

**LOWER EXTREMITY ALIGNMENT DURING STANDING AND STEP DOWN TASK IN  
NORMAL WEIGHT AND OBESE FEMALES**



**Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Master of Science in Physical Therapy  
at Srinakharinwirot University**

**August 2016**

**LOWER EXTREMITY ALIGNMENT DURING STANDING AND STEP DOWN TASK IN  
NORMAL WEIGHT AND OBESE FEMALES**



**A THESIS  
BY  
WAREERAT SHUM-A-PAI**

**Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Master of Science in Physical Therapy  
at Srinakharinwirot University**

**August 2016**

**Copyright 2016 by Srinakharinwirot University**

**LOWER EXTREMITY ALIGNMENT DURING STANDING AND STEP DOWN TASK IN  
NORMAL WEIGHT AND OBESE FEMALES**

**AN ABSTRACT**

**BY**

**WAREERAT SHUM-A-PAI**



**Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Master of Science in Physical Therapy  
at Srinakharinwirot University  
August 2016**

Wareerat Shum-a-pai. (2016). *Lower extremity alignment during standing and step down task in normal weight and obese females*. Master thesis, M.Sc. (Physical Therapy). Bangkok: Graduate School, Srinakharinwirot University. Advisor Committee: Dr. Chatchada Chinkulprasert.

Step down task is a similar to stair descent that is common physical activity of daily living and important on quality of life. It is also a functional performance test for subject with patellofemoral pain syndrome, knee instability, knee osteoarthritis and sport injury. Although the previous studies have explored the biomechanics of gait and sit-to-stand movement in obese adults, the lower extremity biomechanics during step down task in the obese adults have not been investigated. Therefore, the objectives of this study were to compare the lower extremity alignment during standing and step down task between normal weight and obese individuals. Methods: Fifteen female normal weight adults (BMI 18.5 to 24.9 kg/m<sup>2</sup>) and fifteen female obese adults (BMI  $\geq$  30 kg/m<sup>2</sup>) participated in this study. Sixteen reflective markers were placed according to the Vicon Plug In Gait (PIG) lower body marker set. The kinematic data in the frontal plane of all subjects was recorded during standing and step down task with a three-dimensional motion analysis system. All subjects performed the step down task at preferred and controlled speeds. The metronome was set at 60 beat per min to control speed. Independent-t test were used to compare the hip adduction and knee valgus angles between normal weight and obese during standing and step down task. The significance level were set at  $p < 0.05$ . Results: During standing, the obese group had significantly greater hip adduction and knee valgus angles than normal weight group ( $p < 0.05$ ). During descending and ascending phases of step down task in both preferred and controlled speeds, peak hip adduction, knee valgus and knee varus angles in the obese group was significantly greater than those in normal weight group ( $p < 0.05$ ). Conclusions: The obese persons had greater hip adduction and knee valgus during standing whereas they had greater hip adduction, knee valgus and knee varus angles than during step down task.

แนวการวางตัวของรยางค์ขาขณะยืนหนึ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิง  
ที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน



เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชากายภาพบำบัด

สิงหาคม 2559

วาริรัตน์ ชุ่มภักย์. (2559). แนวการวางตัวของร่างกายขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน. ปรินญาณิพนธ์ วท.ม. (กายภาพบำบัด) กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. คณะกรรมการควบคุม: ดร.ชัชฎา ชินกุล ประเสริฐ.

การก้าวลงบันได (step down) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับการลงบันได (stair descent) ที่มีความสำคัญต่อคุณภาพชีวิตและเป็นกิจกรรมที่พบบ่อยในการทดสอบความสามารถในการเคลื่อนไหวในผู้ที่มีปัญหาของข้อ เช่น ผู้ที่มีอาการปวดเข่าทางด้านหน้า, knee in stability, knee osteoarthritis and sport injury จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า มีแต่การศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวในกิจวัตรประจำวัน เช่น การเดินและการลุกขึ้นยืนในคนที่มีภาวะอ้วน ส่วนการเคลื่อนไหวที่มีความยากลำบากและมีความท้าทายที่มากกว่า เช่น การก้าวลงบันได (step down) ยังไม่มีการศึกษาในผู้ใหญ่ที่มีภาวะอ้วนมาก่อน ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่จะศึกษาเกี่ยวกับแนวการวางตัวของร่างกายทั้งในขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดในคนที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน วิธีดำเนินการวิจัย: ผู้เข้าร่วมวิจัยเพศหญิง ที่มีค่าดัชนีมวลกาย (BMI) อยู่ในช่วงมากกว่าหรือเท่ากับ  $30 \text{ kg/m}^2$  (กลุ่มที่มีภาวะอ้วน) จำนวน 15 คน และเพศหญิงที่มีค่า BMI  $18.5\text{-}24.9 \text{ kg/m}^2$  (กลุ่มปกติ) จำนวน 15 คน หลังจากนั้นทำการติด reflective marker จำนวน 16 อัน ตามแบบของ Vicon Plug In Gait (PIG) lower body marker set ข้อมูลการเคลื่อนไหวในระนาบด้านหน้า (frontal plane) ของผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกบันทึกในขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดโดยใช้เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ ผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคนทำการก้าวลงบันไดด้วยความเร็วปกติ (preferred) และความเร็วที่ควบคุม (control) ด้วยเครื่องให้จังหวะ 60 ครั้งต่อนาที เปรียบเทียบค่ามุม hip adduction และ knee valgus ในขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดระหว่างกลุ่ม โดยใช้สถิติ independent t-test ผลการศึกษา: พบว่าในขณะยืนนิ่งกลุ่มที่มีภาวะอ้วนมีค่ามุม hip adduction และค่ามุม knee valgus มากกว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายปกติอย่างมีนัยสำคัญ ( $p < 0.05$ ) ส่วนในช่วงลงและขึ้นขณะก้าวลงบันไดพบว่า ทั้ง 2 ความเร็ว คือ preferred และ controlled ในกลุ่มที่มีภาวะอ้วนมีค่ามุม hip adduction, knee valgus และ knee varus มากกว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายปกติอย่างมีนัยสำคัญ ( $p < 0.05$ ) สรุปผลการศึกษา: กลุ่มที่มีภาวะอ้วนมีค่ามุม hip adduction และ knee valgus มากกว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายปกติในขณะยืนนิ่ง ส่วนในขณะก้าวลงบันไดมีค่ามุม hip adduction, knee valgus และ knee varus มากกว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายปกติ

The thesis titled  
“Lower extremity alignment during standing and step down task  
in normal weight and obese females”

By  
Wareerat Shum-a-pai

Has been approved by the Graduate School as partial fulfillment of the requirements for the  
Master of Science Program in Physical Therapy of Srinakharinwirot University.

..... Dean of Graduate School  
(Asst. Prof. Dr. Chatchai Ekpanyaskul)

August 2016

Thesis Committee

Oral Defense Committee

..... Major-advisor .....Chair

(Dr. Chatchada Chinkulprasert)

(Assoc. Prof. Dr. Rumpa Boonsinsukh)

.....Co-advisor .....Committee

(Dr. Nitaya Viriyatharakij)

(Dr. Kanokwan Vichaiwong)

.....Committee

(Asst. Prof. Dr. Weerawat Limroongreungrat)

## Acknowledgements

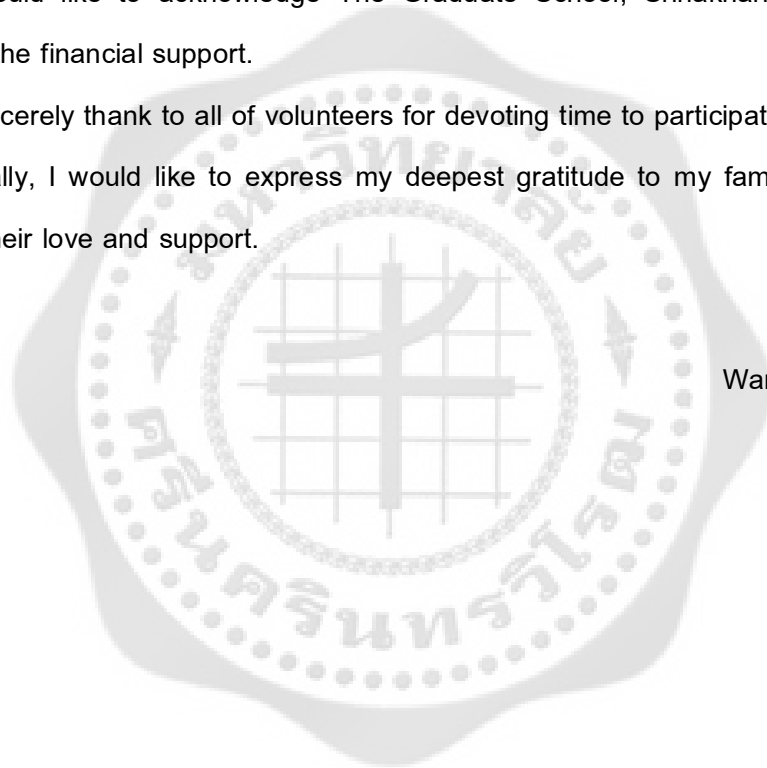
This thesis would not have been possible without the guidance and the help of several people contributed in the completion of this study. First of all, I would like to express my deepest sense of gratitude to my thesis advisor, Dr. Chatchada Chinkulprasert, who offered her continuous advice and encouragement, especially early stage of this thesis.

Gratefully acknowledge Dr. Nitaya Viriyatharakij for the valuable advice, helpful suggestions and crucial contribution.

I would like to acknowledge The Graduate School, Srinakharinwirot University, Thailand for the financial support.

I sincerely thank to all of volunteers for devoting time to participate in this thesis.

Finally, I would like to express my deepest gratitude to my family, especially my parents for their love and support.



Wareerat Shum-a-pai

## TABLE OF CONTENTS

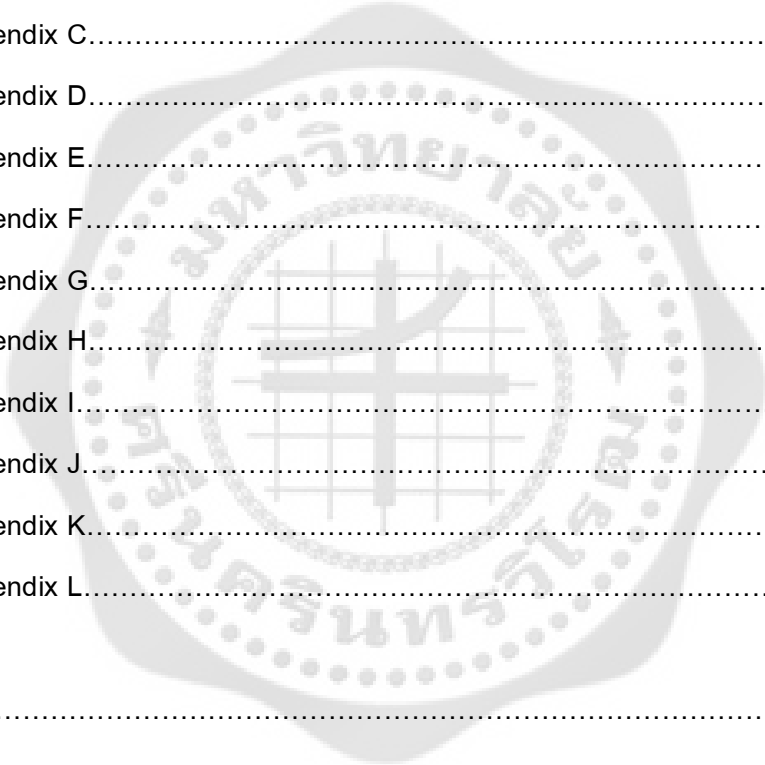
Chapter	Page
1 INTRODUCTION .....	1
Background .....	1
Research question .....	2
Objectives of the study .....	3
Hypothesis .....	3
Expected benefits .....	3
2 THE LITERATURE REVIEW .....	4
Epidemiology .....	4
Obesity and musculoskeletal Disorders .....	5
Obesity and knee osteoarthritis.....	6
Obesity and patellofemoral pain syndrome.....	7
Obesity, muscle strength and knee joint osteoarthritis .....	7
Obesity, skeletal alignment and knee joint osteoarthritis.....	8
Obesity and physical activities of daily living.....	10
Obesity and gait .....	10
Obesity and sit to stand .....	11
Obesity and step down.....	11
The measurement for lower extremity alignment .....	13
Goniometer.....	13
Electrogoniometer.....	13
Photography.....	13
Radiographic. ....	14
Digital videography.....	14
Scion image software.....	14
Kinovea program.....	15

## TABLE OF CONTENTS (CONTINUED)

Chapter	Page
VICON motion analysis.....	15
3 METHODOLOGY .....	16
Participants.....	16
Sample size .....	16
Research design .....	17
Instrumentation .....	17
Procedures .....	19
Data analyses .....	22
Statistical analyses .....	23
4 FINDINGS .....	24
Subjects characteristic .....	24
Intra-tester reliability .....	24
Hip and knee angles in the frontal plane during standing .....	25
Hip and knee angles in the frontal plane during step down task ...	25
Speed and time during step down task .....	28
Muscle strength .....	28
5 DISCUSSION AND CONCLUSION .....	30
Standing in obese .....	30
Step down in obese .....	30
Cycle time and cadence in obese .....	31
Conclusions .....	33
Clinical application .....	33

## TABLE OF CONTENTS (CONTINUED)

<b>Chapter</b>	<b>Page</b>
BIBLIOGRAPHY .....	34
APPENDIX .....	46
Appendix A.....	47
Appendix B.....	49
Appendix C.....	52
Appendix D.....	58
Appendix E.....	63
Appendix F.....	68
Appendix G.....	71
Appendix H.....	73
Appendix I.....	75
Appendix J.....	77
Appendix K.....	84
Appendix L.....	87
VITAE .....	93



## LIST OF TABLES

Table	Page
1 WHO 1998 classification of BMI categories for Euripides .....	5
2 Classification of BMI categories for Asia .....	5
3 Risk factors associated with osteoarthritis.....	6
4 Participants characteristics .....	24
5 Maximum, minimum and range of motion for angles in the frontal plane for obese and normal weight subjects during descending and ascending of step down task in preferred and controlled stepping .....	26
6 Speed and time during step down task for obese and normal.....	28
7 Muscle strength of lower extremity in normal weight and obese....	29
8 Muscle strength of lower extremity normalized by body weight in normal weight and obese.....	29

## LIST OF FIGURES (CONTINUED)

Figure	Page
1 Paradigm of the relationship between obesity and Osteoarthritis...	9
2 Volumn testing of this study .....	18
3 Infrared wand.....	19
4 Step height .....	19
5 Plug-in-Gait lower body placements in anterior, posterior and lateral.....	21
6 Static capture .....	21
7 Standing and step down task in obesity participants .....	22
8 Average hip adduction and knee valgus angles in obese and normal weight groups during standing .....	25
9 Conceptual framework of this study .....	44

## CHAPTER 1

### INTRODUCTION

#### Background

Obesity was recognized as a major pathology and defined as a condition of excessive fat accumulation in adipose tissue (1, 2). The World Health Organization (WHO) defined the obesity as a person with body mass index (BMI) equal to or greater than 30 kg/m<sup>2</sup> (1, 3, 4). The obesity presented major risk factors for increasing number of chronic diseases, cardiovascular disease, stroke, diabetes mellitus, respiratory diseases and musculoskeletal disorders (4, 5). The increased body mass contributed to the physical and mental health problem, social and environmental problem (6).

Obesity was a risk factor to increase the progression of knee osteoarthritis (OA) (7-11). The mechanical link between obesity and OA was the repetitive of greater axial load. Obesity may be the direct factor of OA as it causes an excessive axial load through the knee joint. The previous studies found that BMI and the severity of OA were associated with the varus alignment of knee joint (12-15). However, these studies did not reveal that obesity contributes to varus malalignment which contributes to the knee OA, or obesity leads to the knee OA and develops the varus malalignment (12-15).

The excessive body weight increases the joint reaction force in the lower extremity (12). It also presents a major risk factor for postural balance and muscle strength which are the cause of functional limitation. However, the body shape is influenced by the excessive body mass which affects the posture including the centre of gravity shifts forward, increases the lumbar lordosis together with the pelvic forward tilt, anteversion of the pelvis, internal rotation of the hips, widely separated (genu valgum) knees and flat feet (pedis planus) (16-18).

Obesity adults have more difficulty in performing activities daily living (ADL) than in normal weight adults. They are typically required to transfer body weight or raise their larger mass against the gravity. There are many studies regarding the characteristics of gait and sit-to-stand tasks in obese adults. Increasing the body weight relative to walking have been

reported to be a shorter step length, lower cadence and velocity, a larger step width, a longer stance phase, shorter swing phase in the obese when compared to normal weight individuals (19-21). With regard to the kinematics obese gait, when compare with non obese subjects, the obese group showed greater hip abduction during the latter half of stance and reduced ankle plantar flexion throughout the entire gait cycle. The obesity relative to sit-to stand movement has been showed the reduction forward trunk flexion and a posterior movement of feet from the initial position (22).

Step down task is similar to stair descent that is common physical activity of daily living and important on quality of life (QOL). It is also a functional performance test for subject with patellofemoral pain syndrome, knee in stability, knee OA and sport injury. Moreover, the step down task placed the greater patellofemoral joint compression force and stress when compared to the forward step-up and lateral step-up tasks (23). Although the previous studies have investigated the biomechanics of obese gait or sit-to-stand movement in the obese adults, the obesity contributes to the malalignment of lower extremity during performing step down task have not been investigated. Therefore, this study aims to compare the lower extremity alignment between normal weight and obesity individuals during standing, preferred and controlled speeds step down task.

### **Research Question**

1. Is there difference in lower extremity alignment during standing between normal weight and obese individuals?
2. Is there difference in lower extremity alignment during preferred speed step down task between normal weight and obese individuals?
3. Is there difference in lower extremity alignment during controlled speed step down task between normal weight and obese individuals?

## **Objective**

### **General Objective**

To compare the lower extremity alignment during standing and step down task between normal weight and obese individuals.

### **Specific Objectives**

1. To compare hip adduction and knee valgus angles during standing between normal weight and obese individuals.
2. To compare hip adduction and knee valgus angles during preferred speed step down task between normal weight and obese individuals.
3. To compare hip adduction and knee valgus angles during controlled speed step down task between normal weight and obese individuals.

### **Hypothesis**

1. There are differences in hip adduction and knee valgus angles during standing between normal weight and obese individuals.
2. There are differences in hip adduction and knee valgus angles during preferred speed step down task between normal weight and obese individuals.
3. There are differences in hip adduction and knee valgus angles during controlled speed step down task between normal weight and obese individuals.

### **Expected Benefits**

To provide the lower extremity kinematic data of step down task between obese and normal weight individuals for the clinician. The clinician should be careful during prescription the step down exercise in obesity.

## CHAPTER 2

### THE LITERATURES REVIEW

#### 1. Epidemiology

Obesity is a most chronic disease that is spread throughout the world (1-3). World Health Organization (WHO) found that obesity was a major health problem (24). In Thailand, Bureau of health promotion reported that people aged above 15 years old were obesity 21.7 percent and top five of the Asia pacific (25). There are obesity 17 million people in others country and likely to become obesity increased 4 million people per year. A survey of the Ministry of Public Health, Thailand in 2004, the population 15 years old or more was 22.5% in males and 34.4% in females with obesity (25). WHO categorized the obesity into three classifications (as shown in Table 1) (4).

Weisell RC, 2002 stated that Asia appeared to present a particularly unique situation. The Asian population has always been characterized as 'small' or 'lean'. However, the populations of the Asian region are not homogeneous. If looking at the BMI risk-based cut-off points classified by WHO 1998 for a North American and European population, the prevalence of overweight and obesity appeared to be lower than elsewhere in the world. For this reason, a tailoring of the BMI cut-off points for Asia is a necessary situation (4).

The WHO Western Pacific Regional Office, the International Obesity Task Force proposed the classification of BMI categories for Asia which the BMI cut-off points for obesity were lower than the cut-off points in European (4). However, the prevalence of obesity was common in both children and adult. The prevalence in females was found more than males (27, 28).

Table 1 WHO 1998 classification of BMI categories for Euripides (4)

Classification	BMI (kg/m <sup>2</sup> ) Principal cut-off points	Risk of co-morbidities
Underweight	< 18.50	Low (but increased risk of other clinical problems)
Normal range	18.50-24.99	Average
Overweight:	≥ 25	
Pre-obese	25-29.99	Increased
Obese I	30-34.99	Moderate
Obese II	35-39.99	Severe
Obese III	≥ 40	Very severe

Table 2 classification of BMI categories for Asia (4)

Classification	BMI (kg/m <sup>2</sup> ) Principal cut-off points
Underweight	< 18.50
Normal range	18.50-22.99
At-risk of obesity	23-24.99
Obese I	25-29.99
Obese II	≥ 30

## 2. Obesity and musculoskeletal disorders

Adult obesity has been associated with a higher prevalence of musculoskeletal disorders (MSDs), primarily affecting the lower limbs (29). The MSDs such as osteoarthritis (OA) are the cause of pain and disability. Pain is the most vital symptom for OA, and is the most important cause of disability in OA. Obesity has been identified as a risk factor for progression of OA in weight bearing joints, especially the hip and knee joints (30).

## 2.1 Obesity and osteoarthritis

Osteoarthritis is a degenerative condition that can affect one or more joints. It is a common cause of disability (31). The risk factors OA (such as age, obesity, genetic predisposition, joint congruency, increased mechanical stress and congenital anomalies) (13, 32). That have been categorized into constitutional and local factors (as show in table 3) (14, 15, 32). Obesity is the most important risk factor that leads to the development and progression of OA. The increased weight bearing and repetitive load during walking has been implicated in the predisposition of OA (33).

Table 3 risk factors associated with OA (14-15, 32)

Constitutional factors	Local factors
Genetic factors	Extrinsic
Age	Joint injury
Gender	Participation in sports
Ethnicity	Intrinsic
Bone metabolism	Skeletal alignment
Levels of estrogen and other hormones	Muscle weakness
Nutritional factors	Joint laxity
Obesity	Joint proprioception

Knee OA is the most common type of arthritis. There are many risk factors of knee OA including obesity, gender, knee injury, genetic factors, nutritional factors etc.) (14, 15, 32). Moreover, obesity is also a risk factor for the progression of OA. Despite the risk that cause defined by obesity, the mechanism by which the excessive body weight influences disease onset and progression is unclear (32-33). Shama et al, (12) concluded that a relationship between BMI and OA severity in those with varus knees, but not those with valgus alignment (33). Although the knee adduction moment, which concentrates load to the

medial tibiofemoral compartment. Representing, increasing the body weight would increase joint reaction forces, which may adversely affect to joint cartilage.

## **2.2 Obesity and patellofemoral pain syndrome**

Patellofemoral pain (PFP) is one of the most common and clinically challenging knee pathologies and is among the most common diagnoses in sports medicine (34-35). PFP may be caused by overuse, injury, excessive weight, a kneecap that is not properly aligned (patellar tracking disorder), or changes under the kneecap. Excess weight increases the amount of pressure on the knee joints and directly related to knee pain, limits activity (such as walking, stairs climbing) and increases the risk of needing a total knee replacement (36-37). Research has shown that shedding excess weight can decrease the risk for osteoarthritis of the knee joint. In sufferers, losing weight can decelerate the development of the disease. However, excessive weight or obesity can increase the risk of developing painful disorders of the knee joint (36-37).

## **3. Obesity, muscle strength and knee joint osteoarthritis**

Based on the literature review found that the obesity, the muscle mass and muscular strength are relative to the progression of articular cartilage deterioration in knee OA (30). Obesity may be associated with a relative reduction in muscle strength and neuromuscular control, additional fat mass may also act as a protective mechanism by effectively damping the transmission of impulsive transients (30). Syed and Davis (38) proposed that reduced muscle strength relative to body weight induces earlier fatigue of the quadriceps muscles in the obese which, reduces shock attenuation and increases the loading rate and variability at the knee during gait, respectively. One study suggested that articular cartilage may respond to physical activity, whereby peak mineral density may be maximized with exercise but mainly during maturation. However, the volume and mechanical properties of knee joint cartilage appear largely independent of physical activity. Although training appears to have slight effect on cartilage morphology, the volume of articular cartilage found to be moderately related to the body weight and the body height, at least in part, to account for the different effect of gender on cartilage morphology at the knee (36,

37). While the volume measurements largely reflective differences in bone size (30, 38). The study found that, even after adjustments for differences in bone area was created, the volume of articular cartilage, particularly of the medial compartment of the knee, was positively related to regional and the body muscle mass. In addition, reduced body muscle mass was associated with a greater loss of cartilage, suggesting that body muscle mass and potentially muscular strength may be more important than adiposity in the development of the knee OA (30).

#### **4. Obesity, skeletal alignment and knee joint osteoarthritis**

Obesity is a risk factor in the onset and progression of musculoskeletal conditions (i.e. OA, rheumatoid etc.) at lower extremity joint (15, 18, 39-46). Excessive body weight results in increased axial load affect to joint position and alignment are influence on the knee joint forces and progression of knee OA in the obesity by altering stress distribution within the joint. The repetitive application of increased axial load may impact on the load distribution at lower extremity joint especially at the knee joint which leads to malalignment of the knee joint (see Figure 1).

Varus malalignment are the most common deformity of knee OA. The previous studies found that the knee is varus malalignment; the moment arm of ground reaction force vector is increased, resulting in increased knee adduction moment. Valgus malalignment results in a more lateral position ground reaction force vector and increases forces across the lateral knee compartment (47-52). In patients with knee varus malalignment, the relationship between BMI and OA severity was greatly reduced after accounting for the malalignment, suggesting that the BMI effect was explained by the severity of varus malalignment. The results from cross sectional studies can not reveal the direction of relationships (i.e., obesity contributes to varus malalignment which leads to OA, or obesity contributes to OA and varus malalignment develops subsequently). The body weight forces, which fall through medial compartment, are concentrated by progressive varus malalignment. Although, obesity associated malalignment is secondary to OA, it may be that obesity contributes to progressive knee OA by amplifying and/or accelerating a cycle of medial compartment cartilage loss and varus malalignment (see Figure 1).

The previous study explained that there are two factors affecting the osteoarthritis of the joints is systemic factor. Another factor is when weight gain would change increase of the weight falls on the center of the body line (53-54). BMI and the severity of OA associated to the varus alignment of knee joint (12-15). However, these studies did not reveal that as obesity contributes to varus malalignment which contributes to the knee OA, or obesity leads to the knee OA and develops varus malalignment (see Figure 1) (12-15).

Mostly, the obesity displays the protrusion of abdomen which results in anterior displacement of the center of gravity, associated with an increase in lumbar lordosis and anteversion of the pelvis, internal rotation of the hips, widely separated (genu valgum) knees and flat feet (pedis planus) (18).

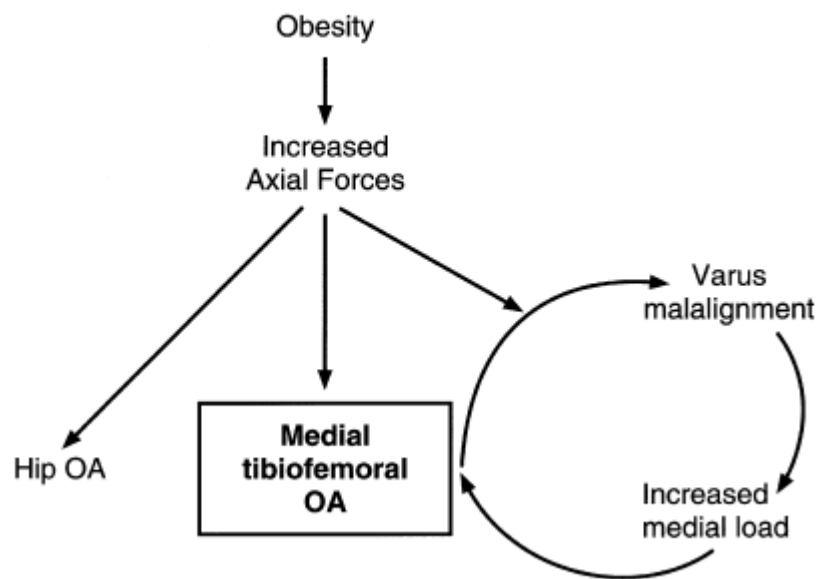


Figure 1 Paradigm of the relationship between obesity and OA at different joint sites (12)

Although obesity can contribute to knock knees in children and contribute to varus malalignment which leads to OA, there is a lack of research regarding the lower extremity alignment of obesity, particularly in adults. To understand how is the difference of lower extremity alignment between normal weight and obese individuals, therefore, the purpose of this study will compare the lower extremity alignment between normal weight and obese individuals during standing.

## 5. Obesity and physical activities of daily living

Physical activity is defined as any bodily movement produced by skeletal muscles that require energy expenditure such as walking, stair climbing, getting in and out of automobiles, cycling, and participating in sports. It is required to ascertain whether obese adults have difficulty performing activities in which they are typically required to transfer body weight or raise their larger mass against gravity, such as ascending stairs and rising from bed (17, 19).

### 5.1 Obesity and gait

The previous studies regarding the temporospatial characteristics of obese gait reported that preferred walking speeds have been consistently reported to be slower in the obese when compared with normal weight individuals, with concomitant reductions in step length and step frequency (21, 55-56). In addition to a reduced walking speed, a longer stance phase duration (~3%), shorter swing phase (~5%) and a greater period of double support have also been reported when compared normal weight individuals (21, 55). These changes have been interpreted as representing an underlying instability in the obese. With a slower walking speed and longer period of double support was to assist with the maintenance of dynamic balance (21, 56). Some studies also noted a larger step width in obese adults when compared with normal-weight adults walking at their preferred speed (21).

With regard to the kinematics obese gait, when compare to non obese subjects, the obese group showed greater hip abduction during the latter half of stance and reduced ankle plantar flexion throughout the entire gait cycle. The previous study investigating the sagittal kinematics and kinetics of obese gait at preferred speed found that obese adults showed reduced flexion occurring at both the hip (~5°) and knee(~4°) during stance and relatively greater plantar flexion occurring at the ankle (~6°) when compared with the non obese group (55). Despite their greater mass (~180%), absolute joint torques at the hip and knee of the obese were not significantly different from that of lean subjects walking at the same speed (55). Knee joint torque was significantly lower (~46%) but ankle torque

substantially higher (~89%) in the obese when compared with their non obese counterparts walking at the same speed. The study investigating the frontal plane movement of the lower limb in morbidly obese walking found that obese gait displayed greater rear foot eversion linearly associated with higher BMI values (57). The excessive rear foot movement associated with obesity might place additional strain on musculotendinous structures of the lower limb, thus increasing the likelihood of injury (57).

## **5.2 Obesity and sit to stand**

Sit-to-stand movement (STS) is an important functional activity in daily living. In theory, maintaining upright balance while standing from a seated position requires a complex interplay between generating sufficient forward and vertical impulses and precise control of the centre of mass within the limits afforded by the base of support: the feet (58). Generally, the STS task in normal weight was characterized by a forward trunk flexion, which resulted in the hip joint torque that was approximately twice that of the knee (22). In contrast, the STS task in obese was characterized by reduced trunk flexion and a posterior movement of the feet from their initial position (22). The movement strategy in obese resulted in relatively low hip joint torque but a heightened knee joint moment, which was almost double that observed in normal weight adults (22, 59).

## **5.3 Obesity and step down task**

Step down task is a similar to stair descent that is common physical activity of daily living and important on quality of life (QOL). In addition, it is a functional performance test for subject with patellofemoral pain syndrome, knee instability, knee OA and sport injury. The sequence of stair descent, in the stance phase can be divided into sub-phases described as weight acceptance, forward continuance and controlled lowering. Weight acceptance occurs from foot placement of the swing leg on to the lower tread to toe-off of the stance leg from the upper tread. During the forward continuance phase, the whole body center of mass (CM) is progressed forward but does not undergo any vertical translation. Knee extends and the body slightly rises when moving forward. The whole body center of mass is also progressed forward. During controlled lowering, the whole

body center of mass is lowered in the transverse plane (60). The sequence of stepping down, the subject began by standing with straight legs (i.e. anatomical position). With initiation of movement, ankle dorsiflexion, and knee and hip flexion occurred almost simultaneously in the supporting leg. As flexion (hip, knee and ankle) continued, the heel of the supporting limb was raised which occurred almost simultaneously the toes of the contra-lateral limb contacting on the lower step. The knee of the supporting limb continued to flex after contra-lateral limb touchdown and reached a maximum flexion to ensure the trailing foot cleared the step as the limb was swung forwards (53).

There are only few studies that investigated the lower extremity kinematics during stair descent particularly in frontal plane (54). They found that there were changes of the hip and pelvis motion in frontal plane during stair descent. Increased obliquity of the pelvis was observed (ipsilateral side higher) and the hip was more adducted in the second half of stance in older adults. These differences resulted in the greater frontal plane range of motion (ROM) for the pelvis and hip in older adults ( $p < 0.05$ ) (61-63).

Obesity have been identified as important factors for the development and progression of foot deformities, varus/valgus angular deformities of the knee, slipped capital femoral epiphysis and have long term implications for developing osteoarthritis (54). Due to the step down task placed the greater patellofemoral joint compression force and stress when compared to the forward step-up and lateral step-up tasks (23).The stepping down movement may be greater the difficulty of activity in obesity individuals than that in normal weight individuals.

To date, there is no study that reported the differences in movement strategy between obese and normal weight individuals during stepping down. To achieve for understanding the lower extremity alignment during step down task in obese individuals, therefore, this study aims to compare the lower extremity alignment between normal weight and obese individuals during preferred and controlled speed step down task.

## **6. The measurement for lower extremity alignment**

### **6.1 Goniometer method**

The alignment of lower limbs was recorded using a standard long-arm as described by Cibere et al (64). Participants stood on the foot maps. The axis of the goniometer was positioned over the center of the patella, and the arms were aligned with the mid-thigh above the knee and with the center of ankle joint below the knee. Angles were recorded to the nearest degree, with  $180^{\circ}$  regarded as neutral. This method was found to be high reliable intra-class correlation coefficient (ICC) 0.84 (65). However, the limitation of this method is not able to measure the dynamic movement (65).

### **6.2 Electrogoniometer**

An electrogoniometer measures joint angular rotation during movement. The device typically consists of an electrical potentiometer built into the pivot point (hinge) of two rigid arms (66). The advantage of this method is that the output signal can be immediately recorded or conversed into a computer (6, 67). The ICC for inter-tester reliability of joint measurements ranged from 0.57 - 0.80 and the ICC inter-tester reliability of joint angle measurements ranged from 0.75 –0.88 (4, 28). The limitations of this method are that firstly it cannot measure the absolute angle data. Secondly, it may require an excessive length of time to fit and alignment, and the alignment over fat and muscle tissue can vary over the time of the movement. Finally, the movement can be impeded by the straps and cables (68).

### **6.3 Photography**

Photography is one of the oldest techniques for obtaining kinematic data. Using digital photographs, fair to excellent intra-tester (ICC range from 0.70-0.99) and inter-rater (ICC range form 0.75-0.97) reliability were observed for static knee alignment and limb-length measures (69).

#### **6.4 Radiography**

Radiography is an invasive technique measurement. The radiographic method is a current gold standard for measuring frontal plane alignment in standing position. The long leg radiograph, which extends to the hip and ankle (anatomical axis), represented the true mechanical axis of the knee joint (70). The ICC for intra-rater reliability ranged from 0.90 to 0.99 (71). The disadvantage of this technique in research is expensive, lack of availability, and exposure to radiation (70).

#### **6.5 Digital videography**

Digital videography is one of the most popular methods for collecting kinematic data in both clinical and laboratory settings. It has replaced the photography and cinematography analysis. The system typically consists of one or more digital video cameras, a signal processing device, a calibration device, and a computer. Two-dimensional (2D) movement analysis was performed with one camera whereas three-dimensional (3D) analysis required two or more cameras. The procedures involved in video-based systems typically require markers to be attached to a subject at selected anatomic landmarks. Two-dimensional and 3D coordinates of markers are identified in space a computer and are then used to reconstruct the image (or stick figure) for subsequent kinematic analysis (66).

Video-based systems are used to analyze human functional activities ranging from whole-body motion to small motor task (66).

#### **6.6 Scion Image software**

The Scion Image is free software to support the image capture. This software may be used to capture, display and analyze image (72). The inter-rater reliability (ICC) ranged from 0.65-0.97. Scion image provides validity and reliability measurements of specific structures (72).

### **6.7 Kinovea software**

Kinovea is free download and mostly used to sport movement analysis. It can be measure angle, distances and times. This software required input video formats AVI, MPG, MOV, WMV, MP4, FLV, 3GP, MKV, VOB, MOD, TOD. The data analyses are spreadsheet: ODF, MS-Excel XML, XHTML, Simple text (73).

### **6.8 VICON motion analysis**

Motion Systems is a software technology which has been successful in the development and use of technology for capturing and analyzing motion and behavior patterns in three dimensional. Human motion is recorded by video cameras, captured and converted into digital format and then analyzed using application-specific software. This data enables an objective, reproducible and highly accurate documentation of the movements performed. 3D video-based systems can be useful for analyze simultaneously three planes of the movement whereas 2D movement analysis can analyze only each plane of movement. The inter-rater reliability (ICC) for motion analysis measurements of kinematic data ranged from 0.23-0.76 (74, 75).

## CHAPTER 3

### METHODOLOGY

#### 1. Participants

Participants were included in the study if they met the following criteria females aged 18-49 years old; calculate BMI for the group of participants. They were divided into two groups; normal weight group (BMI = 18.5-24.9 kg/m<sup>2</sup>) and obese group (BMI ≥ 30 kg/m<sup>2</sup>). Participants present no pain on lower extremity.

The exclusion criteria for participants from two groups were the BMI less than 18.5 kg/m<sup>2</sup>. Had neurological diseases such as stroke, paralysis, multiple sclerosis, etc., and neuromuscular disease such as spinal muscular atrophy, systemic lupus erythematosus. There had no fracture, history of lower extremity surgery and trauma to the hip, knee and ankle joint. Participants signed the inform consent before participating in the study. This study was approved by the ethical committee of the Institutional Review Board (IRB) at the faculty of Health Science, Srinakharinwirot University, Thailand (HSPT 2014-005).

#### 2. Sample size

Sample size was calculated from the pilot study that compares the lower extremity alignment between normal weight and obese females. The significance alpha level was set at 0.05. The power level was set at 80%. Sample size for this study was calculated by following equation;

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 \sigma^2}{\Delta^2}$$

$\sigma^2$  = pool variance hip adduction = 2.82

$\Delta$  = difference in mean between two group = 1.76

$$\alpha = 0.05 \text{ (2-sided), } Z_{\alpha} = 1.96$$

$$\beta = 0.20, 1 - \beta = 0.80, Z_{\beta} = 0.84$$

$$n/\text{group} = 14.309, \approx 15 \text{ participants}$$

From the above calculation, the sample size for this study was 15 participants in each group.

### 3. Research Design

This study was observational (cross-sectional) design.

### 4. Instrumentation

Ten VICON cameras (T-series) captured the 3D trajectories of sixteen reflective markers (14 millimeter) placed on the body of participants based on the Plug-in-Gait lower body model (VICON, Oxford Metrics, Oxford, UK). The cameras were positioned so that all of the markers were captured within the volumn testing (Figure 2). Video cameras (Bonita video) were recorded during standing and step down task. The infrared wand included five reflective markers was used to create the recording volumn testing (Figure 3). VICON Nexus version 1.8.5 was used to analyze the hip and knee angles for the frontal plane. The joint angles were computed by VICON Nexus and report by VICON Polygon software version 4.1.

Anthropometric data were the body weight, height, leg length, knee wide and ankle wide. The body weight of subjects was measured by bathroom scale. Subject's height was measured by the height gauges. This body weight and height was used to calculate body mass index. Leg length was measured by tape measurement from ASIS to medial malleolus. The knee and ankle width of subjects was measured by small anthropometer caliper (Lafayette Instruments, Lafayette, INDIANA, model 01291).

Subcutaneous fat measurement was important to distinguish between fat and other tissues such as muscle and bone density. The Skin fold caliper (5028/0029 PAT.NO 3,008,239 beta technology incorporated Cambridge, Maryland) was used to determine the percentage of body fat at the location of suprailiac crest, thigh and triceps (76). The

percentage of subcutaneous fat was calculated according to the Modified Jackson & Pollock (77).

Lower extremity muscle strength (i.e., hip extensor, hip abductor, hip external rotator, knee extensor and ankle plantar flexor) was measured by Nicholas handheld dynamometer (HHD) (Base line of Electronic Push/Pull Digital Dynamometer NO 12-0342). This dynamometer uses a load cell force-detecting system that measures static force ranging from 0 to 199.9 kg.

The step dimension was 17.0 centimeter which was in agreement with values proposed for the design of stairs in public environments (Figure 4). Three trials of 3 repetitions of each step down task were measured. Metronome was used to control movement of step down task. It was set at 60 beat per minute; 1 second step down and 1 second reverse step down.

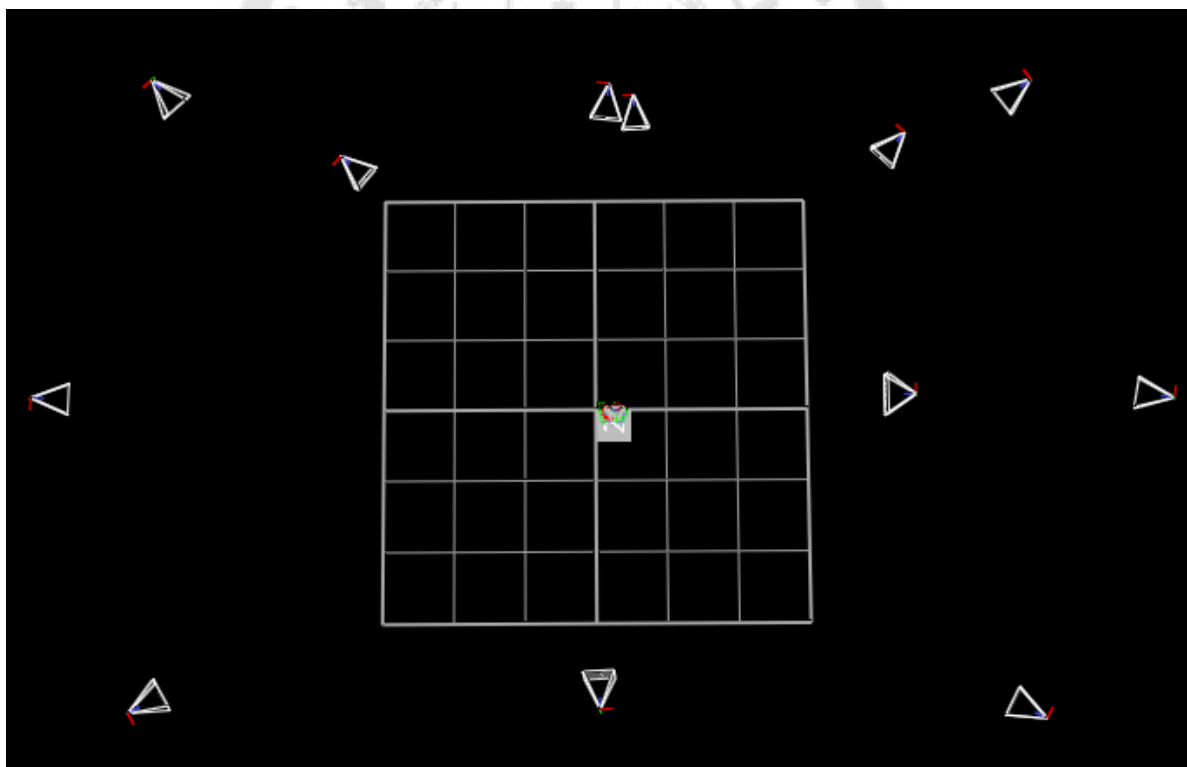


Figure 2 Volumn testing of this study



Figure 3 Infrared wand



Figure 4 Step height

## 5. Procedures

Weight, height, waist and hip circumference and subcutaneous fat were measured. They were also required to complete the screening: HOOS (78), KOOS (79, 80) and FAOS (81) (appendix B, C, D and E).

Prior to the data collection, the system were calibrated in two parts: a dynamic and a static system. The dynamic calibration was performed by using infrared wand with 5 reflective markers at the end. The infrared wand was waved around in order to establish the recording volumn. After that, a static calibration was performed (Figure 3). A static calibration was performed using infrared wand with 3 reflective markers (an L-shaped frame), which was placed at the centre of the capture volumn to set the origin of the system.

The X axis was the anterior/posterior direction to capture flexion and extension movement, while the Y axis was the lateral/medial direction to capture adduction and abduction movement and the Z axis was the vertical direction to capture internal and external rotation movement.

Hip extensor strength in prone position, hip abductor strength in side-lying position, hip external rotator, knee extensor and ankle plantar flexor strength in sitting position were calculated based on each movement direction. The examiner applied resistance in a fixed position and the person being tested exerted a 5 second isometric maximum voluntary contraction against the dynamometer and the examiner (as shown in appendix F).

Sixteen reflective markers were placed on the body of participants based on Plug-in-Gait lower body model. These markers were attached at both ASIS, posterior superior iliac spine (PSIS), lateral epicondyle of the knee, lateral 1/3 surface of the thigh, lateral 1/3 of the shank, lateral malleolus, second metatarsal head and calcaneus (Figure 5).

Prior to the data collection, the participants were examined the dominant leg by kicking a ball and placing the foot on the step. The data were collected during standing and step down task. After that, the participants were given the opportunity to practice until they felt comfortable with their performance. The instructions for the participants during step down task, the starting position of all participants stood with both legs on the step. Then, the participants lifted the non-supporting limb off the step until the heel of non-supporting limb touched on the floor and reversed this movement by lifting non-supporting limb up and returning to the starting position. The participants performed the task 3 repetitions per trial and 3 trials for each limb. Each participant was required to step down task at preferred and controlled speed. The metronome was used to control the speed of movement at 60 beat per minute (b/m).

The 3D coordinates of the reflective markers were collected during the standing and step down task at a sampling rate of 100 Hz. Reflective markers were identified manually within the VICON Nexus software. Marker trajectories were used a Woltring filter for smoothing data. VICON Polygon software was used to quantify motion of the hip and knee angles based on standard anatomical conventions.

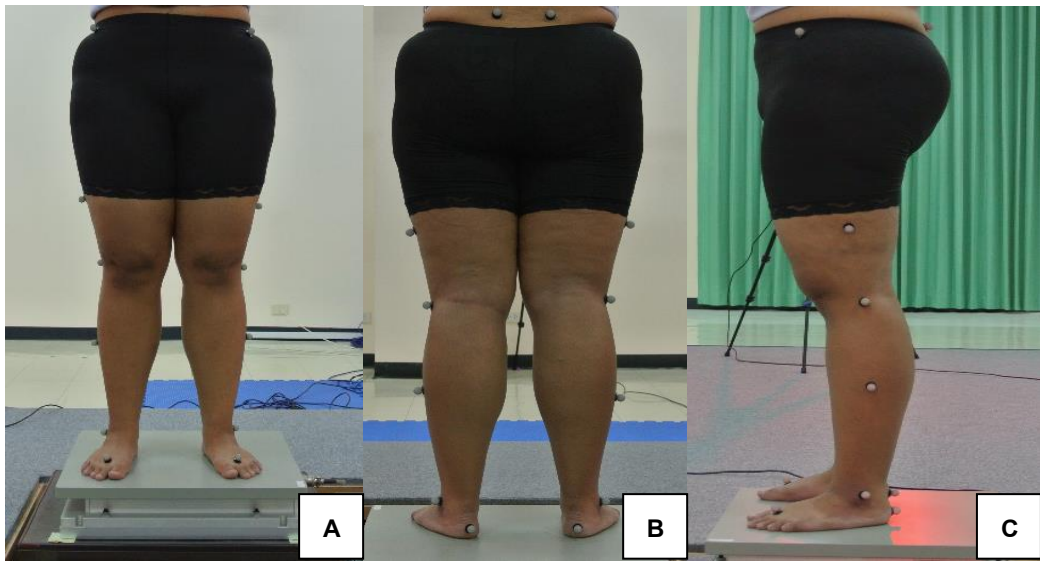


Figure 5 Plug-in Gait lower body placements in anterior (A), posterior (B) and lateral (C)

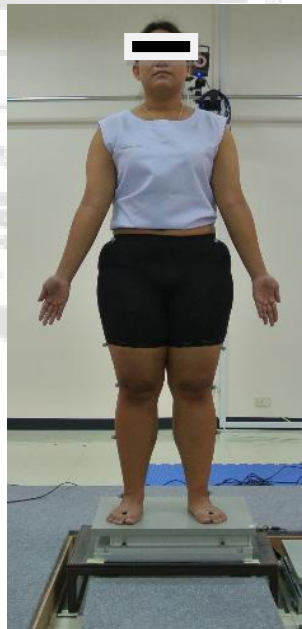


Figure 6 Static capture

## 6. Data Analyses

The kinematic data were used to process the data in the frontal plane and calculate the hip adduction and knee valgus angles of the supporting limb (on step) by VICON Nexus and VICON Polygon software. These angles were analyzed during standing (double support phase) and step down task (descending and ascending phase). Descending phase was period that the heel of non-supporting limb touched to the ground whereas the ascending phase, the participants reversed this motion to the starting position was. Hip adduction and knee valgus angles were expressed as a minimum and maximum value from second cycle (i.e., descending and ascending phases) of each trial during step down task (Figure 7).

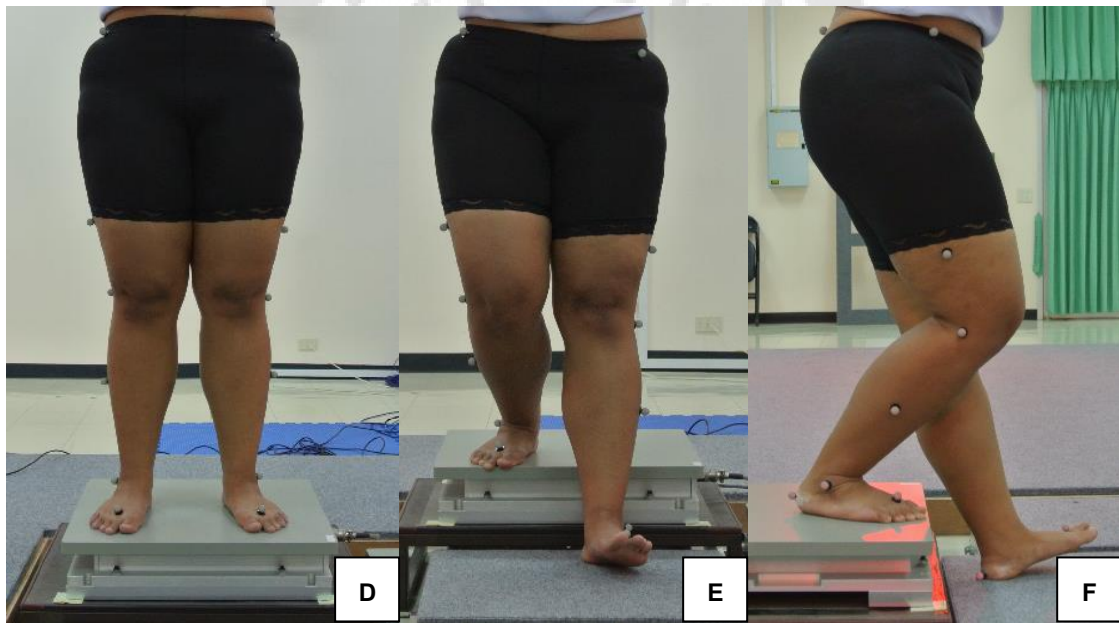


Figure 7 Standing (D) and Step down task (E and F) in obesity participants

## 7. Statistical Analyses

SPSS version 11.5 was used to analyses all statistical. The normal distribution of hip adduction and knee valgus angles were tested by the Kolmogorov-Smirnov Goodness-of-Fit Test. Independent-t test was used to compare the hip adduction and knee valgus angles between normal weight and obesity individuals. The significance level was set at  $p < 0.05$ .



## CHAPTER 4

### FINDINGS

#### 1. Subjects characteristics

There were 30 participants included in to this study. All data were presented the dominant limb as means and standard deviations (SD). Table 4 were provides the characteristics of all participants (15 normal weight participants (BMI= 18.5-24.9 kg/m<sup>2</sup>) and 15 obese participants (BMI $\geq$  30 kg/m<sup>2</sup>)). The participants were found significant differences in weight and body mass index ( $p<0.05$ ) between normal weight and obese groups (Table 4).

Table 4 Participants characteristics

Characteristics	Normal (N=15)	Obese (N=15)	p-Value
	Mean ( $\pm$ SD)	Mean ( $\pm$ SD)	
Age (years)	22.40 ( $\pm$ 4.42)	21.47 ( $\pm$ 4.50)	0.571
Weight (kg)	53.27 ( $\pm$ 6.94)	90.85 ( $\pm$ 11.70)	0.001*
Height (cm)	160.73 ( $\pm$ 7.26)	162.67 ( $\pm$ 6.83)	0.459
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	20.56 ( $\pm$ 1.46)	34.34 ( $\pm$ 3.29)	0.001*
leg length (cm)	81.70 ( $\pm$ 1.85)	82.43 ( $\pm$ 1.49)	0.242
% Body fat	37.99 ( $\pm$ 0.04)	49.08 ( $\pm$ 7.91)	0.001*

% Body fat = Percentage of body fat

#### 2. Intra-tester reliability

Intra-tester reliability of hip adduction and knee valgus angles were within excellent which found to be 0.97 (0.76-0.99) and 0.99 (0.86-0.99) of the angles (appendix A1).

Intra-tester reliability of hip extensor muscle strength were found to be 0.98 (0.87-0.98), hip abductor 0.98 (0.83-0.99), hip external rotator 0.97 (0.76-0.97), knee extensor 0.98 (0.81-0.98) and ankle plantar flexor 0.98 (0.79-0.96) (appendix A2).

### 3. Hip and knee angles in the frontal plane during standing

During standing phase; there were significantly greater hip adduction and knee valgus angles shown in the obese ( $13.14 \pm 1.76$ ,  $-10.16 \pm 1.73$ ) group during standing as compared to normal weight ( $11.36 \pm 1.65$ ,  $-7.04 \pm 1.51$ ) group (Figure 8).

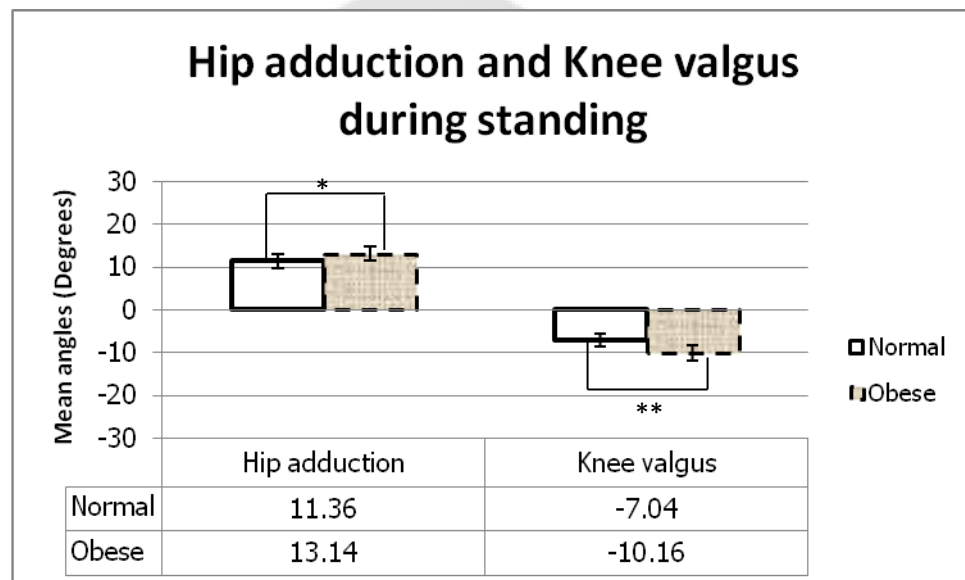


Figure 8 Average hip adduction and knee valgus angles in obese and normal weight groups during standing (\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.001$ )

### 4. Hip and knee angles in the frontal plane during step down task

During preferred speed in both descending and ascending phases of step down task, obese group were significantly greater hip adduction, knee valgus and knee varus angles than those in normal weight group. Similar to during controlled speed in both phases of step down task, hip adduction, knee valgus and knee varus angles in obese group were significantly greater as compared to normal weight group ( $p < 0.05$ ) as shown in table 5.

Table 5 Maximum ( $\pm$ SD), minimum ( $\pm$ SD) and range of motion ( $\pm$ SD) for angles (degrees) in the frontal plane for obese and normal weight subjects during descending and ascending of step down task in preferred and controlled stepping

<b>Angle (degrees)</b>	<b>Normal (N=15)</b>	<b>Obese (N=15)</b>	<b>p-Value</b>
<b>Preferred stepping</b>			
<b>Descending</b>			
- Hip adduction min	4.70 ( $\pm$ 0.98)	5.49 ( $\pm$ 0.95)	0.035*
- Hip adduction max	18.49 ( $\pm$ 1.18)	20.25 ( $\pm$ 1.29)	0.001*
- Range of hip motion	13.78 ( $\pm$ 1.02)	14.76 ( $\pm$ 1.24)	0.026*
- Knee valgus max	-4.78 ( $\pm$ 0.96)	-5.93 ( $\pm$ 0.99)	0.003*
- Knee varus max	7.90 ( $\pm$ 0.85)	8.67 ( $\pm$ 0.84)	0.020*
- Range of knee motion	12.68 ( $\pm$ 1.23)	14.59 ( $\pm$ 1.50)	0.001*
<b>Ascending</b>			
- Hip adduction min	3.22 ( $\pm$ 0.79)	4.28 ( $\pm$ 0.99)	0.003*
- Hip adduction max	16.11 ( $\pm$ 0.99)	18.77 ( $\pm$ 0.88)	0.001*
- Range of hip motion	12.89 ( $\pm$ 0.70)	14.49 ( $\pm$ 0.99)	0.001*
- Knee valgus max	-4.60 ( $\pm$ 0.73)	-5.41 ( $\pm$ 0.75)	0.006*
- Knee varus max	5.96 ( $\pm$ 0.94)	6.84 ( $\pm$ 0.99)	0.019*
- Range of knee motion	10.56 ( $\pm$ 1.08)	12.25 ( $\pm$ 1.01)	0.001*

Table 5 (cont) Maximum ( $\pm$ SD), minimum ( $\pm$ SD) and range of motion ( $\pm$ SD) for angles (degrees) in the frontal plane for obese and normal weight subjects during descending and ascending of step down task in preferred and controlled stepping

Angle (degrees)	Normal (N=15)	Obese (N=15)	p-Value
<b>Controlled stepping (60 beat/min)</b>			
<b>Descending</b>			
- Hip adduction min	4.47 ( $\pm$ 0.87)	5.26 ( $\pm$ 0.82)	0.017*
- Hip adduction max	17.92 ( $\pm$ 0.98)	19.43 ( $\pm$ 0.85)	0.001*
- Range of hip motion	13.46 ( $\pm$ 0.80)	14.17 ( $\pm$ 0.79)	0.020*
- Knee valgus max	-4.49 ( $\pm$ 0.63)	-5.79( $\pm$ 0.96)	0.001*
- Knee varus max	7.49 ( $\pm$ 0.69)	8.45 ( $\pm$ 0.71)	0.001*
- Range of knee motion	11.97 ( $\pm$ 1.09)	14.24 ( $\pm$ 1.34)	0.001*
<b>Ascending</b>			
- Hip adduction min	3.20 ( $\pm$ 0.83)	4.22 ( $\pm$ 0.97)	0.004*
- Hip adduction max	15.37 ( $\pm$ 0.90)	18.56 ( $\pm$ 0.96)	0.001*
- Range of hip motion	12.17 ( $\pm$ 0.80)	14.34 ( $\pm$ 0.99)	0.001*
- Knee valgus max	-4.57 (0.72)	-5.33 ( $\pm$ 0.64)	0.005*
- Knee varus max	5.80 ( $\pm$ 0.80)	6.77 ( $\pm$ 0.98)	0.006*
- Range of knee motion	10.37 ( $\pm$ 0.99)	12.09 ( $\pm$ 0.96)	0.001*

+ = hip adduction and knee varus

- = hip abduction and knee valgus

## 5. Speed and time during step down task

We found that there were significantly differences in cadence and total time between normal weight and obese groups ( $p < 0.05$ ) during preferred and controlled stepping as shown in table 6.

Table 6 Speed and time during step down task for obese and normal

Speed and time	Normal (N=15)	Obese (N=15)	p-Value
	Mean ( $\pm$ SD)	Mean ( $\pm$ SD)	
<b>Preferred stepping</b>			
Cadence (cyc/min)	66.02 ( $\pm$ 8.34)	60.35 ( $\pm$ 5.64)	0.039*
Descending time (sec)	0.92 ( $\pm$ 0.18)	0.98 ( $\pm$ 0.17)	0.362
Ascending time (sec)	0.92 ( $\pm$ 0.21)	1.02 ( $\pm$ 0.18)	0.173
Total time (sec)	1.84 ( $\pm$ 0.23)	2.00 ( $\pm$ 0.19)	0.046*
<b>Controlled stepping (60 beat/min)</b>			
Cadence (cyc/min)	69.25 ( $\pm$ 8.96)	59.74 ( $\pm$ 2.21)	0.001*
Descending time (sec)	0.84 ( $\pm$ 0.21)	1.01 ( $\pm$ 0.14)	0.013*
Ascending time (sec)	0.89 ( $\pm$ 0.14)	0.98 ( $\pm$ 0.13)	0.074
Total time (sec)	1.72 ( $\pm$ 0.22)	1.99 ( $\pm$ 0.09)	0.001*

## 6. Muscle strength

The obese group was significantly less muscle strength than normal weight group ( $p < 0.05$ ) in non-normalized and normalized as shown in table 7 and 8.

Table 7 Muscle strength of lower extremity in normal weight and obese

Muscle strength (kg)	Normal (N=15)	Obese (N=15)	<i>p</i> -Value
	Mean ( $\pm$ SD)	Mean ( $\pm$ SD)	
- Hip extensor	13.00 ( $\pm$ 2.25)	10.83 ( $\pm$ 2.82)	0.027*
- Hip abductor	16.05 ( $\pm$ 3.40)	11.99 ( $\pm$ 3.58)	0.007*
- Hip external rotator	9.53 ( $\pm$ 1.75)	6.27 ( $\pm$ 1.60)	0.001*
- Knee extensor	19.47 ( $\pm$ 3.98)	15.84 ( $\pm$ 2.90)	0.008*
- Ankle plantar flexor	14.13 ( $\pm$ 3.47)	9.29 ( $\pm$ 1.98)	0.001*

Table 8 Muscle strength of lower extremity normalized by body weight in normal weight and obese

Muscle strength (% BW)	Normal (N=15)	Obese (N=15)	<i>p</i> -Value
	Mean ( $\pm$ SD)	Mean ( $\pm$ SD)	
- Hip extensor	24.52 ( $\pm$ 4.18)	12.05 ( $\pm$ 3.34)	0.001*
- Hip abductor	30.40 ( $\pm$ 7.95)	13.47 ( $\pm$ 4.45)	0.001*
- Hip external rotator	17.92 ( $\pm$ 2.92)	7.01 ( $\pm$ 2.06)	0.001*
- Knee extensor	37.03 ( $\pm$ 8.99)	17.69 ( $\pm$ 3.97)	0.001*
- Ankle plantar flexor	26.89 ( $\pm$ 7.54)	10.29 ( $\pm$ 2.21)	0.001*

BW= % body weight

## CHAPTER 5

### DISCUSSION AND CONCLUSION

#### 1. Standing in obese group

This study was to compare the lower extremity alignment between normal weight and obese individuals during standing and step down task. The hypothesis of this study was there were differences in hip adduction and knee valgus angles during standing and step down task between normal weight and obese individuals. The obese and normal groups matched in age, gender and only different in weight and the BMI. The results demonstrated that significantly greater hip adduction and knee valgus angles were shown in the obese ( $13.14 \pm 1.76$ ,  $-10.16 \pm 1.73$ ) group during standing as compared to normal weight ( $11.36 \pm 1.65$ ,  $-7.04 \pm 1.51$ ) group, respectively. Sahrman and Neumann stated that, the normal alignment of knee joint in the frontal plane was a physiologic valgus angle of 170 to 175 degrees in the adult (66, 82) or deviating about 5-10 degrees from the long axis of tibia. If the described angle was less than 170 degrees (i.e., the femur diverges more than 10 degrees from the tibia), it was known genu valgum (66, 82). Rather this study demonstrated, the knee valgus angle was normal alignment in both groups. The finding of this study was consistent with the previous study. Fabris investigated to disclose the main abnormalities found in obese compared to non-obese groups. They found that, 84% in the obese group showed genu valgum of knee joint (18).

#### 2 Step down task in obese group

During descending phase, knee valgus angle of the supporting limb was decreased in initial phase or weight acceptance and changed to knee varus angle while the non-supporting limb was in controlled lowering phase and heel touched on the floor. Conversely, knee varus angle were decreased in the initial phase of ascending phase or heel of non-supporting limb lifted off from floor. Until heel of non-supporting limb reversed on the step, knee valgus angle were increased as previously.

Knee varus angle was increased during descending and ascending phases in both groups. However, knee varus angle in obese group was greater than those in normal weight group. Increased knee varus angle in obese group may result from the compensatory movement of; foot toeing out, ankle adduction with eversion, asymmetrical pelvic obliquity and pelvic backward rotation during step down task. According to the study of Messier, the greater prevalence of lower limb injuries in the obese was the result of altered frontal plane mechanics of the foot and the lower limb during gait (83). Due to obese persons have the compensated and altered movement during step down task to decrease or maintain loading to the knee joint same as normal weight persons. Moreover, reduced the physical activity lead to decreased muscle strength of lower extremity (Table 7&8) in obese (30, 38). The reduced muscle strength may also contribute to the alteration of lower extremity kinematic. Consistent with Power and Dierks, the hip muscle weakness associated with poor control femoral adduction and internal rotation which lead to the change in lower extrimity alignment (34, 84). Cashman concluded that hip abductor muscle weakness resulted in the excessive femoral adduction and knee abducted or knee valgus (85). Furthermore, the previous investigators reported that decreased strength of the hip and ankle musculature reduced the ability to stabilize the lower extremity, resulting in malignment of the lower extremity such as adduction and rotation of the hip and knee valgus (86-88). In the current, obesity group demonstrate less than lower extremity of muscle strength than normal weight group.

### **3. Cycle time (descending and ascending phases) and cadence in obese group**

The result showed that there were significant differences in cycle time of step down task between obese and normal weight groups. These findings were consistent with the previous studies. McGraw found that the obese spent a double support time greater than non obese at all walking cadences (89). Similar to the study of Pataky showed that the obese needed more time to sit to stand (90).

Moreover, the study showed that the obese group paced with lower cadence during step down task compared to normal weight group in both preferred ( $60.35 \pm 5.64$ ,  $66.02 \pm 8.34$ ) and controlled ( $59.74 \pm 2.21$ ,  $69.25 \pm 8.96$ ) speeds (Table 6). This result may be due to the obese intended to reduce or maintain load to joint moments. The previous studies revealed that the obese adults walked slowly to maintain normalized knee joint moments within the range of normal weight young adults (91) or decreased knee joints moment (92). Lai investigated the three-dimensional gait characteristics of obese adults. They found that the obese subjects walked with slower speed, shorter stride, longer stance period, and longer double limb support period might be the gait adaptation to reduce the moment about the knee and the energy expenditure per unit time (91). McMillan reported significant differences in the lower limb joint kinematics between obese and normal weight adolescents. The obese participants were likely to use a gait strategy in order to minimize joint moments, especially at knee and hip level (93). Freedman determined that the overweight or obese young adults at preferred walking velocity or at 1 m/s were slower than the preferred velocity in normal weight. They also found that the slower walking velocity condition resulted in decreased peak joint moments compared to the preferred walking velocity condition (94).

Furthermore, this study revealed there were no significant differences of the cadence and total time during step down task between preferred and controlled speeds in both normal weight and obese groups. It seemed that the controlled speed was similar to preferred speed although this study has controlled the speed of movement at 60 beats per min.

There are two limitations for this study. Firstly, we investigated only the kinematic data in the frontal plane (i.e., hip adduction and knee valgus). Further study should be determined the kinematic data in the other planes or joints such as pelvic rotation, hip rotation and foot toeing out in the transverse plane or pelvic obliquity in the frontal plane. Secondly, the marker attachment of obese subjects was more difficulty in identify anatomical landmarks, especially at the pelvis and thigh. This would affect the determination of the hip joint centre (HJC) location. The accurate estimation of HJC is

important in the measurement of adduction and abduction angles of the hip which determines varus and valgus alignment of the femur and knee angles (95, 96).

### **Conclusion**

The obese persons had greater hip adduction and knee valgus during standing whereas they had greater hip adduction, knee valgus and knee varus angles than the normal weight persons during step down task.

### **Clinical application**

This study may provide the information such as the kinematic data during step down task in frontal plane to assist clinician better understanding the difference angle in step down movement between obese and normal weight persons. The clinician can use this kinematic data to evaluate the functional performance test (i.e. step down) in obese person. Moreover, they can recommend the normal alignment in obese person while performing step down exercise.



## BIBLIOGRAPHY

1. Cornier MA, Marshall JA, Hill JO, Maahs DM, Eckel RH. Prevention of overweight/obesity as a strategy to optimize cardiovascular health. *Circulation*. 2011 Aug 16;124(7):840-50.
2. Aronne LJ, Segal KR. Adiposity and fat distribution outcome measures: assessment and clinical implications. *Obes Res*. 2002 Nov;10 Suppl 1:14S-21S.
3. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser*. 2000;894:i-xii, 1-253.
4. Weisell RC. Body mass index as an indicator of obesity. *Asia Pac J Clin Nutr*. 2002;11:S681-S4.
5. Lawrence VJ, Kopelman PG. Medical consequences of obesity. *Clin Dermatol*. 2004 Jul-Aug;22(4):296-302.
6. Brundtland GH. From the World Health Organization. Reducing risks to health, promoting healthy life. *JAMA*. 2002 Oct 23-30;288(16):1974.
7. Tsuritani I, Honda R, Noborisaka Y, Ishida M, Ishizaki M, Yamada Y. Impact of obesity on musculoskeletal pain and difficulty of daily movements in Japanese middle-aged women. *Maturitas*. 2002 May 20;42(1):23-30.
8. Peltonen M, Lindroos AK, Torgerson JS. Musculoskeletal pain in the obese: a comparison with a general population and long-term changes after conventional and surgical obesity treatment. *Pain*. 2003 Aug;104(3):549-57.
9. Kortt M, Baldry J. The association between musculoskeletal disorders and obesity. *Australian Health Review*. 2002;25(6):207-14.
10. Schouten JS, van den Ouweland FA, Valkenburg HA. A 12 year follow up study in the general population on prognostic factors of cartilage loss in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis*. 1992 Aug;51(8):932-7.
11. Ledingham J, Regan M, Jones A, Doherty M. Factors affecting radiographic progression of knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 1995 Jan;54(1):53-8.

12. Sharma L, Lou C, Cahue S, Dunlop DD. The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of malalignment. *Arthritis Rheum.* 2000 Mar;43(3):568-75.
13. Cooper C, Snow S, McAlindon TE, Kellingray S, Stuart B, Coggon D, et al. Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2000 May;43(5):995-1000.
14. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA.* 2001 Jul 11;286(2):188-95.
15. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, et al. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med.* 2000 Oct 17;133(8):635-46.
16. Xu X, Mirka GA, Hsiang SM. The effects of obesity on lifting performance. *Appl Ergon.* 2008 Jan;39(1):93-8.
17. Capodaglio P, Castelnuovo G, Brunani A, Vismara L, Villa V, Capodaglio EM. Functional limitations and occupational issues in obesity: a review. *Int J Occup Saf Ergon.* 2010;16(4):507-23.
18. Fabris de Souza SA, Faintuch J, Valezi AC, Sant'Anna AF, Gama-Rodrigues JJ, de Batista Fonseca IC, et al. Postural changes in morbidly obese patients. *Obes Surg.* 2005 Aug;15(7):1013-6.
19. Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR, Hills AP. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obes Rev.* 2006 Feb;7(1):13-24.
20. Messier SP. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1994 Dec;26(12):1446-52.
21. Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR. Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991 Dec;72(13):1065-70.
22. Sibella F, Galli M, Romei M, Montesano A, Crivellini M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003 Oct;18(8):745-50.

23. Chinkulprasert C, Vachalathiti R, Powers CM. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward step-down exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011 Apr;41(4):241-8.
24. Ells LJ, Lang R, Shield JPH, Wilkinson JR, Lidstone JSM, Coulton S, et al. Obesity and disability – a short review. *Obesity Reviews.* 2006;7(4):341-5.
25. Sukpima. Factors Associated With Food Consumption and Exercise Behavior Among the Risk Group of Methabolic Syndrome the Risk Group of Methabolic Syndrome. 2012.
26. Freedman DS, Wang J, Thornton JC, Mei Z, Pierson RN, Jr., Dietz WH, et al. Racial/ethnic differences in body fatness among children and adolescents. *Obesity (Silver Spring).* 2008 May;16(5):1105-11.
27. Medina McKeon JM, Hertel J. Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *J Athl Train.* 2009 May-Jun;44(3):249-55.
28. Nguyen AD, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007 Jul;37(7):389-98.
29. Krul M, van der Wouden JC, Schellevis FG, van Suijlekom-Smit LW, Koes BW. Musculoskeletal problems in overweight and obese children. *Ann Fam Med.* 2009 Jul-Aug;7(4):352-6.
30. Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR, Hills AP. Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. *Obes Rev.* 2006 Aug;7(3):239-50.
31. The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium. *World Health Organ Tech Rep Ser.* 2003;919:i-x, 1-218, back cover.
32. Sowers M. Epidemiology of risk factors for osteoarthritis: systemic factors. *Curr Opin Rheumatol.* 2001 Sep;13(5):447-51.
33. Powell A, Teichtahl AJ, Wluka AE, Cicuttini FM. Obesity: a preventable risk factor for large joint osteoarthritis which may act through biomechanical factors. *Br J Sports Med.* 2005 Jan;39(1):4-5.

34. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003 Nov;33(11):639-46.
35. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010 Feb;40(2):42-51.
36. Patellofemoral pain syndrome. Available from: <http://www.webmd.com/a-to-z-guides/patellofemoral-pain-syndrome-topic-overview>.
37. Extra pounds increase arthritis pain. Available from: [http://www.arthritiskneepain.co.uk/obesity\\_knee\\_pain.html](http://www.arthritiskneepain.co.uk/obesity_knee_pain.html).
38. Syed IY, Davis BL. Obesity and osteoarthritis of the knee: hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long-duration walking. *Med Hypotheses.* 2000 Feb;54(2):182-5.
39. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res.* 2004 May;22(3):625-32.
40. Cicuttini FM, Wluka AE, Wang Y, Davis SR, Hankin J, Ebeling P. Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults. *J Rheumatol.* 2002 Mar;29(3):554-6.
41. Eckstein F, Winzheimer M, Westhoff J, Schnier M, Haubner M, Englmeier KH, et al. Quantitative relationships of normal cartilage volumes of the human knee joint--assessment by magnetic resonance imaging. *Anat Embryol (Berl).* 1998 May;197(5):383-90.
42. Sharma L. Local factors in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2001 Sep;13(5):441-6.
43. Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum.* 2002 Oct;46(10):2632-6.
44. Englund M, Lohmander LS. Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum.* 2004 Sep;50(9):2811-9.

45. Felson DT, Goggins J, Niu J, Zhang Y, Hunter DJ. The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment. *Arthritis Rheum.* 2004 Dec;50(12):3904-9.
46. Griffin TM, Guilak F. The role of mechanical loading in the onset and progression of osteoarthritis. *Exerc Sport Sci Rev.* 2005 Oct;33(4):195-200.
47. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005 Feb;20(2):209-17.
48. Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.* 2004 Apr;50(4):1172-8.
49. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002 Jul;61(7):617-22.
50. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, et al. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2002 Jul;10(7):573-9.
51. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, et al. Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004 Dec;50(12):3897-903.
52. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002 Jan;20(1):101-7.
53. Lark SD, Buckley JG, Jones DA, Sargeant AJ. Knee and ankle range of motion during stepping down in elderly compared to young men. *Eur J Appl Physiol.* 2004 Mar;91(2-3):287-95.

54. Strutzenberger G, Richter A, Schneider M, Mundermann A, Schwameder H. Effects of obesity on the biomechanics of stair-walking in children. *Gait Posture*. 2011 May;34(1):119-25.
55. Hulens M, Vansant G, Claessens AL, Lysens R, Muls E. Predictors of 6-minute walk test results in lean, obese and morbidly obese women. *Scand J Med Sci Sports*. 2003 Apr;13(2):98-105.
56. DeVita P, Hortobagyi T. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomech*. 2003 Sep;36(9):1355-62.
57. Messier SP, Davies AB, Moore DT, Davis SE, Pack RJ, Kazmar SC. Severe obesity: effects on foot mechanics during walking. *Foot Ankle Int*. 1994 Jan;15(1):29-34.
58. Pai YC, Rogers MW. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*. 1990 Jun;22(3):378-84.
59. Galli M, Crivellini M, Sibella F, Montesano A, Bertocco P, Parisio C. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2000 Nov;24(11):1488-92.
60. Grenholm A, Stensdotter AK, Hager-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009 Jan;24(1):88-94.
61. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007 Feb;22(2):203-10.
62. Mian OS, Thom JM, Narici MV, Baltzopoulos V. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait Posture*. 2007 Jan;25(1):9-17.
63. Spanjaard M, Reeves ND, van Dieen JH, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass. *J Exp Biol*. 2008 May;211(Pt 9):1368-75.

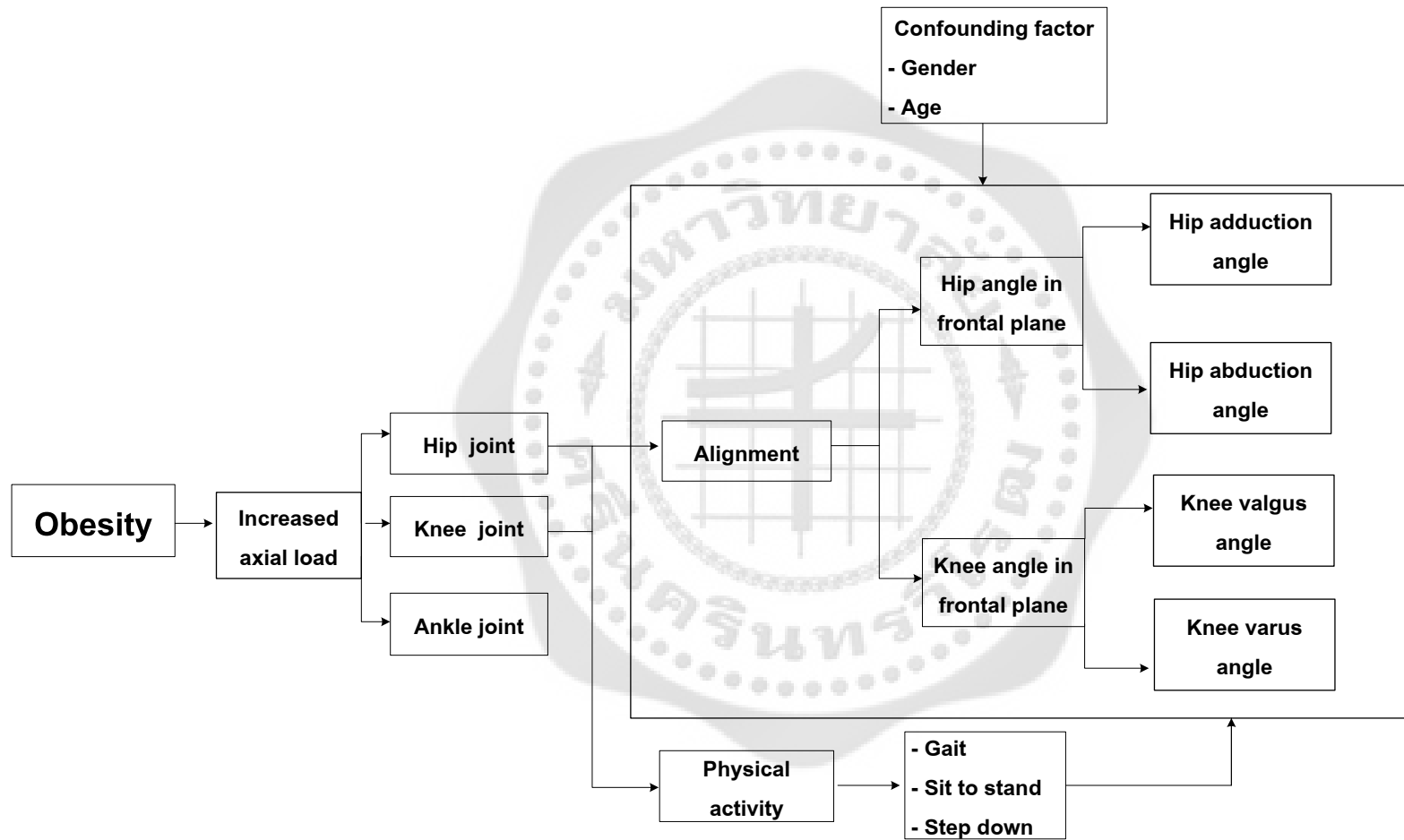
64. Cibere J, Bellamy N, Thorne A, Esdaile JM, McGorm KJ, Chalmers A, et al.  
Reliability of the knee examination in osteoarthritis: effect of standardization.  
*Arthritis Rheum.* 2004 Feb;50(2):458-68.
65. Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum.* 2006 Apr 15;55(2):306-13.
66. Neumann DA, editor. *Kinesiology of musculoskeletal system: foundation for rehabilitation* 2010.
67. Piriya-prasarth P, Morris ME, Winter A, Bialocerkowski AE. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:6.
68. Winter DA, editor. *Biomechanic and motor control of human movement*: John Wiley&Sons, Inc., Hoboken, New Jersey; 2009.
69. Van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:113.
70. Gibson K, Sayers SP, Minor MA. Measurement of varus/valgus alignment in obese individuals with knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2010 May;62(5):690-6.
71. Colebatch AN, Hart DJ, Zhai G, Williams FM, Spector TD, Arden NK. Effective measurement of knee alignment using AP knee radiographs. *Knee.* 2009 Jan;16(1):42-5.
72. Sorensen A. Available from:  
<https://www.google.co.th/#psj=1&q=scion+image+software+>.
73. Charmant J. 2013; Available from: <http://www.kinovea.org/en/>.
74. Maynard V, Bakheit AM, Oldham J, Freeman J. Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture.* 2003 Feb;17(1):59-67.

75. Kejonen P, Kauranen K, Ahasan R, Vanharanta H. Motion analysis measurements of body movements during standing: association with age and sex. *Int J Rehabil Res.* 2002 Dec;25(4):297-304.
76. Kinanthropometry(ISAK) TISftAo. International Standards for Anthropometric Assessment 2001.
77. Jackson AS, Pollock ML, Ward A. Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc.* 1980;12(3):175-81.
78. A User's Guide to: Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score HOOS. Available from: <http://www.koos.nu/>.
79. The 2012 User's Guide to: Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score KOOS. Available from: <http://www.koos.nu/>.
80. Chaipinyo K. Test-retest reliability and construct validity of Thai version of Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS). *Thai J Physical Therapy.* 2009; 31(2): 67-76.
81. A User's Guide to: Foot and Ankle Outcome Score FAOS.; Available from: <http://www.koos.nu/>.
82. Sahrman Sh, editor. Movement system impairment syndromes of the Extremities , Cervical and Thoracic Spines. 2011.
83. Messier SP, Ettliger WH, Doyle TE, Morgan T, James MK, O'Toole ML. Obesity effects on gait in an osteoarthritic population. *J Appl Biomech* 1996;12:161– 72.
84. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 Aug;38(8):448-56.
85. Cashman GE. The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: a systematic review. *J Sport Rehabil.* 2012 Aug;21(3):273-84.
86. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010 Dec;24(12):3497-506.

87. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train*. 2011 May-Jun;46(3):246-56.
88. Kim SH, Kwon OY, Park KN, Jeon IC, Weon JH. Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth. *J Hum Kinet*. 2015 Mar 29;45:59-69.
89. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000 Apr;81(4):484-9.
90. Pataky Z, Armand S, Muller-Pinget S, Golay A, Allet L. Effects of obesity on functional capacity. *Obesity (Silver Spring)*. 2014 Jan;22(1):56-62.
91. Lai PP, Leung AK, Li AN, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23 Suppl 1:S2-6.
92. Cimolin V, Galli M, Vismara L, Albertini G, Sartorio A, Capodaglio P. Gait pattern in lean and obese adolescents. *Int J Rehabil Res*. 2015 Mar;38(1):40-8.
93. McMillan AG, Pulver AM, Collier DN, Williams DS. Sagittal and frontal plane joint mechanics throughout the stance phase of walking in adolescents who are obese. *Gait Posture*. 2010 Jun;32(2):263-8.
94. Freedman Silvernail J, Milner CE, Thompson D, Zhang S, Zhao X. The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait Posture*. 2013 Apr;37(4):575-9.
95. Stagni R, et al., *Journal of Biomechanics*. 33:1479-1487, 2000.
96. Chohan A, Dey P, Sutton C, Thewlis D, Richards J. Do different methods of hip joint centre location impact on kinetics and kinematics in obese adults. *Gait Posture*. 2013.07.221.



**Figure 9** Conceptual framework of this study





**APPENDICES**





The appendix A showing intra-tester reliability of marker placement of Plug in gait lower body model and lower extremity muscle strength.

Table A1 Intra-tester reliability for marker placement of Plug in gait lower body model

<b>Angle</b>	<b>ICC (3, 1)</b>	<b>95% CI</b>
Hip adduction	0.972*	0.760 - 0.997
Knee valgus	0.985*	0.867 - 0.998

Table A2 Intra-tester reliability for lower extremity muscle strength was measured by HHD

<b>Mucle strength</b>	<b>ICC (3, 1)</b>	<b>95% CI</b>
Hip extensor	0.976*	0.874 – 0.976
Hip abductor	0.983*	0.830 - 0.992
Hip external rotator	0.974*	0.763 - 0.971
Knee extensor	0.981*	0.810 - 0.984
Ankle plantar flexor	0.977*	0.793 – 0.960

ICC = Intraclass correlation coefficient

95% CI = 95% confidence interval, \* = significance at  $p < 0.05$

**APPENDIX B**

ID \_\_\_\_\_

## แบบประเมินทางการแพทย์

## 1. ข้อมูลทั่วไป (วันที่ประเมิน.....)

ชื่อ นาง/นางสาว.....อายุ.....ปี

น้ำหนัก.....กิโลกรัม ส่วนสูง.....เซนติเมตร เปรอร์เซ็นต์ไขมัน.....

รอบเอว.....เซนติเมตร รอบสะโพก.....เซนติเมตร

## 2. ข้อมูลสุขภาพ

## โรคประจำตัว

 ไม่มี  มี โปรดระบุ.....

## ประวัติทางการแพทย์

## ♦ ประวัติบาดเจ็บ

- เคยได้รับการบาดเจ็บหรืออุบัติเหตุบริเวณข้อต่อ (ข้อสะโพก, ข้อเข่า, ข้อเท้า) หรือไม่

 ไม่เคย  เคย

- ถ้าเคยโปรดระบุอุบัติเหตุครั้งที่ยรุนแรงที่สุด

## ♦ การรักษาทางยา

- ปัจจุบันรับการรักษาทางยาที่เกี่ยวข้องกับประวัติการบาดเจ็บหรืออุบัติเหตุบริเวณข้อต่อหรือไม่

 ไม่ได้รับการรักษา  รับการรักษา

- ถ้าได้รับการรักษาทางยาครั้งสุดท้ายที่ได้รับ เมื่อใด.....

- ยาประเภทไหน (เช่น แก้วปวด, คลายกล้ามเนื้อ).....

## ♦ การรักษาทางการผ่าตัด

- เคยได้รับการผ่าตัดหรือไม่

 ไม่เคย  เคย

- ตำแหน่งที่ฝ้าตัด  
คือ.....
- สาเหตุที่ต้องฝ้าตัด  
เนื่องจาก.....

#### ประวัติครอบครัว

คนในครอบครัวมีค่าดัชนีมวลกายมากกว่า  $30 \text{ kg/m}^2$  หรือไม่

มี

ไม่มี





ID \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Side

### แบบประเมินการบาดเจ็บของข้อสะโพก

**คำชี้แจง** แบบประเมินนี้เป็นการสำรวจความคิดเห็นของท่านเกี่ยวกับข้อสะโพก ข้อมูลนี้จะช่วยในการติดตามอาการที่เกิดขึ้นและประเมินระดับความสามารถในการเคลื่อนไหวของท่าน

โปรดตอบทุกคำถามโดยเลือกตอบข้อที่เหมาะสมที่สุดเพียงข้อเดียวในแต่ละคำถาม โดยทำเครื่องหมาย ✓ ที่ตัวเลือกนั้น หากไม่แน่ใจกรุณาเลือกคำตอบที่ใกล้เคียงที่สุด

#### 1. อาการ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับอาการที่เกิดขึ้นกับท่านในหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่มี	ไม่ค่อยมี	บางครั้ง	เป็นบ่อยๆ	เป็นตลอดเวลา
S1 ท่านรู้สึกว่ข้อสะโพกมีการเสียดสีกัน หรือมีเสียงเกิดขึ้นในขณะเคลื่อนไหวหรือไม่					
S2 ท่านมีความรู้สึกว่มีความยากในการขึ้นลงขาหรือไม่					
S3 ท่านมีความรู้สึกว่มีความยากในการก้าวขาขณะเดินหรือไม่					

#### 2. การฝัดขัดของข้อ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับการฝัดขัดของข้อสะโพกที่ท่านรู้สึกในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา การฝัดขัดของข้อสะโพกเป็นความรู้สึกถึงการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกหรือเคลื่อนไหวข้อสะโพกในทิศทางต่างๆ ได้ช้าลง

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
S4 เมื่อท่านตื่นนอนตอนเช้า ระดับความรุนแรงของการฝัดขัดของข้อสะโพกเป็นอย่างไร					

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
S5 ระดับความรุนแรงของการฟัดขัดของข้อสะโพกหลังจากนั่ง นอน หรือพักการใช้งานในช่วงเวลากลางวัน เป็นอย่างไร					

### 3. อาการปวด

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
P1 ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ ท่านรู้สึกว่ามีอาการปวดข้อสะโพกบ่อยครั้งเพียงใด					

โปรดระบุระดับความปวดข้อเข่าที่เกิดขึ้นในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา ในขณะที่เคลื่อนไหวข้อเข่าในลักษณะต่อไปนี้

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
P2 หมุนบิดขาบนสะโพกขณะยืน					
P3 เขยิบสะโพกจนสุด					
P4 เดินบนพื้นราบ					
P5 เดินขึ้น หรือลงบันได					
P6 ขณะนอนอยู่บนเตียงตอนกลางคืน					
P7 นั่งหรือนอน					
P8 ยืน					
P9 เดินบนพื้นแข็ง เช่น พื้นซีเมนต์					
P10 เดินบนพื้นขรุขระ					

4. การเคลื่อนไหวในกิจวัตรประจำวัน คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับความสามารถในการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของการทำกิจวัตรประจำวัน ซึ่งหมายถึงการเคลื่อนไหวและดูแลตนเอง โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ ที่ท่านรู้สึกในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด
A1 เดินลงบันได					
A2 เดินขึ้นบันได					
A3 ลุกขึ้นจากเก้าอี้					
A4 ยืนตรง					
A5 ก้มหยิบของจากพื้น					
A6 เดินบนพื้นราบ					
A7 ก้าวขึ้นหรือลงจากรถ					
A8 เดินไปซื้อของระยะไกลๆ					
A9 สวมถุงน่องหรือถุงเท้า					
A10 ลุกขึ้นจากเตียง					
A11 ถอดถุงน่องหรือถุงเท้า					
A12 นอนพลิกตัวบนเตียงโดยไม่ช่วยสะโพกก่อน					
A13 ก้าวขาเข้าและออกจากห้องน้ำ					
A14 นั่ง					
A15 นั่งลง และลุกจากโถส้วมที่เป็นส้วมแบบนั่งยอง					
A16 ทำงานบ้านหนักๆ เช่น เคลื่อนย้ายสิ่งของ, ขัดพื้น					

A17 ทำงานบ้านเบาๆ เช่น ทำกับข้าว กวาดบ้าน					
---	--	--	--	--	--

5. การเคลื่อนไหวในการออกกำลังกายและการทำกิจกรรมอื่นๆ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของการออกกำลังกายและการทำกิจกรรมอื่นๆ นอกเหนือจากการทำกิจวัตรประจำวัน
- โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ที่ท่านรู้สึกในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด
SP1 ย่อเข่า/ นั่งยองๆ					
SP2 วิ่ง					
SP3 หมุนบิดข้อสะโพกในขณะที่ยืนลงน้ำหนัก					
SP4 เดินบนพื้นขรุขระ					

#### 6. คุณภาพชีวิต

คุณภาพชีวิต	ไม่มีปัญหาเลย	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
Q1 ท่านรู้สึกว่าคุณภาพชีวิตของเรามีปัญหาบ่อยเพียงใด					
Q2 ท่านได้ปรับเปลี่ยนวิถีชีวิตหรือกิจวัตรประจำวันเพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดการบาดเจ็บของข้อสะโพกมากขึ้นหรือไม่	ไม่เลย	เล็กน้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด

Q3 ท่านรู้สึกไม่มั่นใจต่อสภาพของ ข้อสะโพกมากน้อยเพียงใด	ไม่รู้สึกละเลย	ไม่มั่นใจ เล็กน้อย	ไม่มั่นใจปาน กลาง	ไม่มั่นใจมาก	ไม่มั่นใจ มากที่สุด
Q4 โดยทั่วไปแล้ว ท่านคิดว่าข้อ สะโพกของท่านทำให้เกิดความ ยากลำบากต่อท่านมากน้อยเพียงใด	ไม่ลำบากเลย	ลำบาก เล็กน้อย	ลำบากปาน กลาง	ลำบากมาก	ลำบากมาก ที่สุด





**APPENDIX D**

ID \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Side

### แบบประเมินการบาดเจ็บของข้อเข่า

**คำชี้แจง** แบบประเมินนี้เป็นการสำรวจความคิดเห็นของท่านเกี่ยวกับข้อเข่า ข้อมูลนี้จะช่วยในการติดตามอาการที่เกิดขึ้นและประเมินระดับความสามารถในการเคลื่อนไหวของท่าน

โปรดตอบทุกคำถามโดยเลือกตอบข้อที่เหมาะสมที่สุดเพียงข้อเดียวในแต่ละคำถาม โดยทำเครื่องหมาย ✓ ที่ตัวเลือกนั้น หากไม่แน่ใจกรุณาเลือกคำตอบที่ใกล้เคียงที่สุด

1. อาการ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับอาการที่เกิดขึ้นกับท่าน ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่มี	ไม่ค่อยมี	บางครั้ง	เป็นบ่อยๆ	เป็นตลอดเวลา
S1 ข้อเข่าของท่านมีอาการบวมหรือไม่					
S2 ท่านรู้สึกว่ข้อเข่ามีการเสียดสีกันหรือมีเสียงเกิดขึ้นในข้อขณะเคลื่อนไหวหรือไม่					
S3 ข้อเข่าของท่านมีอาการตืดหรือยึดในขณะที่เคลื่อนไหวหรือไม่					
หัวข้อคำถาม	ทำได้ทุกครั้ง	ทำได้เป็นส่วนใหญ่	ทำได้	ทำไม่ค่อยได้	ทำไม่ได้เลย
S4 ท่านสามารถเหยียดเข่าได้สุดหรือไม่					
S5 ท่านสามารถงอเข่าได้สุดหรือไม่					

2. การฝืดขัดของข้อ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับการฝืดขัดของข้อเข่าที่ท่านรู้สึก ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา การฝืดขัดของข้อเข่าเป็นความรู้สึกถึงการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า หรือเคลื่อนไหวข้อเข่าในทิศทางต่างๆ ได้ช้าลง

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
S6 เมื่อท่านตื่นนอนตอนเช้าระดับความรุนแรงของการฟีดขัดของข้อเข่าเป็นอย่างไร					
หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
S7 ระดับความรุนแรงของการฟีดขัดของข้อเข่าหลังจากนั่ง นอน หรือพักการใช้ขาในช่วงเวลากลางวัน เป็นอย่างไร					

### 3. อาการปวด

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
P1 ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ ท่านรู้สึกว่ามีอาการปวดข้อเข่าบ่อยครั้งเพียงใด					

โปรดระบุระดับความปวดข้อเข่าที่เกิดขึ้นในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา ในขณะที่เคลื่อนไหวข้อเข่าในลักษณะต่อไปนี้

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
P2 หมุนบิดขาบนเข่าข้างที่ปวดขณะยืน					
P3 เขยียดเข่าจนสุด					
P4 งอเข่าจนสุด					
P5 เดินบนพื้นราบ					
P6 เดินขึ้น หรือลงบันได					
P7 ขณะนอนอยู่บนเตียงตอนกลางคืน					
P8 นั่งหรือนอน					
P9 ยืนตรง					

### 4. การเคลื่อนไหวในกิจวัตรประจำวัน คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับความสามารถในการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของ

การทำกิจกรรมประจำวันซึ่งหมายถึงการเคลื่อนไหวและดูแลตนเอง

โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ที่ท่านรู้สึก ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบาก เลย	ลำบาก เล็กน้อย	ลำบาก ปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบาก มากที่สุด
A1 เดินลงบันได					
หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบาก เลย	ลำบาก เล็กน้อย	ลำบาก ปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบาก มากที่สุด
A2 เดินขึ้นบันได					
A3 ลุกขึ้นจากเก้าอี้					
A4 ยืนตรง					
A5 ก้มหยิบของจากพื้น					
A6 เดินบนพื้นราบ					
A7 ก้าวขึ้นหรือลงจากรถ					
A8 เดินไปซื้อของระยะไกล ๆ					
A9 สวมถุงน่องหรือถุงเท้า					
A10 ลุกขึ้นจากเตียง					
A11 ถอดถุงน่องหรือถุงเท้า					
A12 นอนพลิกตัวบนเตียงโดยไม่ขยับ เข่าก่อน					
A13 ก้าวขาเข้าและออกจากห้องน้ำ					
A14 นั่ง					
A15 นั่งลง และลุกจากโถส้วมที่เป็น ส้วมแบบนั่งยอง					
A16 ทำงานบ้านหนักๆ เช่น เคลื่อนย้ายสิ่งของ, ขัดพื้น					
A17 ทำงานบ้านเบาๆ เช่น ทำกับข้าว กวาดบ้าน					

5. การเคลื่อนไหวในการออกกำลังกายและการทำกิจกรรมอื่นๆ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของการออกกำลังกายและการทำกิจกรรมอื่นๆ นอกเหนือจากการทำกิจวัตรประจำวัน

โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ที่ท่านรู้สึกในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด
SP1 ย่อเข้า/ นั่งของๆ					
SP2 วิ่ง					
SP3 กระโดด					
SP4 หมุนบิดขบับนเข้าข้างที่ปวด					
SP5 คุกเข่า					

#### 6. คุณภาพชีวิต

คุณภาพชีวิต	ไม่มีปัญหาเลย	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
Q1 ท่านรู้สึกว่าคุณเข้า ของท่านมีปัญหาน้อยเพียงใด					
Q2 ท่านได้ปรับเปลี่ยนวิถีชีวิตหรือกิจวัตรประจำวันเพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดการบาดเจ็บของข้อเข่ามากขึ้นหรือไม่	ไม่เลย	เล็กน้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด
Q3 ท่านรู้สึกไม่มั่นใจต่อสภาพของข้อเข่ามากน้อยเพียงใด	ไม่รู้สึกละเลย	ไม่มั่นใจเล็กน้อย	ไม่มั่นใจปานกลาง	ไม่มั่นใจมาก	ไม่มั่นใจมากที่สุด
Q4 โดยทั่วไปแล้ว ท่านคิดว่าข้อเข่าของท่านทำให้เกิดความยากลำบากต่อท่านมากน้อยเพียงใด	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด



**APPENDIX E**

### แบบประเมินการบาดเจ็บของข้อเท้า

คำชี้แจง แบบประเมินนี้เป็นการสำรวจความคิดเห็นของท่านเกี่ยวกับข้อเท้า ข้อมูลนี้จะช่วยในการติดตามอาการที่เกิดขึ้นและประเมินระดับความสามารถในการเคลื่อนไหวของท่าน

โปรดตอบทุกคำถามโดยเลือกตอบข้อที่เหมาะสมที่สุดเพียงข้อเดียวในแต่ละคำถาม

โดยทำเครื่องหมาย ✓ ที่ตัวเลือกนั้น หากไม่แน่ใจกรุณาเลือกคำตอบที่ใกล้เคียงที่สุด

1. อาการ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับอาการที่เกิดขึ้นกับท่าน ในหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่มี	ไม่ค่อยมี	บางครั้ง	เป็นบ่อยๆ	เป็นตลอดเวลา
S1 ข้อเท้า ของท่านมีอาการบวมหรือไม่					
S2 ท่านรู้สึกว่ข้อเท้ามีการเสียดสีกันหรือมีเสียงเกิดขึ้นในข้อขณะเคลื่อนไหวหรือไม่					
S3 ข้อเท้าของ ท่านมีอาการติด หรือยึดในขณะเคลื่อนไหวหรือไม่					
หัวข้อคำถาม	ทำได้ทุกครั้ง	ทำได้เป็นส่วนใหญ่	ทำได้	ทำไม่ค่อยได้	ทำไม่ได้เลย
S4 ท่านสามารถถีบปลายเท้าได้สุดหรือไม่					
S5 ท่านสามารถกระดกข้อเท้าได้สุดหรือไม่					

2. การฝึกขัดของข้อ คำถามต่อไปนี้จะเกี่ยวข้องกับการฝึกขัดของข้อเท้าที่ท่านรู้สึก ในหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา การฝึกขัดของข้อเท้าเป็นความรู้สึกถึงการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หรือเคลื่อนไหวข้อเท้าในทิศทางต่างๆ ได้ช้าลง

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
S6 เมื่อท่านตื่นนอนตอนเช้า ระดับความรุนแรงของการฝึกขัดของข้อเท้าเป็นอย่างไร					
S7 ระดับความรุนแรงของการฝึกขัดของข้อเท้าหลังจากนั่ง นอน หรือพักการใช้งานในช่วงเวลากลางวัน เป็นอย่างไร					

### 3. อาการปวด

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
P1 ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ ท่านรู้สึกว่ามีอาการปวดข้อเท้าบ่อยครั้งเพียงใด					

โปรดระบุระดับความปวดข้อเท้าที่เกิดขึ้นในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา ในขณะที่เคลื่อนไหวข้อเท้าในลักษณะต่อไปนี้

หัวข้อคำถาม	ไม่มีอาการ	มีอาการเล็กน้อย	มีอาการปานกลาง	มีอาการรุนแรง	มีอาการรุนแรงมาก
P2 หมุนบิดขาบนเท้าข้างที่ปวดขณะยืน					
P3 ถีบปลายเท้าจนสุด					
P4 กระจกข้อเท้าจนสุด					
P5 เดินบนพื้นราบ					
P6 เดินขึ้น หรือลงบันได					
P7 ขณะนอนอยู่บนเตียงตอนกลางคืน					
P8 นั่งหรือนอน					
P9 ยืนตรง					

4. การเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับความสามารถในการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของการทำกิจกรรมประจำวันซึ่งหมายถึงการเคลื่อนไหวและดูแลตนเอง

โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ ที่ท่านรู้สึก ในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด
A1 เดินลงบันได					
A2 เดินขึ้นบันได					
A3 ลุกขึ้นจากเก้าอี้					
A4 ยืนตรง					
A5 ก้มหยิบของจากพื้น					
A6 เดินบนพื้นราบ					
A7 ก้าวขึ้นหรือลงจากรถ					
A8 เดินไปซื้อของระยะใกล้ ๆ					
A9 สวมถุงน่องหรือถุงเท้า					
A10 ลุกขึ้นจากเตียง					
A11 ถอดถุงน่องหรือถุงเท้า					
A12 นอนพลิกตัวบนเตียงโดยไม่ขยับเท้าก่อน					
A13 ก้าวขาเข้าและออกจากห้องน้ำ					
A14 นั่ง					
A15 นั่งลง และลุกจากโถส้วมที่เป็นส้วมแบบนั่งยอง					
A16 ทำงานบ้านหนักๆ เช่น เคลื่อนย้ายสิ่งของ, ขัดพื้น					
A17 ทำงานบ้านเบาๆ เช่น ทำกับข้าว กวาดบ้าน					

5. การเคลื่อนไหวในการออกกำลังกายและการทำกิจกรรมอื่นๆ คำถามต่อไปนี้เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนประกอบของการออกกำลังกาย และการทำกิจกรรมอื่นๆ นอกเหนือจากการทำกิจวัตรประจำวัน

โปรดเลือกคำตอบที่แสดงระดับความยากลำบากของการเคลื่อนไหวต่อไปนี้ที่ท่านรู้สึกในช่วงหนึ่งสัปดาห์ที่ผ่านมา

หัวข้อคำถาม	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด
SP1 ย่อเข้า/ นั่งยองๆ					
SP2 วิ่ง					
SP3 กระโดด					
SP4 หมุนบิดขบบนเท้าข้างที่ปวด					
SP5 คุกเข่า					

#### 6. คุณภาพชีวิต

คุณภาพชีวิต	ไม่มีปัญหาเลย	ทุกเดือน	ทุกสัปดาห์	ทุกวัน	ตลอดเวลา
Q1 ท่านรู้สึกว่าคุณค่า ของท่านมีปัญหาลดเพียงใด					
Q2 ท่านได้ปรับเปลี่ยนวิถีชีวิตหรือกิจวัตรประจำวันเพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดการบาดเจ็บของข้อเท้ามากขึ้นหรือไม่	ไม่เลย	เล็กน้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด
Q3 ท่านรู้สึกไม่มั่นใจต่อสภาพของข้อเท้ามากน้อยเพียงใด	ไม่รู้สึกเลย	ไม่มั่นใจเล็กน้อย	ไม่มั่นใจปานกลาง	ไม่มั่นใจมาก	ไม่มั่นใจมากที่สุด
Q4 โดยทั่วไปแล้ว ท่านคิดว่าข้อเท้าของท่านทำให้เกิดความยากลำบากต่อท่านมากน้อยเพียงใด	ไม่ลำบากเลย	ลำบากเล็กน้อย	ลำบากปานกลาง	ลำบากมาก	ลำบากมากที่สุด



**APPENDIX F**

## Lower extremity of muscle strength



Hip extensor



Hip abductor



Knee extensor



Knee external rotator



Ankle plantar flexor



### HOOS Manual Score calculation

Sum up the total score of each subscale and divide by the possible maximum score for the scale. Traditionally in orthopedics, 100 indicate no problems and 0 indicates extreme problems. The normalized score is transformed to meet this standard. Please use the formulas provided for each subscale (78).

$$1. \text{ PAIN} \quad 100 - \frac{\text{Total score P1 - P10} * 100}{40} = 100 - \frac{\quad}{40} = \underline{\quad}$$

$$2. \text{ SYMPTOMS} \quad 100 - \frac{\text{Total score S1 - S5} * 100}{20} = 100 - \frac{\quad}{20} = \underline{\quad}$$

$$3. \text{ ADL} \quad 100 - \frac{\text{Total score A1 - A17} * 100}{68} = 100 - \frac{\quad}{68} = \underline{\quad}$$

$$4. \text{ SPORT\&REC} \quad 100 - \frac{\text{Total score SP1 - SP4} * 100}{16} = 100 - \frac{\quad}{16} = \underline{\quad}$$

$$5. \text{ QOL} \quad 100 - \frac{\text{Total score Q1 - Q4} * 100}{16} = 100 - \frac{\quad}{16} = \underline{\quad}$$



### KOOS Manual Score calculation

The slightly updated version of the formulae (used from August 2012 in the spreadsheets available from [www.koos.nu](http://www.koos.nu)) does not need any manual imputation: Apply the mean of the observed items within the subscale (e.g. KOOS Pain), divide by 4, and multiply by 100; when this number is then subtracted from 100, you have the KOOS subscale estimate for that particular cross-sectional assessment of the individual patient. For manual calculations, please use the formulae provided below for each subscale (79):

1. PAIN  $100 - \frac{\text{Mean score (P1 - P9)} * 100}{4} = \text{KOOS pain}$
2. SYMPTOMS  $100 - \frac{\text{Mean score (S1 - S7)} * 100}{4} = \text{KOOS SYMPTOMS}$
3. ADL  $100 - \frac{\text{Mean score (A1 - A17)} * 100}{4} = \text{KOOS ADL}$
4. SPORT&REC  $100 - \frac{\text{Mean score (SP1 - SP5)} * 100}{4} = \text{KOOS SPORT&REC}$
5. QOL  $100 - \frac{\text{Mean score (Q1 - Q4)} * 100}{4} = \text{KOOS QOL}$



### FAOS Manual Score calculation

Sum up the total score of each subscale and divide by the possible maximum score for the scale. Traditionally in orthopedics, 100 indicate no problems and 0 indicates extreme problems. The normalized score is transformed to meet this standard. Please use the formulas provided for each subscale (81).

$$1. \text{ PAIN} \quad 100 - \frac{\text{Total score P1} - \text{P9} * 100}{36} = 100 - \frac{\quad}{36} = \underline{\quad}$$

$$2. \text{ SYMPTOMS} \quad 100 - \frac{\text{Total score S1} - \text{S7} * 100}{28} = 100 - \frac{\quad}{28} = \underline{\quad}$$

$$3. \text{ ADL} \quad 100 - \frac{\text{Total score A1} - \text{A17} * 100}{68} = 100 - \frac{\quad}{68} = \underline{\quad}$$

$$4. \text{ SPORT\&REC} \quad 100 - \frac{\text{Total score SP1} - \text{SP5} * 100}{20} = 100 - \frac{\quad}{20} = \underline{\quad}$$

$$5. \text{ QOL} \quad 100 - \frac{\text{Total score Q1} - \text{Q4} * 100}{16} = 100 - \frac{\quad}{16} = \underline{\quad}$$



แบบรายงานข้อมูลเสนอโครงการวิจัยเพื่อขอรับการพิจารณาจาก

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

1. ชื่อโครงการวิจัย (ภาษาไทย) แนวการวางตัวของร่างกายขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน  
(ภาษาอังกฤษ) Lower extremity alignment during standing and step down task in normal weight and obese females

2. ชื่อผู้วิจัย

- 1) น.ส.วาริรัตน์ ชุ่มภักย์                      ผู้ทำโครงการวิจัย หมายเลขโทรศัพท์ 097-083-3838
- 2) อ.ดร.ชัชฎา ชินกุลประเสริฐ                      อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการวิจัย
- 3) อ.ดร.นิตยา วิริยะธารากิจ                      อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการวิจัยร่วม

3. วัตถุประสงค์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ                      เปรียบเทียบแนวการวางตัวของร่างกายขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน โดยมีวัตถุประสงค์เฉพาะ คือ

- 1) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุม hip adduction ขณะยืนนิ่งระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
  - 2) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุม knee valgus ขณะยืนนิ่งระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
  - 3) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุม hip adduction ขณะก้าวลงบันไดระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
  - 4) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุม knee valgus ขณะก้าวลงบันไดระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
4. ประโยชน์ที่จะได้รับการวิจัย
- 1) ได้ทราบถึงแนวการวางตัวของร่างกายในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

2) ได้ทราบถึงความแตกต่างของแนวรอยง่าขาขณะยืนหนึ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

## 5. สถานที่ศึกษาวิจัยและระยะเวลา

### 5.1 สถานที่ศึกษาวิจัย

- คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ องครักษ์ จังหวัดนครนายก
- คลินิกกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ประสานมิตร กรุงเทพมหานคร

### 5.2 ระยะเวลาประมาณ 12 เดือน

## 6. วิธีดำเนินการวิจัย

### 6.1 รูปแบบการวิจัย (study design)

รูปแบบการวิจัยเป็นการศึกษาภาคตัดขวาง (Observation Cross-sectional study)

### 6.2 กลุ่มประชากรที่จะศึกษา (จำนวน เพศ อายุ)

- ผู้ที่มีน้ำหนักปกติ (Body mass index  $\geq 18.5-24.9$  kg/m<sup>2</sup>) เพศหญิง อายุ 18-49 ปี จำนวน 23 คน
- ผู้ที่มีภาวะอ้วน (BMI  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup>) เพศหญิง อายุ 18-49 ปี จำนวน 23 คน

### 6.3 การคำนวณขนาดตัวอย่างและเหตุผลในการเลือกอาสาสมัครในการวิจัย

การคำนวณหาขนาดของกลุ่มตัวอย่างใช้ข้อมูลจากการศึกษาของ วิฐู และคณะ ในปี 2013 โดยการเปรียบเทียบแนวการวางตัวของรอยง่าขาระหว่างผู้ที่มีดัชนีมวลกายปกติและคนอ้วน โดยใช้ค่า power 80% และ alpha error ที่ 0.05 คำนวณตามสูตรสมการที่ใช้ในการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ย 2 กลุ่มที่เป็นอิสระต่อกัน ดังต่อไปนี้

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 \sigma^2}{\Delta^2}$$

$\sigma^2$  = pool variance hip adduction = 3.76

$\Delta$  = difference in mean between two group = 2.60

$\alpha$  = 0.05 (2-sided),  $Z_{\alpha}$  = 1.96

$$\beta = 0.20, 1 - \beta = 0.80, Z_{\beta} = 0.84$$

$$n/\text{group} = 22.75, \approx 23 \text{ คน}$$

คำนวณขนาดตัวอย่างสำหรับการศึกษานี้ ได้จำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยกลุ่มละ 23 คน

#### 6.4 เกณฑ์การรับอาสาสมัครเข้าร่วมโครงการ (Inclusion criteria)

- เพศหญิง
- อายุ 18-49 ปี
- มีค่าดัชนีมวลกาย (BMI) อยู่ในช่วง 18.5-24.9 kg/m<sup>2</sup> ให้อยู่ในกลุ่มที่มีน้ำหนักปกติ
- มีค่าดัชนีมวลกาย (BMI) มากกว่าหรือเท่ากับ 30 kg/m<sup>2</sup> ให้อยู่ในกลุ่มที่มีภาวะอ้วน
- ไม่มีอาการปวดบริเวณรยางค์ขาขณะทำวิจัย
- ไม่มีประวัติกระดูกหัก, ฝ่าตัด บริเวณรยางค์ขา

#### 6.5 เกณฑ์การไม่รับอาสาสมัครเข้าร่วมโครงการ (Exclusion criteria)

- ผู้ที่มีโรคทางระบบประสาทซึ่งเกิดรอยโรคบริเวณ สมอง ไขสันหลัง และเส้นประสาท (brain, spinal cord, และ peripheral nerves) เช่น โรคหลอดเลือดสมอง, โรคโปลิโอ, Multiple sclerosis, Spinal muscular atrophy, Systemic lupus erythematosus เป็นต้น

#### 6.6 เกณฑ์การยุติเข้าร่วมโครงการ (Discontinuation criteria)

หากผู้เข้าร่วมวิจัยไม่เต็มใจหรือมีภาวะที่ทำให้ไม่สามารถทำการทดสอบต่อไปได้จนเสร็จจะทำการยุติการเข้าร่วมโครงการ

#### 6.7 การออกแบบการวิจัย ขั้นตอนดำเนินการวิจัยและการควบคุมการวิจัย

- อุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยวิจัย
  1. เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ (VICON motion analysis) ประกอบด้วย กล้องวิดีโอ 8 ตัว, VICON Nexus software รุ่น 1.8.2
  2. Skin fold caliper รุ่น 5028/0029
  3. Small anthropometer caliper

4. Reflective markers 16 ตัว ขนาด 14 มิลลิเมตร

5. Step

6. Metronome

7. สายวัด

- ขั้นตอนดำเนินการวิจัย

1. หลังจากการศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรม คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้เข้าร่วมวิจัยจะแสดงความยินยอมก่อนที่จะเข้าร่วมในการศึกษา

2. ผู้เข้าร่วมวิจัยตอบแบบประเมินโดยใช้แบบประเมินทางการแพทย์ และแบบประเมินการบาดเจ็บข้อสะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า ตามเกี่ยวกับข้อมูลทั่วไปและข้อมูลการบาดเจ็บของร่างกายของผู้เข้าร่วมวิจัย (ตั้งภาคผนวก ก, ข, ค และ ง)

3. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคน ชั่งน้ำหนัก วัดส่วนสูง หลังจากนั้นวัดไขมันใต้ผิวหนังบริเวณ Suprailiac crest, Thigh และ Triceps ตามหลักการของ Modified Jackson & Pollock เพื่อนำค่าที่ได้มาคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ไขมันใต้ผิวหนัง

4. ผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ

- กลุ่มที่ 1 คือ คนที่มีน้ำหนักปกติ ( $BMI \geq 18.5-24.9 \text{ kg/m}^2$ ) จำนวน 23 คน

- กลุ่มที่ 2 คือ คนที่มีภาวะอ้วน ( $BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$ ) จำนวน 23 คน

จากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยเปลี่ยนเป็นกางเกงรัดรูปและเปิดเสื้อขึ้นเหนือบริเวณเอว เพื่อให้สามารถคล้องกระดูกเพื่อติด Reflective markers ได้ชัดเจน

5. ตำแหน่งที่ติด Reflective markers คือ anterior superior iliac spine (ASIS), posterior superior iliac spine (PSIS), lateral epicondyle of the knee, lateral 1/3 surface of the thigh, lateral 1/3 of the shank, lateral malleolus, second metatarsal head และ calcaneus ของขาทั้งสองข้าง

6. หลังจากนั้นผู้วิจัยทำการเก็บข้อมูลผู้เข้าร่วมวิจัยโดยเครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ (Vicon motion analysis) โดยใช้โปรแกรม Vicon nexus รุ่น 1.8.2 ซึ่งก่อนการเก็บข้อมูลจะต้อง calibration กล้อง เพื่อให้กล้องสามารถระบุตำแหน่งของ Reflective markers ได้

7. การเก็บข้อมูลจะเก็บขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันได โดยขั้นตอนขณะยืนนิ่งผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องยืนนิ่งและลงน้ำหนักขาทั้งสองข้างให้เท่ากัน และก่อนทำการเก็บข้อมูลการก้าวลงบันไดจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยฝึกซ้อมการก้าวลงบันไดจนเกิดความคุ้นเคย

8. ขั้นตอนการก้าวลงบันไดแบ่งเป็น 2 ขั้นตอน คือ

- ขั้นตอนที่ 1 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนบน Step และก้าวลง Step โดยให้ส้นเท้าสัมผัสพื้น จากนั้นให้กลับสู่ท่าเริ่มต้น ทำทั้งหมด 3 ครั้ง และให้ผู้ร่วมวิจัยทำตามสะดวก ซึ่งไม่มี metronome ควบคุมจังหวะการเคลื่อนไหว

- ขั้นตอนที่ 2 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนบน Step และก้าวลง Step โดยให้ส้นเท้าสัมผัสพื้น จากนั้นให้กลับสู่ท่าเริ่มต้น ทำทั้งหมด 3 ครั้ง ซึ่งควบคุมจังหวะการเคลื่อนไหวโดยใช้ metronome และตั้งค่าที่ 60 ครั้งต่อนาที

#### 6.8 การวิเคราะห์ข้อมูล รายละเอียดของวิธีการทางสถิติที่ใช้

วิเคราะห์ข้อมูลขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันได ซึ่งในขณะก้าวลงบันไดจะวิเคราะห์ข้อมูล 3 ช่วง คือ 1) ขณะที่ทำ toe off, 2) ขณะที่ lateral malleolus อยู่ในระดับเดียวกับ Step และ 3) ขณะที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น (เข้าข้างที่ support งามากที่สุด) โดยใช้โปรแกรม SPSS for windows version 11.5 สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ โดยวิเคราะห์แบบ Independent-t test เพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของค่ามุม hip adduction และ knee valgus ระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วนทั้ง โดยตั้งค่านัยสำคัญทางสถิติ (p-value) ไว้ไม่น้อยกว่า 0.05

#### 6.9 ข้อพิจารณาเฉพาะ

ไม่มี

### 7. ข้อพิจารณาทางจริยธรรม

#### 7.1 ระบุความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นและแนวทางการป้องกันและแก้ไข

การวิจัยนี้มีความเสี่ยง คือ ผู้เข้าร่วมวิจัยอาจจะมีอาการปวดขาในขณะก้าวลงบันได เนื่องจากมีการก้าวขาย้อนหลังกลับสู่ท่าเริ่มต้น ซึ่งเป็นกิจกรรมที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่คุ้นเคย ดังนั้นถ้าผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการปวดจะให้หยุดพัก สังเกตอาการ และปฐมพยาบาลเบื้องต้น ได้แก่ การประคบเย็น, การพัน Bandage เป็นต้น

#### 7.2 การดูแลรักษาและแก้ปัญหาอื่นกรณีเกิดผลแทรกซ้อนแก่อาสาสมัคร

หากเกิดปัญหา ผู้วิจัยจะให้ปฐมพยาบาลเบื้องต้นและให้การดูแลทางกายภาพบำบัดโดยทันที

8. แบบยินยอมอาสาสมัคร (Consent form, R02/1) เป็นภาษาไทย (จัดทำเป็นเอกสารแนบ)
9. แบบคำชี้แจงอาสาสมัคร (Information sheet, R03) เป็นภาษาไทย (จัดทำเป็นเอกสารแนบ)
10. ความรู้ที่จะได้จากการวิจัย เกิดประโยชน์คุ้มกับภาระ/ความเสี่ยงของอาสาสมัคร

การวิจัยครั้งนี้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับบุคลากรทางการแพทย์เกี่ยวกับจลศาสตร์แนวการวางตัวของรยางค์ขาในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วนขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันได เพื่อเป็นแนวทางในการป้องกันและแก้ไขปัญหาสำหรับผู้ที่ภาวะอ้วนและอาจจะส่งผลต่อการเกิดภาวะข้อเข่าเสื่อมได้

ลงนาม .....

(นางสาววารีรัตน์ ชุ่มอภัย)











**APPENDIX L**

## ใบแนะนำการเขียนแบบคำชี้แจงอาสาสมัคร (Information sheet) ควรประกอบด้วยหัวข้อดังต่อไปนี้

### 1. ชื่อโครงการ

แนวการวางตัวของรยางค์ขาขณะยืนหนึ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

### 2. ชื่อผู้รับผิดชอบโครงการ

นางสาววาริรัตน์ ชุ่มอภิย์ ผู้ทำโครงการวิจัย คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

หมายเลขโทรศัพท์ 097-083-3838 อีเมลล์ Erin\_jeez@hotmail.com

### 3. เหตุที่ต้องทำวิจัยและเหตุผลที่ต้องการศึกษาในคน รวมทั้งเหตุผลที่อาสาสมัครที่ได้รับเชิญเข้าร่วมโครงการ

โรคอ้วนเป็นปัจจัยเสี่ยงในการพัฒนาไปเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม โดยกลไกการเชื่อมโยงระหว่างความอ้วนและการเสื่อมของข้อต่อ คือ โรคอ้วนจะเพิ่มน้ำหนักกดลงบนข้อต่อที่มาก ซึ่งส่งผลต่อข้อสะโพก, ข้อเข่า และข้อเท้า ทำให้เกิดการเสื่อมของข้อต่อ โดยเฉพาะอย่างยิ่งข้อเข่า โดยมีผลทำให้เกิดข้อเข่าโก่ง (varus malalignment) และส่งผลให้มีการเพิ่มแรงทางด้านในของข้อเข่า ซึ่งส่งเสริมทำให้เกิดข้อเข่าเสื่อมเพิ่มมากขึ้น และอีกด้าน คือ น้ำหนักที่กดลงบนข้อต่อเพิ่มมากขึ้นมีผลทำให้เกิดข้อเข่าโก่ง โดยทำให้เพิ่มแรงทางด้านในของข้อเข่า ซึ่งส่งผลทำให้เกิดข้อเข่าเสื่อม อย่างไรก็ตามการที่มีมวลร่างกายมากเกินไป ส่งผลกระทบต่อรูปร่างทำให้จุดศูนย์กลางถ่วงเลื่อนมาตกด้านหน้าข้อต่อ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวทำให้คนอ้วนมีความยากลำบากมากขึ้นในการทำกิจกรรมประจำวันเมื่อเปรียบเทียบกับคนปกติ เนื่องจากต้องมีการถ่ายเทน้ำหนักหรือมวลร่างกายที่มากขึ้นต้านกับแรงโน้มถ่วงของโลก

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า มีการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวันกับคนอ้วน เช่น การเดิน, การลุกขึ้นยืน เป็นต้น ส่วนการเคลื่อนไหวที่มีความยากลำบากและมีความท้าทายที่มากกว่า เช่น การก้าวลงบันได (step down) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับการลงบันได (stair descent) ที่มีความสำคัญต่อคุณภาพชีวิตและเป็นกิจกรรมที่พบบ่อยในการทำกิจกรรมประจำวันแต่ยังไม่มีใครทำการศึกษามาก่อน ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่จะศึกษาเกี่ยวกับแนวการวางตัวของรยางค์ขาขณะยืนหนึ่งและก้าวลงบันไดในคนที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน โดยคัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นเพศหญิงที่มีอายุระหว่าง 18-49 ปี เนื่องจากเพศหญิงมีความกว้างของกระดูกเชิงกรานมากกว่าเพศชาย และช่วงอายุ 18-49 ปี เป็นช่วงอายุที่กระดูกมีการเจริญเติบโตเต็มที่และยังไม่มีความเสี่ยงของการเกิดกระดูกเสื่อม

### 4. วัตถุประสงค์ของโครงการ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ เปรียบเทียบแนวการวางตัวของรยางค์ขาขณะยืนหนึ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน โดยมีวัตถุประสงค์เฉพาะ คือ

- 1) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุมหุบข้อสะโพกขณะยืนนิ่งระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
- 2) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุมกางข้อเข่าขณะยืนนิ่งระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
- 3) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุมหุบข้อสะโพกขณะก้าวลงบันไดระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน
- 4) เพื่อเปรียบเทียบค่ามุมกางข้อเข่าขณะก้าวลงบันไดระหว่างเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

#### 5. ขั้นตอนและกระบวนการทำวิจัย

ผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 46 คน โดยแบ่งเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มละ 23 คน ต้องลงชื่อยินยอมในหนังสือให้ความยินยอม เข้าร่วมโครงการ (R02/1) โดยผู้เข้าร่วมมีคุณสมบัติ ดังต่อไปนี้

##### - เกณฑ์การรับอาสาสมัครเข้าร่วมโครงการ

- เพศหญิง
- อายุ 18-49 ปี
- มีค่าดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง  $18.5-24.9 \text{ kg/m}^2$  ให้อยู่ในกลุ่มที่มีน้ำหนักปกติ
- มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ  $30 \text{ kg/m}^2$  ให้อยู่ในกลุ่มภาวะอ้วน
- ไม่มีอาการปวดและบาดเจ็บบริเวณรยางค์ขาขณะทำวิจัย
- ไม่มีประวัติกระดูกหัก, ผ่าตัด บริเวณรยางค์ขา

##### - เกณฑ์การไม่รับอาสาสมัครเข้าร่วมโครงการ

- ผู้ที่มีโรคทางระบบประสาทซึ่งเกิดรอยโรคบริเวณ สมอง ไขสันหลัง และเส้นประสาท (brain, spinal cord, และ peripheral nerves) เช่น โรคหลอดเลือดสมอง, โรคโปลิโอ, Multiple sclerosis, Spinal muscular atrophy, Systemic lupus erythematosus เป็นต้น

##### - อุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยวิจัย

1. เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ (VICON motion analysis) ประกอบด้วย กล้องวิดีโอ 8 ตัว, VICON nexus software รุ่น 1.8.2
2. Skin fold caliper รุ่น 5028/0029
3. Small anthropometer caliper
4. Reflective markers 16 ตัว ขนาด 14 มิลลิเมตร

5. Step

6. Metronome

7. สายวัด

- ขั้นตอนดำเนินการวิจัย

1. หลังจากการศึกษาที่ได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรม คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้เข้าร่วมวิจัยจะแสดงความยินยอมก่อนที่จะเข้าร่วมในการศึกษา

2. ผู้เข้าร่วมวิจัยตอบแบบประเมินโดยใช้แบบประเมินทางการแพทย์ และแบบประเมินการบาดเจ็บข้อสะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า ตามเกี่ยวกับข้อมูลทั่วไปและข้อมูลการบาดเจ็บของรยางค์ขาของผู้เข้าร่วมวิจัย (ตั้งภาคผนวก ก, ข, ค และ ง)

3. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคน ซึ่งน้ำหนัก วัตส่วนสูง หลังจากนั้นวัดไขมันใต้ผิวหนังบริเวณเหนือกระดูกเชิงกราน, ต้นขา และต้นแขน ตามหลักการของ Modified Jackson & Pollock เพื่อนำค่าที่ได้มาคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ไขมันใต้ผิวหนัง

4. ผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ

- กลุ่มที่ 1 คือ คนที่มีน้ำหนักปกติ ( $BMI \geq 18.5-24.9 \text{ kg/m}^2$ ) จำนวน 23 คน

- กลุ่มที่ 2 คือ คนที่มีภาวะอ้วน ( $BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$ ) จำนวน 23 คน

จากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยเปลี่ยนเป็นกางเกงรัดรูปและเปิดเสื้อขึ้นเหนือบริเวณเอว เพื่อให้สามารถคลำปุ่มกระดูกเพื่อติดเครื่องหมายบ่งชี้ตำแหน่งได้ชัดเจน

5. ตำแหน่งที่ติดเครื่องหมายบ่งชี้ตำแหน่ง คือ บริเวณกระดูกเชิงกราน, กระดูกเชิงกราน ด้านหน้าส่วนบน, 1/3 ด้านนอกของขาต่อหน้า, กระดูก epicondyle ด้านนอกของข้อเข่า, 1/3 ด้านนอกของขาต่อหน้า, กระดูก malleolus ด้านนอกของข้อเท้า, กระดูก metatarsal ของนิ้วเท้า และกระดูก calcaneous ของขาทั้งสองข้าง

6. หลังจากนั้นผู้วิจัยทำการเก็บข้อมูลผู้เข้าร่วมวิจัยโดยเครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ ( VICON motion analysis) โดยใช้โปรแกรม Vicon nexus รุ่น 1.8.2 ซึ่งก่อนการเก็บข้อมูลจะต้อง calibration กล้อง เพื่อให้กล้องสามารถระบุตำแหน่งของเครื่องหมายบ่งชี้ตำแหน่งได้

7. การเก็บข้อมูลจะเก็บขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันได โดยขั้นตอนขณะยืนนิ่งผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องยืนนิ่งและลงน้ำหนักขาทั้งสองข้างให้เท่ากัน และก่อนทำการเก็บข้อมูลการก้าวลงบันไดจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยฝึกซ้อมการก้าวลงบันไดจนเกิดความคุ้นเคย

8. ขั้นตอนการก้าวลงบันไดแบ่งเป็น 2 ขั้นตอน คือ

- ขั้นตอนที่ 1 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนบน Step และก้าวลง Step โดยให้สัมผัสสัมผัสพื้น จากนั้นให้กลับสู่ท่าเริ่มต้น ทำทั้งหมด 3 ครั้ง และให้ผู้ร่วมวิจัยทำตามสะดวก ซึ่งไม่มี metronome ควบคุมจังหวะการเคลื่อนไหว

- ขั้นตอนที่ 2 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนบน Step และก้าวลง Step โดยให้สัมผัสสัมผัสพื้น จากนั้นให้กลับสู่ท่าเริ่มต้น ทำทั้งหมด 3 ครั้ง ซึ่งควบคุมจังหวะการเคลื่อนไหวโดยใช้ metronome และตั้งค่าที่ 60 ครั้งต่อนาที

6. ประโยชน์ที่คาดว่าจะเกิดขึ้นจากการทำวิจัย

1) ได้ทราบถึงแนวการวางตัวของร่างกายในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

2) ได้ทราบถึงความแตกต่างของแนวร่างกายขณะยืนนิ่งและก้าวลงบันไดในเพศหญิงที่มีน้ำหนักปกติและภาวะอ้วน

7. สิ่งที่อาสาสมัครจะต้องปฏิบัติและไม่ปฏิบัติระหว่างการศึกษ และระยะเวลาของการวิจัย

สิ่งที่อาสาสมัครจะต้องปฏิบัติ

- ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องแต่งกายให้กระชับและเปิดส่วนที่จะทำการติดเครื่องหมายบ่งชี้ตำแหน่ง เพื่อให้สามารถเห็นแนวข้อต่อและปุ่มกระดูกได้อย่างชัดเจน

สิ่งที่อาสาสมัครจะต้องไม่ปฏิบัติ

- ห้ามผู้เข้าร่วมวิจัยทำกิจกรรมที่ทำให้เครื่องหมายบ่งชี้ตำแหน่งเลื่อนหลุดออกจากตำแหน่งที่ผู้วิจัยติด

8. ความเสี่ยงหรืออันตรายที่จะเกิดขึ้นและหรือความไม่สะดวกสบายของอาสาสมัครที่อาจได้รับและมาตรการที่ผู้วิจัยเตรียมไว้ป้องกัน

การวิจัยนี้มีความเสี่ยง คือ ผู้เข้าร่วมวิจัยอาจจะมีอาการปวดเข่าในขณะที่ก้าวลงบันได เนื่องจากมีการก้าวขา ย้อนหลังกลับสู่ท่าเริ่มต้น ซึ่งเป็นกิจกรรมที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่คุ้นเคย ดังนั้นถ้าผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการปวดจะให้หยุดพัก สังเกตอาการ และปฐมพยาบาลเบื้องต้น ได้แก่ การประคบเย็น, การพันผ้าเทป (Bandage) เป็นต้น

9. กรณีเกิดภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยผู้วิจัยจะให้การดูแลรักษาพยาบาลหรือชดเชยอาสาสมัครอย่างไร

หากเกิดปัญหา ผู้วิจัยจะให้การปฐมพยาบาลเบื้องต้นและให้การดูแลทางกายภาพบำบัดโดยทันที

10. การให้ค่าตอบแทนเป็นเงิน ควรระบุจำนวนและจำนวนครั้งที่ให้อาสาสมัคร

ไม่มี

11. การรักษาความลับเกี่ยวกับอาสาสมัคร

ข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ได้ให้ไว้จะไม่ถูกนำมาเผยแพร่ต่อสาธารณชน และในส่วนของภาพถ่ายวิดีโอจะไม่เห็นหน้าผู้เข้าร่วมวิจัย เนื่องจากถ่ายวิดีโอเฉพาะในส่วนขอรยางค์ขา

12. สิทธิของอาสาสมัครในการถอนตัวออกจากโครงการเมื่อไรก็ได้ โดยไม่กระทบต่อการรักษาพยาบาลของอาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วย

ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถถอนตัวออกจากโครงการเมื่อใดก็ได้

13. โครงการวิจัยได้รับความเห็นชอบจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จากคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



## VITAE

**Name:** Miss Wareerat Shum-a-pai

**Date of Birth:** November 19, 1986

**Place of Birth:** Mahasarakham

**Address:** 25 Jangsanit Road.

Kanglengjan, Muang, Mahasarakham 44000.

### **Educational Background:**

- 
- 2005 Secondary Certificate  
Sarakhampittayakom School
  - 2009 Bachelor of Science Program (Physical Therapy)  
Rangsit University
  - 2016 Master of Science Program (Physical Therapy)  
Srinakharinwirot University