการนั่ง 3 ท่าเป็นระยะเวลาานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึกไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน

ข้อมูลส่วนบุคคล

รหัสผู้เข้าร่วมวิจัย อายุ ปี เพศ.....

น้ำหนัก กก. ส่วนสูง ซม. ดัชนีมวลกาย กก/ม²

สำหรับผู้วิจัย: การวัดความหนาของชั้นใต้ผิวหนัง;

- หน้าท้อง (Abdominal):+.....+.....=..... mm

- เชิงกราน (Supra iliac):+.....+.....=..... mm

คำชี้แจง: โปรดระบุเครื่องหมาย ✓ หากท่านมีภาวะดังต่อไปนี้

หัวข้อ	ใช่	ไม่ใช่
1) ท่านมีอาการปวดคอ หลังส่วนบน หรือหลังส่วนล่าง ในช่วง 12 เดือนที่ผ่านมาก่อนวันทดสอบ		
2) ท่านมีประวัติได้รับการบาดเจ็บหรืออุบัติเหตุที่บริเวณกระดูกสันหลัง		
3) ท่านได้รับการผ่าตัดบริเวณกระดูกสันหลัง ภายในช่องท้อง หรือบริเวณกระดูกต้นขา ในช่วง 12 เดือนที่ผ่านมาก่อนวันทดสอบ		
4) ท่านได้รับการวินิจฉัยทางการแพทย์ว่ามีความผิดปกติของโครงสร้างกระดูกสันหลัง		
5) ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นโรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ (rheumatoid arthritis) โรคข้อสันหลังอักเสบชนิดยึดติด (ankylosing spondylitis) เก๊าท์ (gout) เนื้องอก (tumor) โรคเอสแอลอีหรือโรคลูปัส (systemic lupus erythymatosus (SLE)) หรือโรคกระดูกพรุน (osteoporosis)		
6) ท่านอยู่ระหว่างการตั้งครรภ์		
7) ท่านมีภาวะริดสีดวงทวารหนัก		
8) ท่านมีเลือดออกบริเวณก้น เช่น มีแผลเปิด หรือมีภาวะซ้ำ เป็นต้น		

APPENDIX H

PARTICIPANT INFORMATION SHEET

(ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย)

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการนั่ง 3 ท่าเป็นระยะเวลานานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึกไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน

ชื่อผู้วิจัย นายภุริพัฒน์ วาเวินงาม ตำแหน่ง นิสิตปริญญาโท

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่ทำงาน) ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
154 ถ.พระราม 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

(ที่บ้าน) 427/58 หมู่ 2 ต.อ้อมน้อย อ.กระทุ่มแบน จ.สมุทรสาคร 74130

โทรศัพท์ (ที่ทำงาน) - โทรศัพท์ที่บ้าน 028101979

โทรศัพท์มือถือ 0809866668 E-mail: golffy_pw@hotmail.com

ขอเรียนเชิญท่านเข้าร่วมในการวิจัย อย่างไรก็ตาม ก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการวิจัย มีความจำเป็นที่ท่านควรทำความเข้าใจว่างานวิจัยนี้ทำเพราะเหตุใด และเกี่ยวข้องกับอะไร กรุณาใช้เวลาในการอ่านข้อมูลต่อไปนี้อย่างละเอียดรอบคอบ และสอบถามข้อมูลเพิ่มเติมหรือข้อมูลที่ไม่ชัดเจนได้ตลอดเวลา

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

โครงการนี้เกี่ยวข้องกับการวัดการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึกไม่สบายของร่างกายขณะนั่งเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง ในท่านั่ง 3 ท่าที่แตกต่างกัน เพื่ออธิบายผลของการนั่งในท่าที่แตกต่างกันเป็นระยะเวลานานๆ ต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและความรู้สึกไม่สบายของร่างกาย

รายละเอียดของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ท่านได้รับเชิญเข้าร่วมการวิจัยนี้ หากท่านเป็นผู้ที่ประกอบอาชีพพนักงานสำนักงานแบบเต็มเวลา เพศชายหรือเพศหญิงที่มีอายุระหว่าง 20-30 ปี มีดัชนีมวลกายเท่ากับ 18.5-23 กิโลกรัมต่อเมตร² มีประสบการณ์การทำงานในตำแหน่งล่าสุดอย่างน้อย 1 ปี มีการนั่งต่อเนื่องนานอย่างน้อย 2 ชั่วโมงต่อวันในการทำงาน และไม่มีภาวะดังต่อไปนี้

- มีอาการปวดคอ หลังส่วนบน หรือหลังส่วนล่าง ในช่วง 12 เดือนที่ผ่านมาก่อนวันทดสอบ
- มีประวัติได้รับการบาดเจ็บหรืออุบัติเหตุที่บริเวณกระดูกสันหลัง
- ได้รับการผ่าตัดบริเวณกระดูกสันหลัง ภายในช่องท้อง หรือบริเวณกระดูกต้นขา ในช่วง 12 เดือนที่ผ่านมาก่อนวันทดสอบ
- ได้รับการวินิจฉัยทางการแพทย์ว่า มีความผิดปกติของโครงสร้างกระดูกสันหลัง
- ได้รับการวินิจฉัยว่า เป็นโรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ (rheumatoid arthritis) โรคข้อสันหลังอักเสบชนิดยึดติด (ankylosing spondylitis) โรคเก๊าท์ (gout) เนื้องอก (tumor) โรคเอสแอลอีหรือโรคลูปัส (systemic lupus erythymatosus (SLE)) หรือโรคกระดูกพรุน (osteoporosis)
- อยู่ระหว่างการตั้งครรภ์
- มีภาวะริดสีดวงทวารหนัก
- มีเลือดออกบริเวณก้น เช่น มีแผลเปิด หรือมีภาวะซ้ำ เป็นต้น
- มีความหนาของชั้นผิวหนังบริเวณเชิงกรานและหน้าท้องมากกว่า 20 มิลลิเมตร จากการตรวจร่างกายโดยผู้วิจัย (ใช้ Digital outside caliper ในการวัดความหนาของชั้นผิวหนัง ใน 2 ตำแหน่งคือ บริเวณหน้าท้องและเชิงกราน วิธีการวัดคือผู้วิจัยจะใช้เครื่องมือวัดไปที่บริเวณผิวหนังโดยตรง โดยยกชั้นผิวหนังและใช้เครื่องมือหนีบเพื่อวัดความหนาของชั้นผิวหนังในบริเวณนั้นๆ โดยทำการวัด 3 ครั้งและหาค่าเฉลี่ยของการวัด)

วิธีดำเนินการวิจัย

ท่านจะได้รับข้อมูลเกี่ยวกับการวิจัยโดยละเอียดจากเอกสาร “ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย” หากท่านมีข้อสงสัยเพิ่มเติมสามารถสอบถามผู้วิจัยได้โดยตรงหรือติดต่อ

ตามหมายเลขโทรศัพท์ของผู้วิจัยที่ให้ไว้ข้างต้น โดยเมื่อท่านตกลงเข้าร่วมการศึกษา ผู้วิจัยจะขอให้ท่านลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมวิจัย จากนั้นจะมีการเก็บข้อมูลวิจัยใน 2 ส่วน ดังนี้

การประเมินความรู้สึกไม่สบายของร่างกายด้วยแบบสอบถาม (Borg CR-10)

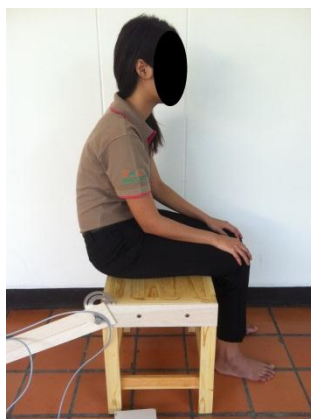
หลังจากที่ท่านลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยแล้ว ท่านจะถูกขอให้ประเมินความรู้สึกไม่สบายของส่วนต่างๆ ของร่างกาย คือ คอ ข้อไหล่ ข้อศอก ข้อมือ หลังส่วนบน หลังส่วนล่าง ข้อสะโพก/ต้นขา ข้อเข่า และข้อเท้า โดยใช้แบบสอบถาม ซึ่งระดับของความรู้สึกไม่สบายจะอยู่ระหว่าง 0-10 การประเมินความรู้สึกไม่สบายของร่างกายนี้ จะทำก่อนและหลังการนั่งเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง

การวัดระดับการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography)

เมื่อท่านประเมินความรู้สึกไม่สบายของร่างกายก่อนการนั่งเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมงแล้ว ผู้วิจัยจะทำการเตรียมผิวหนังของท่านก่อนติดขั้วไฟฟ้าโดยการทำความสะอาดผิวหนังจะทำโดยการใช้สำลีชุบแอลกอฮอล์เช็ดและใช้กระดาษทรายแบบละเอียดเบาบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า หากผู้เข้าร่วมวิจัยมีขนมากต้องโกนขนบริเวณนั้นก่อน ผู้วิจัยจะจัดเตรียมโคมิตโกนสำหรับการโกนขนบริเวณที่ติดขั้วไฟฟ้าและเป็นผู้ทำการโกนขนในบริเวณดังกล่าวด้วยตนเอง โคมิตโกนที่ใช้ในการโกนจะเปลี่ยนใหม่ทุกครั้งที่ทำกรโกน หลังจากนั้นผู้วิจัยจะทำการติดตั้งอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณลำตัวทั้งสิ้น 4 มัดกล้ามเนื้อ ทั้งสองข้าง รวมทั้งสิ้น 9 จุด หลังจากนั้น ท่านจะถูกร้องขอให้นั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมไว้ ในท่านั่งที่แตกต่างกัน 3 ท่า (ท่านั่งตัวตรง ท่านั่งห่อตัว และท่านั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้า) ดังภาพด้านล่าง โดยในแต่ละท่านั่ง จะขอให้นั่งคงค้ำในท่านั้นๆตลอดเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง และมีช่วงพักระหว่างท่านั่งอย่างน้อย 1 วัน



1. ท่านั่งตัวตรง



2. ท่านั่งห่อตัว



3. ท่านั่งโน้มลำตัวไปทางด้านหน้า

จากนั้น ผู้วิจัยจะวัดระดับการทำงานที่มากที่สุดของกล้ามเนื้อลำตัวของท่าน โดยจะวัดในท่านอนหงายก่อน โดยผู้วิจัยจะใช้เข็มขัดรัดบริเวณข้อเท้าของท่านให้ติดกับเตียง จากนั้น จะขอให้ท่านเอามือไว้ที่บริเวณท้ายทอย แล้วงอลำตัวขึ้นต้านกับแรงของผู้วิจัย (โดยผู้วิจัยให้แรงที่บริเวณข้อไหล่ทั้งสองข้าง) จากนั้น จะขอให้ท่านงอลำตัวขึ้นร่วมกับเอียงตัวไปทางด้านซ้าย และด้านขวา ต้านกับแรงของผู้วิจัย และสุดท้าย จะขอให้ท่านนอนคว่ำ ผู้วิจัยใช้เข็มขัดรัดบริเวณข้อเท้าของท่านให้ติดกับเตียง และขอให้ท่านเอามือไว้ที่บริเวณท้ายทอย แล้วแอ่นหลังขึ้นให้ศีรษะ ข้อไหล่ และข้อศอกพ้นจากพื้นเตียง ต้านกับแรงของผู้วิจัย (โดยผู้วิจัยให้แรงที่บริเวณกระดูกสะบักทั้งสองข้าง)

ในแต่ละท่า จะทำซ้ำ จำนวน 3 ครั้ง แต่แต่ละครั้งจะวัดเป็นเวลา 5 วินาที โดยมีระยะพักระหว่างครั้งเท่ากับ 3 นาที และทำทุกวัน หลังจากเก็บข้อมูลจากการนั่ง 1 ชั่วโมงเรียบร้อยแล้ว

ดังนั้นในการเก็บข้อมูลวิจัยนี้จะใช้ระยะเวลาทั้งสิ้นประมาณ 2 ชั่วโมงต่อวัน เป็นเวลาทั้งสิ้น 3 วัน โดยเมื่อเสร็จสิ้นการวิจัยแล้ว ข้อมูลต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะถูกทำลาย และข้อมูลต่างๆ จะถูกแสดงในภาพรวมและเก็บเป็นความลับ

หากกลุ่มตัวอย่างมีความรู้สึกปวดหรือไม่สบายของร่างกายจนทนไม่ไหวขอหยุดทดสอบ กลุ่มตัวอย่างสามารถถอนตัวออกจากการทดลองได้ทันทีโดยไม่มีผลกระทบใดๆถึงผู้เข้าร่วมการวิจัย และหากมีอาการปวดต่อเนื่องสามารถติดต่อเพื่อเข้ารับการรักษาทางกายภาพบำบัดโดยผู้วิจัยได้

ในการเข้าร่วมงานวิจัยครั้งนี้ ท่านไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใดๆทั้งสิ้น และผู้วิจัยจะมีค่าชดเชยเวลาที่สูญเสียไปเป็นการตอบแทนที่ท่านได้กรุณาสละเวลาเข้าร่วมโครงการนี้ในแต่ละครั้งของการเก็บข้อมูลเป็นจำนวนเงิน 500 บาท/ครั้ง และระหว่างที่เข้าร่วมโครงการจะมีอาหารว่างให้รับประทาน และเมื่อการวิจัยเสร็จสิ้น จะมีการส่งผลการวิจัยและคำแนะนำต่างๆ ให้แก่ท่านด้วย

สถานที่ดำเนินการวิจัย

ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิธีการให้ข้อมูลเกี่ยวกับโครงการวิจัยนี้แก่ท่าน

ผู้วิจัยจะให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยโดยละเอียดแก่ท่าน โดยการอธิบายและผ่านเอกสารฉบับนี้ ผู้วิจัยยินดีตอบคำถามของท่านทุกคำถามอย่างดีที่สุดตลอดเวลา

การดำเนินการหากพบว่า ท่านไม่อยู่ในเกณฑ์คัดเข้าและอยู่ในสถานะที่สมควรได้รับการช่วยเหลือ/แนะนำในระหว่างการคัดกรอง

หากท่านไม่ผ่านการคัดเลือกผู้วิจัยจะให้คำแนะนำหรือข้อมูลในการปฏิบัติตนเบื้องต้นแก่ท่านอย่างดีที่สุดเท่าที่ผู้วิจัยสามารถทำได้ เพื่อช่วยแก้ไขปัญหาคัดกรองที่ผู้วิจัยตรวจพบ

ความเสี่ยงที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาวิจัยนี้

การวิจัยครั้งนี้ไม่ก่อให้เกิดความเสี่ยงหรืออันตรายใดๆ ต่อร่างกายของท่าน ผู้วิจัยจะดำเนินการอย่างรอบคอบตามมาตรฐานการวิจัย ในการปกปิดข้อมูลที่ท่านตอบในแบบสอบถาม และการจัดการทำงานของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ ในการนั่งเป็นระยะเวลาานาน 1 ชั่วโมงนั้น อาจทำให้เกิดการเมื่อยล้าของส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น คอ หลังส่วนบนและล่าง เป็นต้น ในกรณีนี้ ให้ผู้เข้าร่วมงานวิจัยนอนพักผ่อนให้เพียงพอ หรืออาจใช้การประคบร้อนร่วมด้วย แต่หากอาการยังไม่ทุเลาลง ผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถติดต่อผู้วิจัยเพื่อดำเนินการรักษาด้วยวิธีการทางกายภาพบำบัดต่อไปได้

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

ข้อมูลที่ได้จากงานวิจัยจะสามารถบอกถึงท่าทางในการนั่งแบบใด ที่ให้ผลดีหรือผลเสียในแง่ของการทำงานของกล้ามเนื้อและความรู้สึกไม่สบายของร่างกาย หากนั่งเป็นระยะเวลาานาน ซึ่งอาจใช้เป็นข้อมูลในการให้คำแนะนำกับผู้ที่ต้องนั่งเป็นระยะเวลาานานๆ ต่อไปได้

สิทธิของอาสาสมัคร

การเข้าร่วมในการวิจัยของท่านเป็นโดยสมัครใจ และสามารถปฏิเสธที่จะเข้าร่วมหรือถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะ โดยไม่ต้องให้เหตุผลและไม่สูญเสียประโยชน์ที่พึงได้รับ ทั้งในแง่ของผลกระทบต่อการดูแลรักษา และหากท่านมีข้อสงสัยให้สอบถามเพิ่มเติมได้โดยสามารถติดต่อผู้วิจัยได้ตลอดเวลา และหากผู้วิจัยมีข้อมูลเพิ่มเติมที่เป็นประโยชน์หรือโทษเกี่ยวกับการวิจัย ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบอย่างรวดเร็ว

การเปิดเผยข้อมูล

ข้อมูลส่วนตัวและข้อมูลอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับท่าน จะได้รับการปกปิดและเก็บเป็นความลับ หากมีการเสนอผลการวิจัยจะเสนอเป็นภาพรวม ข้อมูลใดที่สามารถระบุถึงตัวท่านได้จะไม่ปรากฏในรายงาน

“หากท่านมีข้อสงสัยให้สอบถามเพิ่มเติม สามารถติดต่อผู้วิจัยได้ตลอดเวลา”

หมายเหตุ หากท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามข้อมูลดังกล่าวสามารถร้องเรียนได้ที่ คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ชั้น 4 อาคารสถาบัน 2 ซอยจุฬาลงกรณ์ 62 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์ 0-2218-8147 หรือ 0-2218-8141 โทรสาร 0-2218-8147 E-mail: eccu@chula.ac.th

APPENDIX I

INFORMED CONSENT FORM

(หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย)

ทำที่.....

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการนั่ง 3 ท่าเป็นระยะเวลาานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหลังและ
ความรู้สึกไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน

ชื่อผู้วิจัย นายสุริพัฒน์ วาเวเงินงาม ตำแหน่ง นิสิตปริญญาโท

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่ทำงาน) ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
154 ถ.พระราม 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

(ที่บ้าน) 427/58 หมู่ 2 ต.อ้อมน้อย อ.กระทุ่มแบน จ.สมุทรสาคร 74130

โทรศัพท์ (ที่ทำงาน) - โทรศัพท์ที่บ้าน 028101979

โทรศัพท์มือถือ 0809866668 E-mail: golffy_pw@hotmail.com

ข้าพเจ้า ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียด
ขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้น
จากการวิจัยเรื่องนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด และได้รับ
คำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว

ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย
โดยข้าพเจ้ายินยอม ตอบแบบคัดกรอง แบบสอบถามการรับรู้ความรู้สึกไม่สบายของร่างกาย รวมถึงเข้า

ร่วมการวัดการทำงานของกลุ่มเนื้อขณะนั่งทั้ง 3 ท่า นั่งเป็นระยะเวลาานาน 1 ชั่วโมง ในแต่ละท่า รวมถึงวัดการทำงานมากที่สุดของกลุ่มเนื้อลำตัวใช้เวลารวมประมาณ 40 นาที

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากการศึกษาเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล ซึ่งการถอนตัวออกจากการศึกษานั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจง ผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะเก็บรักษาเป็นความลับ โดยจะนำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวมเท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

หากข้าพเจ้าไม่ได้รับการปฏิบัติตรงตามที่ได้ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย ข้าพเจ้าสามารถร้องเรียนได้ที่คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ชั้น 4 อาคารสถาบัน 2 ซอยจุฬาลงกรณ์ 62 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทรศัพท์ 0-2218-8147, 0-2218-8141 โทรสาร 0-2218-8147 E-mail: eccu@chula.ac.th

ข้าพเจ้าได้ลงลายมือชื่อไว้เป็นสำคัญต่อหน้าพยาน ทั้งนี้ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารชี้แจง ผู้เข้าร่วมการวิจัย และสำเนาหนังสือแสดงความยินยอมไว้แล้ว

ลงชื่อ.....

ลงชื่อ.....

(.....)

(.....)

ผู้วิจัยหลัก

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ลงชื่อ.....

(.....)

พยาน

APPENDIX J

ETHICAL APPROVAL

AF 01-12


คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
 อาคารสถาบัน 2 ชั้น 4 ซอยจุฬาลงกรณ์ 62 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
 โทรศัพท์: 0-2218-8147 โทรสาร: 0-2218-8147 E-mail: eccu@chula.ac.th

COA No. 097/2557

ใบรับรองโครงการวิจัย

โครงการวิจัยที่ 062.1 /57 : ผลของการนั่ง 3 ทำเป็นระยะเวลานานต่อการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว และความรู้สึกไม่สบายของร่างกายในพนักงานสำนักงาน
ผู้วิจัยหลัก : นายภูริพัฒน์ วาเงินงาม
หน่วยงาน : คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้พิจารณา โดยใช้หลัก ของ The International Conference on Harmonization – Good Clinical Practice (ICH-GCP) อนุมัติให้ดำเนินการศึกษาวิจัยเรื่องดังกล่าวได้

ลงนาม..... **ลงนาม.....**
 (รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ปริดา ทักสินประดิษฐ) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทรี ชัยชนะวงศาโรจน์)
 ประธาน กรรมการและเลขานุการ

วันที่รับรอง : 4 กรกฎาคม 2557 **วันหมดอายุ** : 3 กรกฎาคม 2558

เอกสารที่คณะกรรมการรับรอง

- 1) โครงการวิจัย
- 2) ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
- 3) ผู้วิจัย
- 4) ใบประชาสัมพันธ์

เลขที่โครงการวิจัย..... 062-1/57
 วันที่รับรอง..... - 4 ก.ค. 2557
 วันหมดอายุ..... - 3 ก.ค. 2558

เงื่อนไข

1. ข้าพเจ้ารับทราบว่าเป็นการคิดจริยธรรม หากดำเนินการเก็บข้อมูลการวิจัยก่อนได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยฯ
2. หากใบรับรองโครงการวิจัยหมดอายุ การดำเนินการวิจัยต้องยุติ เมื่อต้องการต่ออายุต้องขออนุมัติใหม่ล่วงหน้าไม่ต่ำกว่า 1 เดือน พร้อมส่งรายงานความก้าวหน้าการวิจัย
3. ต้องดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
4. ใช้เอกสารข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัย (ถ้ามี) เฉพาะที่ประทับตราคณะกรรมการเท่านั้น
5. หากเกิดเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ร้ายแรงในสถานที่เก็บข้อมูลที่ขออนุมัติจากคณะกรรมการ ต้องรายงานคณะกรรมการภายใน 5 วันทำการ
6. หากมีการเปลี่ยนแปลงการดำเนินการวิจัย ให้ส่งคณะกรรมการพิจารณารับรองก่อนดำเนินการ
7. โครงการวิจัยไม่เกิน 1 ปี ส่งแบบรายงานสิ้นสุดโครงการวิจัย (AF 03-12) และบทคัดย่อผลการวิจัยภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น สำหรับโครงการวิจัยที่เป็นวิทยานิพนธ์ให้ส่งบทคัดย่อผลการวิจัย ภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น

VITA

Mr. Pooriput Waongenngarm was born on August 10, 1988 in Bangkok, Thailand. He graduated a Bachelor's degree in Physical Therapy (2nd Honor) from the Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, in 2011. He enrolled in a Master degree in Musculoskeletal Physical Therapy, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, in 2011.

