

แรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลัง  
และเดินไปข้างหน้าที่ระดับความเร็วต่างๆ



นาย ณัฐพล สนธิชัย

# ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาเวชศาสตร์การกีฬา

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

TIBIOFEMORAL JOINT REACTION FORCE DURING STANCE PHASE OF BACKWARD  
AND FORWARD WALKING AT VARIED SPEED



Mr. Nutthapon Zonthichai

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science Program in Sports Medicine

Faculty of Medicine

Chulalongkorn University


Academic Year 2010

Copyright of Chulalongkorn University

Thesis Title TIBIOFEMORAL JOINT REACTION FORCE DURING STANCE  
PHASE OF BACKWARD AND FORWARD WALKING AT  
VARIED SPEED  
By Mr. Nutthapon Zonthichai  
Field of Study Sports Medicine  
Thesis Advisor Assistant Professor Pasakorn Watanatada, M.D., Ph.D.

---

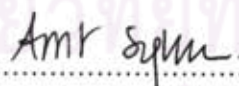
Accepted by the Faculty of Medicine, Chulalongkorn University in Partial  
Fulfillment of the Requirements for the Master's Degree

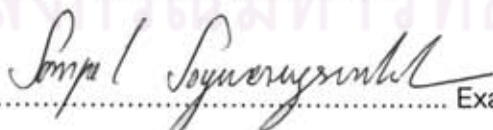
  
..... Dean of the Faculty of Medicine  
(Professor Adisorn Patradul, M.D.)


#### THESIS COMMITTEE

  
..... Chairman  
(Associate Professor Pongsak Yuktanandana, M.D.)

  
..... Thesis Advisor  
(Assistant Professor Pasakorn Watanatada, M.D., Ph.D.)

  
..... Examiner  
(Professor Areerat Suputtitada, M.D.)

  
..... Examiner  
(Associate Professor Sompol Sanguanrungsirikul, M.D., MSc.)

  
..... External Examiner  
(Suwat Sidthilaw, Ph.D.)

ณัฐพล สนธิชัย : แรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและเดินไปข้างหน้าในระดับความเร็วต่างๆ. (TIBIOFEMORAL JOINT REACTION FORCE DURING STANCE PHASE OF BACKWARD AND FORWARD WALKING AT VARIED SPEED) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ผศ.นพ.ดร. ภาสกร วัฒนธาดา, 87 หน้า.

การวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อศึกษาแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและเดินไปข้างหน้าในระดับความเร็วต่างๆ ซึ่งชาวไทยที่เข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้มีจำนวน 54 คน มีอายุเฉลี่ย  $25.17 \pm 4.37$  ปี มีดัชนีมวลกายเฉลี่ย  $21.15 \pm 1.75$  กิโลกรัม/เมตร<sup>2</sup> โดยแต่ละคนทำการเดินไปข้างหน้าและถอยหลังบนเครื่องสายพานคู่ที่แยกวัดค่า Ground reaction force (GRF) ของเท้าแต่ละข้าง ด้วยความเร็ว 5 ระดับจากช้าไปเร็ว (0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6 เมตรต่อวินาที ตามลำดับ) ใช้การสุ่มในการเลือกทิศทางเดินก่อนและหลัง ค่า GRF ของเท้าข้างขวาจะถูกนำมาคำนวณหาค่าแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นด้วยวิธี inverse dynamics ระหว่างทดสอบจะบันทึกอัตราการเต้นของหัวใจ และค่า rating of perceived exertion (RPE) ในทุกความเร็วด้วย

ผลการศึกษาพบว่าการเดินถอยหลังมีค่าแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นมากกว่าการเดินไปข้างหน้าในทุกความเร็ว และมีอัตราการเต้นของหัวใจกับค่า RPE ที่มากกว่าด้วย แต่ค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าตลอดช่วงเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นในการเดินถอยหลังมีค่าใกล้เคียงกับการเดินไปข้างหน้าในช่วงความเร็วที่น้อยกว่า 1.0 เมตรต่อวินาที และน้อยกว่าในช่วงความเร็วที่มากกว่า 1.2 เมตรต่อวินาที และหากเปรียบเทียบระหว่างการเดินถอยหลังด้วยความเร็ว 1.2 เมตรต่อวินาที ซึ่งเป็นการออกกำลังกายระดับปานกลางกับการเดินไปข้างหน้าด้วยความเร็ว 1.6 เมตรต่อวินาที ซึ่งยังคงเป็นการออกกำลังกายระดับเบา พบว่ามีค่าแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นที่เริ่มใกล้เคียงกัน ( $135.48 \pm 12.75$  vs.  $136.73 \pm 4.63$  เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัว) และการเดินถอยหลังเริ่มมีค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าตลอดช่วงเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นที่น้อยกว่าแล้ว ( $83.53 \pm 1.56$  vs.  $90.66 \pm 1.56$  เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัว) ดังนั้นจึงชี้ให้เห็นว่าการเดินถอยหลังอาจมีค่าแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นน้อยกว่าการเดินไปข้างหน้า หากให้เดินด้วยระดับความหนักของการออกกำลังกายที่เท่ากัน ซึ่งสามารถนำมาใช้เป็นทางเลือกในการออกกำลังกายเพื่อสุขภาพได้ สำหรับผู้ที่มีปัญหาการบาดเจ็บของข้อ tibiofemoral

สาขาวิชา..... เวชศาสตร์การกีฬา..... ลายมือชื่ออนิลิต..... ๒๕๖๓ ๕๓๖๖๖  
ปีการศึกษา..... 2553..... ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....

# # 5074769630 : MAJOR SPORTS MEDICINE

KEYWORDS : BACKWARD WALKING / JOINT REACTION FORCE / STANCE PHASE  
/ INVERSE DYNAMICS

NUTTHAPON ZONTHICHAJ : TIBIOFEMORAL JOINT REACTION FORCE  
DURING STANCE PHASE OF BACKWARD AND FORWARD WALKING AT  
VARIED SPEED. ADVISOR : ASST. PROF. PASAKORN WATANATADA, M.D.,  
Ph.D., 87 pp.

The objective of this study is to measure tibiofemoral joint reaction force (TFJRF) during stance phase of backward and forward walking at varied speed. The participants were 54 healthy Thai male, aged  $25.17 \pm 4.37$  years, body mass index  $21.15 \pm 1.75$ . All subjects walked forward and backward on the split-belt treadmill, which could record ground reaction forces (GRF) of each foot, with 5 speeds from slowest to fastest (0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6 m/s, respectively). First direction of walking was randomized. Right GRF was used to calculate TFJRF by inverse dynamic model. In each speed of each trial, heart rate and rating of perceived exertion (RPE) were also recorded.

The results demonstrate that backward walking produced higher peak TFJRF during stance phase than forward walking in every speed. Subjects had higher heart rate and RPE in every speed when backward walking, as well. However, the average TFJRF were similar in both forward and backward walking during slow speeds (below 1.0 m/s) and lower in backward walking if speed increased more than 1.2 m/s. If compared between backward walking at 1.2 m/s, which was moderate exercise intensity ( $69.20 \pm 10.37\%$  HR max) and forward walking at 1.6 m/s, which was light exercise intensity ( $58.48 \pm 8.12\%$  HR max). The peak TFJRF were similar ( $135.48 \pm 12.75\%$  BW vs.  $136.73 \pm 4.63\%$  BW), and average TFJRF were lower during backward walking ( $83.53 \pm 1.56\%$  BW vs.  $90.66 \pm 1.56\%$  BW). Therefore, backward walking may produce lower TFJRF than forward walking when walk with the same exercise intensity and could be used in exercise prescriptions or rehabilitation programs for ones who have tibiofemoral joint problems.

Field of Study : ..... Sports Medicine .....

Student's Signature Nutthapon Zonthichai

Academic Year : ..... 2010 .....

Advisor's Signature P. Watanatada

## ACKNOWLEDGEMENTS

The success of this thesis can be attributed to the extensive support and assistance from my advisor, Assistant Professor Pasakorn Watanatada, M.D., Ph.D. I deeply thank him for his valuable guidance and consultation in this research. I wish to thank Associate Professor Pongsak Yuktanandana, M.D., Professor Areerat Suputtitada, M.D., Associate Professor Sompol Sanguanrungsirikul, M.D., MSc., and Suwat Sidthilaw, Ph.D. for their suggestions in this study. Moreover, my expression also extends to thank Miss Chatchadaporn Pitaksathienkul, an officer of Research and Development Section, and the Bureau of Sport Science, Department of Physical Education for supporting me the split-belt treadmill, three dimensional (3D) data collection and analysis devices, other instruments and location.

I am very grateful to thank all subjects in this study. I wish to express my special thanks to all of the staff and my colleagues at Faculty of Medicine, Chulalongkorn University for their kindness and co-operation during this study.

Finally, I am grateful to my family and my friends for their love, support, entire care, and warmest encouragement throughout this study.

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## CONTENTS

	PAGE
ABSTRACT (THAI).....	iv
ABSTRACT (ENGLISH).....	v
ACKNOWLEDGEMENTS.....	vi
CONTENTS.....	vii
LIST OF TABLES.....	ix
LIST OF FIGURES.....	x
CHAPTER	
I.    INTRODUCTION.....	1
BACKGROUND AND RATIONALES.....	1
RESEARCH QUESTION.....	2
RESEARCH OBJECTIVES.....	2
SCOPE OF RESEARCH.....	3
CONCEPTUAL FRAMEWORK.....	3
ASSUMPTIONS.....	4
LIMITATIONS.....	4
OPERATIONAL DEFINITIONS.....	5
EXPECTED BENEFITS AND APPLICATIONS.....	6
II.   REVIEW LITERATURES.....	8
FUNCTIONAL ANATOMY OF KNEE.....	8
BACKWARD WALKING.....	8
INVERSE DYNAMIC MODEL.....	15
III.  RESEARCH METHODOLOGY.....	19
RESEARCH DESIGN.....	19
TARGET POPULATION .....	19
SAMPLE.....	19
INCLUSION CRITERIA.....	19
EXCLUSION CRITERIA.....	19

CHAPTER	PAGE
SAMPLE TECHNIQUE.....	20
SAMPLE SIZE DETERMINATION.....	20
INSTRUMENTS.....	21
PROCEDURES.....	26
SAMPLE SELECTION.....	27
INSTRUMENTAL SET-UP.....	27
HISTORY TAKING, PHYSICAL EXAMINATION AND SUBJECT PREPARATION .....	28
WALKING PROTOCOL.....	30
INDICATIONS FOR STOPPING THE TRIAL.....	32
DATA COLLECTION.....	33
DATA ANALYSIS.....	34
IV. RESULTS.....	36
CHARACTERISTICS OF SUBJECTS.....	36
WALKING RESULTS.....	37
V. DISCUSSION AND CONCLUSION.....	65
REFERENCES.....	70
APPENDICES.....	73
APPENDIX A PATIENT INFORMATION SHEET.....	74
APPENDIX B CONSENT FORM.....	81
APPENDIX C SCREENING FORM.....	83
APPENDIX D DATA RECORD FORM .....	84
BIOGRAHPY.....	87



## LIST OF TABLES

TABLE	PAGE
4.1 Baseline characteristics of the subjects.....	36
4.2 Exercise information of the subjects .....	37
4.3 Mean (SD) of cadence (strides/min) of forward and backward walking of all subjects .....	39
4.4 Mean (SD) of % stance phase of forward and backward walking of all subjects .....	39
4.5 Mean (SD) of range of motion (degree) of hip, knee and ankle joints of forward and backward walking of all subjects .....	42
4.6 Mean (SD) of absolute angle (degree) of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis of forward and backward walking of all subjects .....	43
4.7 Mean (SD) of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in combined axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects .....	55
4.8 Mean (SD) of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in each axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects.....	56
4.9 Mean (SD) of average tibiofemoral joint reaction forces in combined axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects .....	59
4.10 Mean (SD) of heart rate (beats/min) of forward and backward walking in each speed, from all subjects .....	61
4.11 Mean (SD) of the percentage of maximum heart rate (% HR max) of forward and backward walking in each speed, from all subjects.....	62
4.12 Mean (SD) of the rating of perceived exertion (RPE) of forward and backward walking in each speed, from all subjects .....	62

## LIST OF FIGURES

FIGURE	PAGE
1.1 Gait cycle.....	6
2.1 Comparison between range of motion patterns of knee joint in forward and backward walking (1 stride).....	9
2.2 Free body diagram of foot shank and thigh with forces that act to each segment in three-dimensional (3D) movement.....	18
3.1 Split-belt treadmill with total 2 force plates embedded under each belt (2 emergency stop buttons hanged on the rails).....	21
3.2 Three dimensional (3D) data collection and analysis devices, optical system (Qualisys Track Manager; QTM).....	22
3.3 Alive Heart Rate Monitor .....	23
3.4 Digital video camera with a small-light bulb.....	24
3.5 Borg Scale .....	24
3.6 Experimental location.....	25
3.7 Surface anatomy landmarks for markers .....	29
3.8 Walking protocol .....	31
3.9 (a) Forward walking.....	32
(b) Backward walking.....	32
4.1 (A) Mean of cadence and (B) Mean of % stance phase of forward and backward walking in each speed.....	40
4.2 One gait cycle of forward walking on split-belt treadmill for right leg... (a) Lateral view (b) Posterior view	41
4.3 One gait cycle of backward walking on split-belt treadmill for right leg (a) Lateral view (b) Posterior view	41
4.4 Patterns of hip joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	44

FIGURE	PAGE	
4.5	Patterns of knee joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	45
4.6	Patterns ankle joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	46
4.7	Patterns of absolute angle of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	47
4.8	(A) Mean of range of motion of hip, knee and ankle joints and (B) Mean of absolute angle of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis of forward and backward walking in each speed.....	48
4.9	Patterns of GRF in three axes (at speed 1.0 m/s) over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking.....	50
4.10	Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in mediolateral axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	51
4.11	Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in anteroposterior axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	52
4.12	Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in vertical axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	53
4.13	Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in combined axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds.....	54
4.14	Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in vertical and combined axes of forward and backward walking in each speed..	55
4.15	Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in mediolateral axis of forward and backward walking in each speed.....	58
4.16	Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in anteroposterior axis of forward and backward walking in each speed.	59

FIGURE	PAGE
4.17 Mean of average tibiofemoral joint reaction forces in combined axis of forward and backward walking in each speed.....	60
4.18 Mean of heart rate (HR) of forward and backward walking in each speed.....	63
4.19 Mean of the percentage of maximum heart rate (% HR max) of forward and backward walking in each speed.....	63
4.20 Mean of the rating of perceived exertion (RPE) of forward and backward walking in each speed.....	64



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## CHAPTER I

### INTRODUCTION

#### Background and Rationales

Knee is one of the joints which have injury from sports and exercises (Prentice, 2006). Adequate post-injury rehabilitation program has an important role to help the athletes come back to the games in the short time, and prevent re-injury. Rehabilitation programs that produces the smallest amount of force to knee joint articular surface is necessary. The program can be used for ones who are in knee rehabilitation period or ones who want to prevent their further knee injuries.

Stationary pedal-cycling and swimming are popular programs during early knee rehabilitation which non-weight bearing is required. For ones who need to limit range of motion of knee, stationary arm-cycling is preferable. When partial-weight bearing is allowed, walking in the pool is recommended. When full-weight bearing is allowed, slow walking in a straight pathway on the flat ground should be begun. Higher intensity of weight-bearing activities can be trained when physical conditions improve (Prentice, 2006).

Worldwide, forward walking is recommended for rehabilitation, exercise and training. At the same time, some people use backward walking as a part of these activities (History of backward running, 2009). Ones who have knee problems or previous knee injury may be not able to increase the walking speed to reach their moderate exercise intensity because the knee joint reaction forces increase as walking speed increases. Therefore, it will be useful if we know the knee joint reaction forces during forward and backward walking at varied speed. The information will help to provide an adequate walking prescription for people who have knee problems. Currently, the information of knee joint reaction force in forward direction activity (such as forward walking, running, pedal-cycling) is available. However, the information for backward direction activity is not presently available.

Flynn and Soutas-Little (1995) found that peak patellofemoral compression force was 46.4% smaller in backward running than that of forward running. They recommended backward running for ones who had patellofemoral pain syndrome. Neptune and Kautz (2000) found that backward stationary pedaling produced 33.1% more peak patellofemoral compression force but 46.5% less peak tibiofemoral compression compared with forces of forward pedaling. So, backward pedaling was preferred for ones who had knee osteoarthritis or meniscus damage but not preferred for ones who had patellofemoral pain.

For backward walking, there is no information about knee joint reaction force which happened at varied speed of walking, and no valid comparable knee joint reaction force values between backward and forward walking in each speed.

### **Research Question**

How is the difference between tibiofemoral joint reaction force during stance phase of backward and forward walking?

### **Research Objectives**

#### **Primary research objective**

To measure tibiofemoral joint reaction force during stance phase of backward and forward walking at varied speed.

#### **Secondary research objective**

1. To compare peak and mean tibiofemoral joint reaction forces during stance phase between backward and forward walking at varied speed.
2. To find relationship between peak and mean tibiofemoral joint reaction forces during stance phase and walking speed in each direction.

3. To measure range of motion and pattern of movement of ankle, knee and hp joints in one gait cycle of backward and forward walking at varied speed.

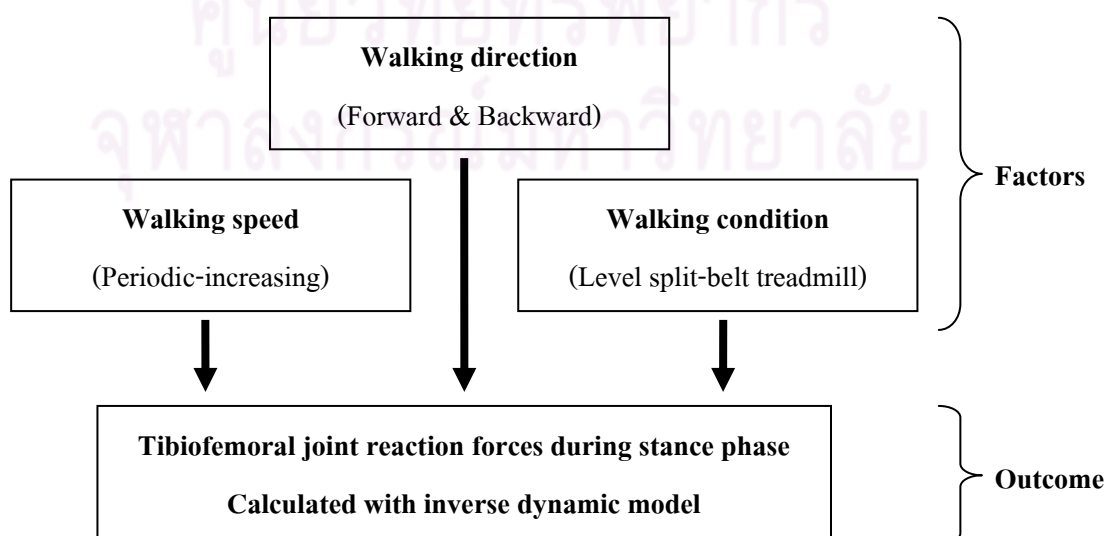
4. To measure absolute angle (with respect to vertical line) and pattern of movement of trunk axis in one gait cycle of backward and forward walking at varied speed.

### Scope of Research

This study is a cross-sectional descriptive research which measures tibiofemoral joint reaction force during stance phase of backward and forward walking at varied speed.

The study approval was obtained from the University Ethics Committee. Written informed consent was obtained from each subject prior to participation. On attendance, the subjects were given the details of the research procedure and risk involved, and reminded of their right to withdraw at any stage.

### Conceptual Framework



## Assumptions

Participants were 20-39 years-old healthy Thai male to minimize risk of falling. The level split-belt treadmill was used to measure ground reaction forces from each foot separately including double-support phase. Besides, it could be used to control walking speed and pattern consistently. Walking patterns on split-belt treadmill might not be similar to the patterns on the floor or conventional treadmill. Therefore, the research results could be applied accurately only for the people who had similar characteristics and walked in the similar environment.

Inverse dynamic model was used to calculate tibiofemoral reaction force. It had own rules or assumptions which we had to follow. The calculated values from this model were passive joint forces that were very reliable because they were not included muscular forces. The passive joint force was the standard value and could be used for reference or comparing with other researches.

## Limitations

1. The research results could not be inferred to people in other age groups; females; ones who had problems of walking, balance, nervous or musculoskeletal system; ones who had some medial conditions and ones who had much more lower or higher physical fitness level.
2. The research results were collected from walking on split-belt treadmill. It
3. had effects on walking pattern and perception that were not similar to walking on the ground or conventional single-belt treadmill. It was not like daily walking because participants had to put their each foot on each belt all the time. Although it helped participants to walk more consistent pattern than overground walking on the ground with a constant speed, results might not be implied as overground walking.
4. The research results in biomechanical aspect such as tibiofemoral joint



reaction force (in this study used inverse dynamic model to calculate) might be differ from other studies' values. Because the biomechanical values were up to the used models and their assumptions. So qualitative comparison was preferred than quantitative comparison.

## Key Words

Backward walking, Joint reaction force, Stance phase, Inverse dynamics

## Operational Definitions

**Backward walking** is defined as walking that walkers face in the opposite direction to the movement, swings the arms and must contact at least one foot to the floor during motion.

**Joint reaction force** is the force from each side of joint surfaces that acts together. Forces with equal values act in opposite directions. Gravitational forces, ground reaction forces and other external forces are included for calculation. Inverse dynamic model are used to predict joint reaction forces in three dimensions (mediolateral, anteroposterior, vertical) (Winter, 1990). When all dimensions of forces are combined together as vector addition, the result is the combined joint reaction force.

**Stance phase** is defined as phase of walking that foost contact the floor. In one gait cycle or one stride (Figure 1.1), the proportion of stance phase and swing phase is approximately 60 and 40%, respectively (Kirtley, 2006). In this research, stance phase is defined when vertical ground reaction force was higher than 5 % of body weight with shoes and continued over this level for at least 0.03 seconds. The stance phase is defined until vertical ground reaction forces fell below 5% of body weight with shoes.

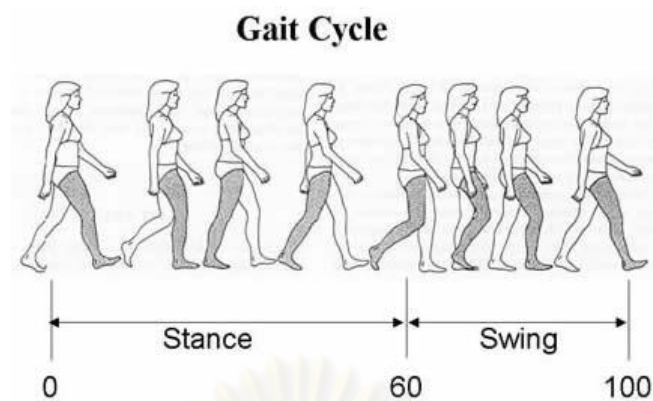


Figure 1.1 Gait cycle

**Inverse dynamics** is defined as an indirect method that is used to calculate force and moment of the joint. Kinematic and kinetic data for calculation are included for calculation under the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> Newton's laws (Winter, 1990; Whittlesey and Robertson, 2004).

**Peak of joint reaction force** is defined as the maximum joint reaction force in one stance phase. In the mediolateral and anteroposterior axes, there are both positive peak of joint reaction forces (medial and anterior directions) and negative peak of joint reaction forces (lateral and posterior direction). In vertical axis, there is only positive peak of joint reaction force.

**Mean of joint reaction force** is defined as the mean joint reaction force over a stance phase.

### Expected Benefits and Applications

1. To find out the tibiofemoral joint reaction force during stance phase; pattern of movement and range of motion of ankle, knee and hip joints over a gait cycle; pattern of movement and absolute angle (with respect to vertical line) of trunk axis in one gait cycle of forward and backward walking at varied speed. The walking speed was controlled consistently by the split-belt treadmill. In the present, there is no standard

value of tibiofemoral joint reaction force during stance phase of constant-speed backward walking.

2. To find out the relationship between tibiofemoral joint reaction force during stance phase and walking speed in both forward and backward directions.

3. The research results can be applied for rehabilitation programs, especially forward and backward walking programs, of ones who had problems or previous injuries of knee.

4. To develop future researches.



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## CHAPTER II

### REVIEW LITERATURES

#### Functional anatomy of knee

Human knee is a condylar joint which has two planes of motion. Motion in sagittal plane is major (flexion and extension). At the same time, there are a little movements in transverse plane (internal and external rotation). The knee consists of three joints such as tibiofemoral joint, patellofemoral joint and superior tibiofibular joint. Tibiofemoral joint is the main joint for knee function (Hamill and Knutzen, 2003).

#### Backward walking

##### *Biomechanics of backward walking (compared with forward walking)*

Backward walking is not a natural movement of human. It has some kinematic patterns which are clearly different from forward walking (Bates et al., 2000). Arata (1999) found that backward running had higher stride rate but shorter stride length than forward running at the same speed. It could be the same for walking which the whole supportive time of backward walking was longer than forward walking. Backward walking has limitation in human body structure, so lower extremity's range of motion and other kinematic parameters are more limited and have different pattern from forward walking. (Figure 2.1)

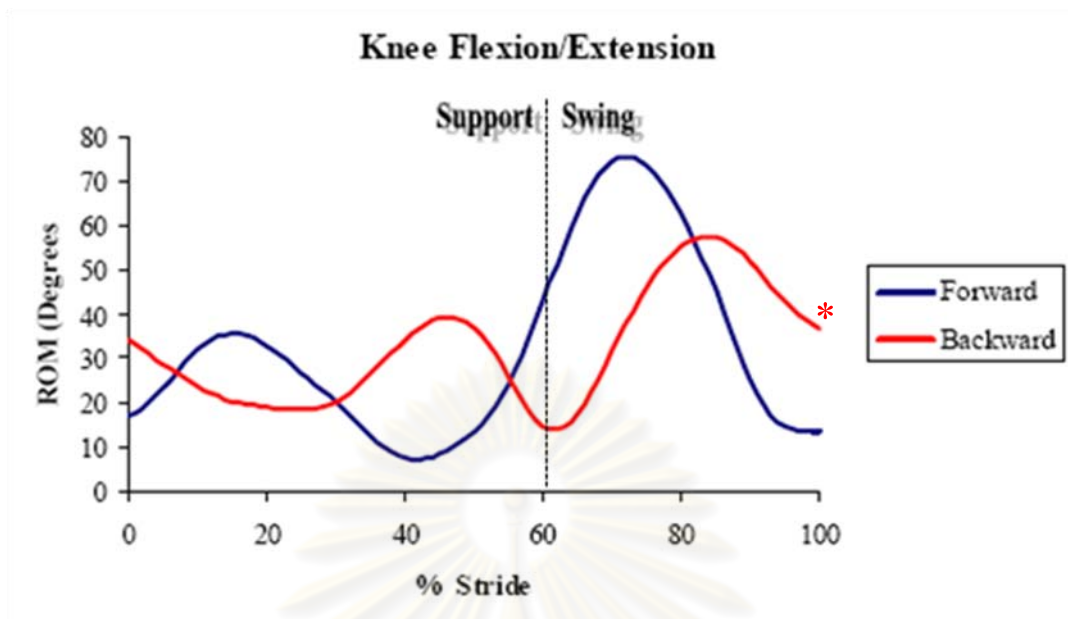


Figure 2.1 Comparison between range of motion patterns of knee joint in forward and backward walking (1 stride) (Dufek JS, Bates BT, Tritsch A. Backward walking: understand function and the associated benefits [cited 2008, 23 November]: Available from: <http://www.backward-running-backward.com>)

Supportive-swing ratio of backward walking is similar to forward walking, 60% in support phase and 40% in swing phase. Patterns of knee motion are also quite similar. But in support phase, they have time-reverse patterns of each other. Sequence in backward walking's support phase is extension-flexion-extension, then goes to swing phase. But sequence in forward walking's support phase is flexion-extension-flexion, then continues flexion and goes to swing phase. However, knee range of motion in backward walking is less than forward walking (Dufek et al., n.d.).

Grosso, et al. (1998) studied motor pattern of human walking, on the floor that was embedded with force plate. They compared backward and forward locomotion in range of speed 0.4-1.0 m/sec. The participants were 7 healthy young adult volunteers (3 men and 4 women). The age of subjects was in the range of 21-36 years old (mean 31 years old). They folded arms over the chest and walked with their own comfortable speed. The results showed that there were difference between backward and forward

walking in biomechanical aspects. In kinematic part, all lower limb segments would move clockwise during stance phase and counterclockwise during swing phase of forward walking. But backward walking was like a mirror image of forward walking, all lower limb segments would move counterclockwise during stance phase and clockwise during swing phase.

In kinetic part, differences were as follows.

1. Vertical ground reaction forces in backward walking had braking peak values (foot contact) higher than propulsive peak values (push off) while they were quite similar in forward walking. On the average, backward walking's braking peak value was higher than forward walking's ( $115.0 \pm 17.6$  % of body weight vs.  $100.8 \pm 4.4$  % of body weight) but backward walking's propulsive peak value was lower than forward walking's ( $93.6 \pm 4.7$  % of body weight vs.  $105.0 \pm 6.6$  % of body weight) when testing at the same range of speed, statistical significantly.

2. Electromyographic (EMG) activity of most leg muscles were higher in backward than forward walking when testing at the same range of speed. Especially, Quadriceps muscle group, such as Rectus femoris and Vastus lateralis, had obviously higher activity in mid-stance phase of backward walking. This roughly suggested that more energy was demanded in backward walking. If walking speed increased, EMG activity of each leg muscle would increase curvilinearly in both direction of walking. Through, rates of increasing were faster for backward than forward walking.

3. Muscle activity patterns in each direction of walking were quite different and unique. However, EMG should be carefully interpreted because their high variation, even if they were measured from the same person repeatedly.

If forward walking speed increased, braking peak of vertical ground reaction forces (VGRF) would increase but VGRF in mid-stance would decrease. While final (propulsive) peak of vertical GRF would change a little bit. Both braking and propulsive peaks of anteroposterior (AP) shear forces would increase following the increased speed and they were associated with the longer stride length (Kirtley, 2006). The

increased GRF should produce higher joint reaction forces. And these tendencies may be in backward walking, as well.

From these reviewed biomechanical data, we could not summarise clearly that how is the difference between tibiofemoral joint reaction force of backward and forward walking at varied speed.

### *Cardiopulmonary response to backward walking (compared with forward walking)*

To reach the same exercise intensity, backward walking needed the lower speed than forward walking due to different pattern of walking and muscle activity, limitation of body structure and difficult skill (Dufek et al., n.d.).

Flynn, et al. (1994) compared cardiopulmonary responses to forward and backward in both walking and running exercise. Walking speed was 107.2 m/min or 1.8 m/sec, running speed was 160.8 m/min or 2.7 m/sec. They found that backward walking/running used more energies and had higher cardiopulmonary responses, such as oxygen consumption ( $VO_2$ ), heart rate (HR) and blood lactate, than forward walking/running ( $p < 0.001$ ). In these speeds, the exercise intensities of backward walking and running were 60% and 84% of forward  $VO_{2peak}$ , respectively. Both were adequate to maintain cardiovascular fitness.

Myatt, et al. (1995) studied the relationships between  $VO_2$  and HR versus backward walking speed on treadmill in 25 untrained healthy young adult males (age 18-35 years old, mean age  $23 \pm 4$  years old, average body mass index approximate  $25 \text{ kg/m}^2$ ). They walked at speed range of 2.0-4.0 miles/hr or 0.89-1.79 m/sec, with 0.5 miles/hr interval-separation and randomized speed-order. All subjects walked with all 5 speed levels, 6 minutes per level. He found that both relationships between  $VO_2$  and walking speed, and between HR and walking speed were direct, curvilinear respectively ( $r = 0.96$  and  $0.90$ ). First equation was  $VO_2 = 10.88V^2 - 1.6V + 4.56$  ( $VO_2$  in ml/kg/min, V was speed of backward walking in m/sec). Second equation was  $HR = 33.5V^2 - 6.5V + 76.2$  (HR in beats/min). So, for people who had similar characteristics to the subjects in

this study, they could predict  $VO_2$  or HR from backward walking speed. To apply metabolic equation of forward walking of American College of Sports Medicine (1992) to calculate  $VO_2$  of forward walking at the speeds used for backward walking in this study, they found that  $VO_2$  of backward walking were higher than forward walking 38-119%. Furthermore, linear relationship between HR and  $VO_2$  was found ( $r = 0.91$ ), as forward walking. The equation was  $HR = 2.9VO_2 + 64$ .

Terblanche, et al. (2004) studied effects of backward walk-and-run training program on body composition and aerobic fitness in 26 volunteered healthy active university female students (age 18-23 years old). It was a controlled-trial experimental study which divided subjects to the training group ( $n = 13$ ) and the control group ( $n = 13$ ). Subjects in the training group were trained backward locomotion (40% walking, 60% running) on athletic track for 6 weeks, 3 sessions/week, 15-45 minutes/session with progressively increased duration. They selected their own walking pace and were asked to increase laps of track. The results showed that subjects in training group decreased thickness of skinfolds 19.6%, decreased body fat 2.4% and increased predicted  $VO_{2max}$  5.2%. In submaximal walk (4 km/hr or 1.11 m/sec) and run (7 km/hr or 1.94 m/sec) tests on treadmill for both directions, the trained subjects needed lower  $VO_2$  than control group, statistically significant. As training progressed, heart rate and blood lactate production decreased under the same walking speed, this indicated an improvement of both cardiovascular system and muscle metabolism.

From these reviewed data, they showed that backward walking in slower speed could reach the same exercise intensity of faster-speed forward walking. Slow speed of backward walking was enough for cardiorespiratory fitness and body composition improvements.

#### ***Application of backward walking***

Backward walking is complex task which does not often happen in daily living activities. Its safety application should start from the basic easiest step and slowly step



up for learning. However, the difficulty is up to basic physical fitness and familiarity of each one.

Elders or beginners should start with very slow speed (slow than 1 mile/hr or 1.6 km/hr or 0.44 m/sec). Someone may need the rails or assisted-devices. For outdoor walking, walkers may often look back over the shoulder level to see the pathway or may have friends who walk or run beside for leading, safety and confidence. If the walking area is limited, more changing in direction of walking could be the good choice (Bates, 2000; Marks, n.d.). For walking on treadmill which has already had rails or assisted-devices, it is so more comfortable, especially in rehabilitation purpose (Dufek et al., n.d.).

Speed in backward walking should not be faster than 6.4-6.7 km/hr (1.77-1.86 m/sec). This speed range is metabolic transition speed which the used energies for walking and running are equal. Those who walk faster than this speed range will use more energy than running at the same speed. It can cause fatigue earlier. Terblanche, et al. (2003) collected data from 18 varied fitness-level healthy young adult volunteers (8 men and 10 women, mean aged  $21 \pm 0.91$  years old, average body mass index 22-23  $\text{kg/m}^2$ ). Metabolic transition speed of forward locomotion in this study was 7.2-7.9 km/hr (2.00-2.19 m/sec). Mercier, et al. (1994) who collected data from 7 active young adult males (mean age  $23.7 \pm 0.7$  years old, average body mass index approximate 24  $\text{kg/m}^2$ ), he found that forward metabolic transition speed was 2.16 m/sec.

Hreljac, et al. (2005) studied in 12 healthy young adult subjects (7 men and 5 women, mean aged  $26.2 \pm 4.1$  years old) and found that the speed which walkers liked to change from backward walking to running (backward preferred transition speed, BPTS) was  $1.58 \pm 0.16$  m/sec. It was lower than energetically optimal transition speed (EOTS) or metabolic transition speed which was 1.83 m/sec. So, this mean that subjects preferred to run at BPTS even it used more energy. There might be some factors, more than metabolic cost, that influenced gait transition. Fatigues of small muscles, such as ankle dorsiflexors, were considered. The forward preferred transition speed was  $1.99 \pm$

0.20 m/sec. Furthermore, minimum  $\text{VO}_2$  for backward walking and running were at speeds of 1.00 m/sec (63% of BPTS) and 1.98 m/sec (125% of BTS), respectively.

Therefore, walking exercise at the speed which is slower than preferred transition speed and reaches the required exercise intensity is the most proper program. Because it is more comfortable and no unnecessary energy is lost. If the walkers want to increase much more exercise intensity without slope adjustment. They can increase walking speed to be between preferred and metabolic transition speed. However, the walking speed is up to individual tolerance for fatigue or difficulty from increased walking speed.

#### ***Benefits of knowing about knee joint reaction force in backward locomotion***

Any backward locomotion patterns produce different reaction forces in each part of knee joint. Those who have different injuries should concern about reaction force to select their exercise or rehabilitation program.

For running, Flynn and Soutas-Little (1995) compared patellofemoral joint compression force during stance phase between forward and backward running. They studied in 5 volunteered healthy young recreational male joggers (mean aged  $29 \pm 3$  years old, average body mass index approximate  $23.57 \text{ kg/m}^2$ ). Subjects ran with their own pace on force-plate embedded pathway. Patellofemoral joint compression force model was used to calculate outcomes. They found that peak patellofemoral compression force of backward running was lower than forward running ( $3.0 \pm 0.6$  times of body weight vs.  $5.6 \pm 1.3$  times of body weight). This information supported using backward running in rehabilitation for people who had patellofemoral pain syndrome. However, in this study, self-selected running speeds of backward were slower than forward. Then the calculated forces in backward running were lower than forward running, consequently. Furthermore, the calculated compression force value was depended on the model and its assumptions which were used in this study.

For cycling, Neptune and Kautz (2000) compared knee joint loading between stationary forward and backward pedaling. They used computerized 2 legged bicycle-rider musculoskeletal model (sagittal plane simulation model) to calculate joint reaction force of tibiofemoral and patellofemoral joints, in terms of compressive and anterior-posterior shear force. The results showed that backward pedaling had lower peak of tibiofemoral compressive load (715.1 N vs. 1335.7 N) and higher peak of patellofemoral compressive load (1709.1 N vs. 1283.9 N). Therefore, backward stationary pedaling might be suitable for ones who had meniscus damage or osteoarthritis due to low compressive force in tibiofemoral joint. But it might not be suitable for ones who had patellofemoral pain due to high compressive force in patellofemoral joint. Furthermore, backward pedaling had lower protective anterior-posterior shear force during nearly full extension of knee (152.9 N vs. 423.0 N). So it might not be suitable for ones who had anterior cruciate ligament (ACL) injury. However, all of these results were estimated from simulation model, not the pedaling by a real man.

For walking, there is still no the clear biomechanical data about knee joint reaction force in backward walking. However, in the present, there is no gold-standard research methodology to determine joint reaction force values. So, the research results in these topics may be different in each study, depend on the models selected and its assumptions.

### **Inverse dynamic model**

There are direct and indirect measurements of knee joint reaction force. The Example of direct methods is using knee implanted transducer. It could measure accurate tibiofemoral force values and center of pressure (Kaufman et al., 1996). But it is invasive and has higher risks of complication. For indirect methods, there are the models which use kinematic and kinetic data of movement to calculate the knee joint reaction force. These are non-invasive and popular. But there are a lot of models could be chosen and each model has the different assumptions, then the calculated values in the same topic are frequently different.

Inverse dynamic model (Winter, 1990; Whittlesey and Robertson, 1996) is the one of indirect methods for joint reaction force calculation. It follows 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> Newton's laws of motion. It uses only gravitational forces and external forces, such as ground reaction forces, which act to free body diagram of the lower extremity segment. It does not pay attention to muscle and ligament forces around the joints in order to avoid muscle force estimation errors. So, the calculated results in this model are just passive joint forces (joint reaction forces), not active or actual or bone-on-bone contact joint forces.

Calculation for the leg during stance phase starts from ground reaction force, the definite value that is measured by force plate. Then calculate joint reaction forces of ankle and knee, consecutively (Figure 2.2).

Three-dimensional (3D) equations are derived from the 2<sup>nd</sup> law of Newton:  $F_{\text{combined}} = ma$  (combination from three axes), F is force, m is mass of object, a is acceleration, X axis is mediolateral, Y axis is anteroposterior and Z axis is vertical.

**Ankle joint reaction force:**

$$A_x = m_F a_{F_x} - \text{GRF}_x$$

$$A_y = m_F a_{F_y} - \text{GRF}_y$$

$$A_z = m_F a_{F_z} - \text{GRF}_z - m_F g$$

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$

**Knee joint reaction force:**

$$K_x = m_S a_{S_x} - A_x$$

$$K_y = m_S a_{S_y} - A_y$$

$$K_z = m_S a_{S_z} - A_z - m_S g$$

$$K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2 + K_z^2}$$

**Prescriptions:**

Right and upward vectors of force are positive (+)

Left and downward vectors of force are negative (-)

$GRF_x$ ,  $GRF_y$  and  $GRF_z$  are ground reaction forces in X, Y and Z axis, respectively

$A_x$ ,  $A_y$  and  $A_z$  are ankle joint reaction forces in X, Y and Z axis, respectively

A is 3-axis combined ankle joint reaction force

$K_x$ ,  $K_y$  and  $K_z$  are knee joint reaction force in X, Y and Z axis, respectively

K is 3-axis combined knee joint reaction force

$a_{Fx}$ ,  $a_{Fy}$  and  $a_{Fz}$  are accelerations of foot in X, Y and Z axis, respectively

$a_{Sx}$ ,  $a_{Sy}$  and  $a_{Sz}$  are accelerations of shank in X, Y and Z axis, respectively

g is gravitational acceleration, about  $9.81 \text{ m/sec}^2$

$m_F$  and  $m_S$  are masses of foot and shank, which are calculated by multiplying

body mass and mass proportion of the desired segment which could be found in body segment parameters (BSP) table. Mass proportions of body segments are the constant values that are estimated from each segment of cadavers. Dempster's BSP table is generally accepted. His mass proportions of foot and shank were 1.45% and 4.65%, respectively (Winter, 1990).

Inverse dynamic model estimated joint reaction force had the following assumptions.

1. Each segment has a fixed centre of mass or centre of gravity during movement and this represents all mass of that segment.
2. All joint are considered to be hinge or ball-and-socket joints.
3. Length of each segment is constant during movement.
4. Friction between joint surfaces is negligible.
5. Air drag is negligible.
6. BSP values in the table are quite accurate, especially in normal gait situation.
7. Joint centre positions are estimated from skin markers.

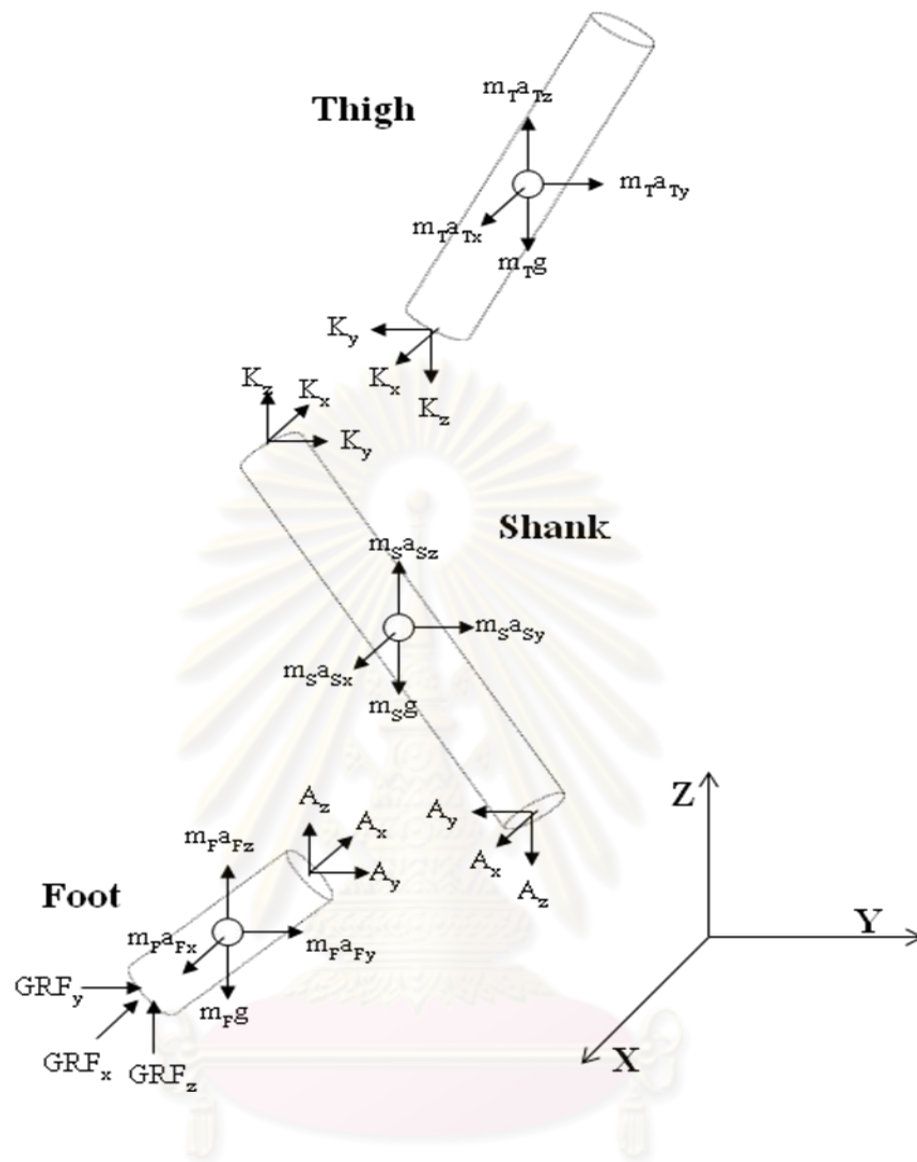


Figure 2.2 Free body diagram of foot shank and thigh with forces that act to each segment in three-dimensional (3D) movement (X axis: mediolateral, Y axis: anteroposterior, Z axis: vertical) for inverse dynamic calculation (GRF = ground reaction force,  $m$  = segmental mass,  $a$  = acceleration,  $g$  = gravitational acceleration, F = foot, S = shank, T = thigh, A = ankle, K = knee) (Winter, 1990)

## CHAPTER III

### RESEARCH METHODOLOGY

#### Research Design

This study is a cross-sectional descriptive research design which aims to measure tibiofemoral joint reaction force during stance phase of backward and forward walking at varied speed.

#### Target Population

Healthy-young adult Thai males with the age between 20 and 39 years old (Balady et al., 1998) were recruited into the study.

#### Sample

Thai male volunteers with the age between 20 and 39 years old, who passed experimental criteria and signed inform consent, are selected to be subjects.

#### *Inclusion criteria*

1. Body mass index (BMI) is lower than  $30 \text{ kg/m}^2$ . Therefore, obesity persons are excluded (Anish and Klenck, 2007).
2. Physical status is healthy without problems of walking, balance, nervous and musculoskeletal systems.
3. Volunteers signed the inform consent to become subjects.

#### *Exclusion criteria*

1. The participants were sick or injured.

2. Participants had history of major operation at lower extremities such as surgical involvement of muscle, tendon, bone and/or joint.

### Sampling technique

Convenience sampling technique was used to select the volunteers who passed the criteria.

### Sample size determination

From our pilot study, we studied in four healthy Thai males (mean aged  $24.8 \pm 2.5$  years old; average BMI was  $19.41 \pm 1.73$  kg/m<sup>2</sup> (range of BMI was 17.36-21.55 kg/m<sup>2</sup>)). Each subject walked both forward and backward directions (randomized-order) on the split-belt treadmill. Each direction has 5 speed-levels (0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, m/sec), started with 0.8 m/sec and stepped up every 2 minutes and finished at 1.6 m/sec speed-levels. The measured kinematic and kinetic data of walking were used to calculate the peak of three-axis combined tibiofemoral joint reaction force during stance phase, which was the main outcome, by the inverse dynamic model. The results showed that, at the same speed, the mentioned peak values of backward walking were higher than forward walking in almost trials. There was just one trial which the mentioned peak value of backward walking was lower. The largest standard deviation of these differences between backward and forward walking was 18.66% body-weight (%BW) which was found in trials of walking speed 1.4 m/sec.

We wanted to estimate the mean value of the differences between mean of peak values of combined tibiofemoral joint reaction force during stance phase in backward and forward walking, within 95% confidence interval (CI) and error from the mean value in pilot study  $\leq 5$  %BW. Then we used sample-size calculation formula for descriptive study, mean estimation type, as follow.

$$n = Z_{\alpha}^2 S^2 / d^2$$



**Prescription:**

n is number of sample size

$Z_{\alpha}$  is Z value at 95% CI (two-tailed) = 1.96

S is standard deviation of considered values form pilot study  
= 18.66 %BW

d is the largest value of error, from mean of considered values of samples, which can be accepted = 5 %BW

Therefore,  $n = (1.96)^2 (18.66)^2 / (5)^2 = 53.5$  or 54 persons

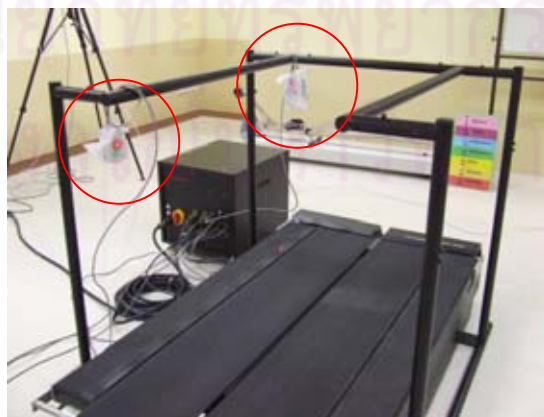
For prevention in data lost from dropout, non-compliance or others, we determined the dropout rate at 10%. So, the number of sample size increased.

$$\begin{aligned} n &= 54 / (1 - \text{dropout rate}) \\ &= 54 / (1 - 0.1) \\ &= 60 \end{aligned}$$

The final number of sample size was 60 persons.

**Instruments**

1. Split-belt treadmill version TM-06-B with total 2 force plates, size  $164 \times 48 \text{ cm}^2$  per one force plate, (Bertec Corporation, Ohio, USA) embedded under each belt, and 3-side rails (at front, right and left) (Figure 3.1)



**Figure 3.1** Split-belt treadmill with total 2 force plates embedded under each belt  
(2 emergency stop buttons hanged on the rails)

2. Three dimensional (3D) data collection and analysis devices, optical system (Qualisys Track Manager (QTM) version 1.8.2xx, Qualisys AB, Inc., Gothenburg, Sweden, Figure 3.2), consisted of:

- 6 light-reflex digital cameras (Proreflex MCU 1000)
- 6 camera tripods (Manfrotto version 475B/MG 31)
- 1 calibration set; wand and L frame
- 10 spherical with flat base markers, 25 mm in diameter

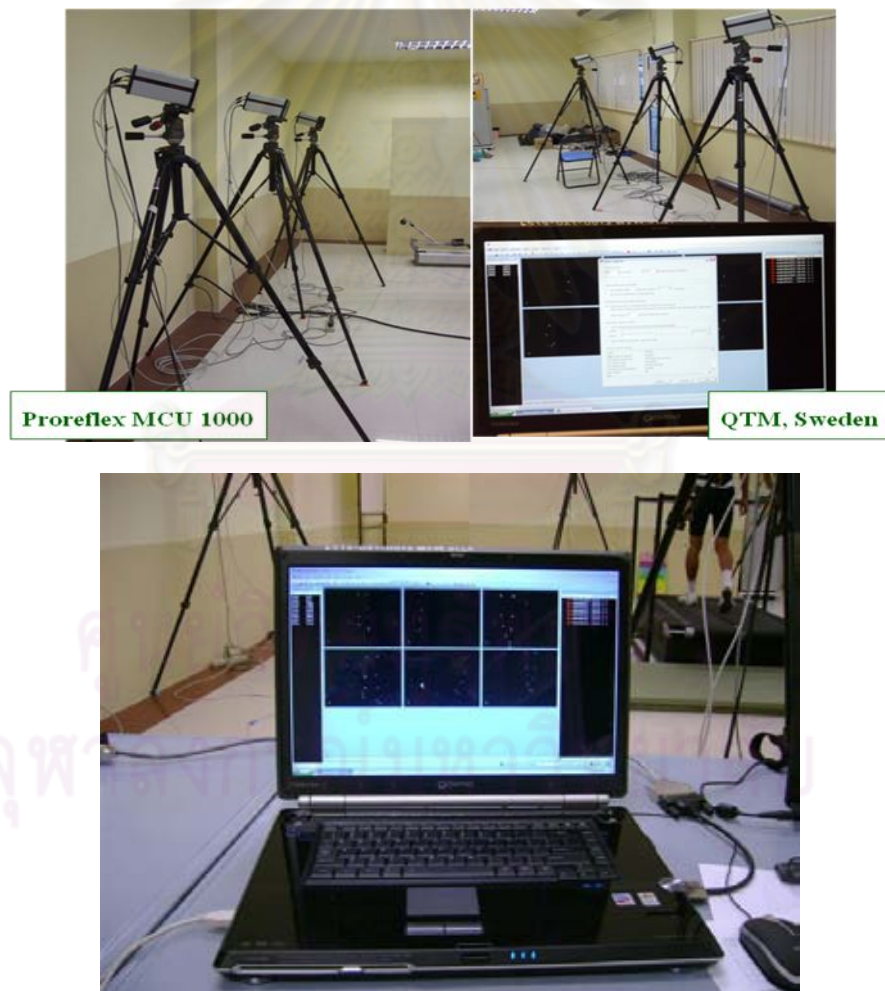


Figure 3.2 Three dimensional (3D) data collection and analysis devices, optical system (Qualisys Track Manager; QTM)

3. Wireless electrocardiograph (ECG) (Figure 3.3) : single channel, two electrodes, 8-bit recording resolution, recording sampling rate 30 Hz, bandwidth 0.5-90 Hz, dynamic range = 5.3 mV peak to peak (Alive Heart Monitor Bluetooth<sup>®</sup> ECG and Activity Monitor version 1.4, Alive Technologies Pty Ltd, Queensland, Australia), consisted of:

- 2 electrodes (Ambu, Ambu A/S, Denmark)
- Heart and Activity Monitor version HM 131 which sent ECG signals to software in computer by wireless Bluetooth connection; up to 100 meter range, this device with batteries weighed 55 grams
- Alive ECG software version 1.4; program for ECG data collection and analysis

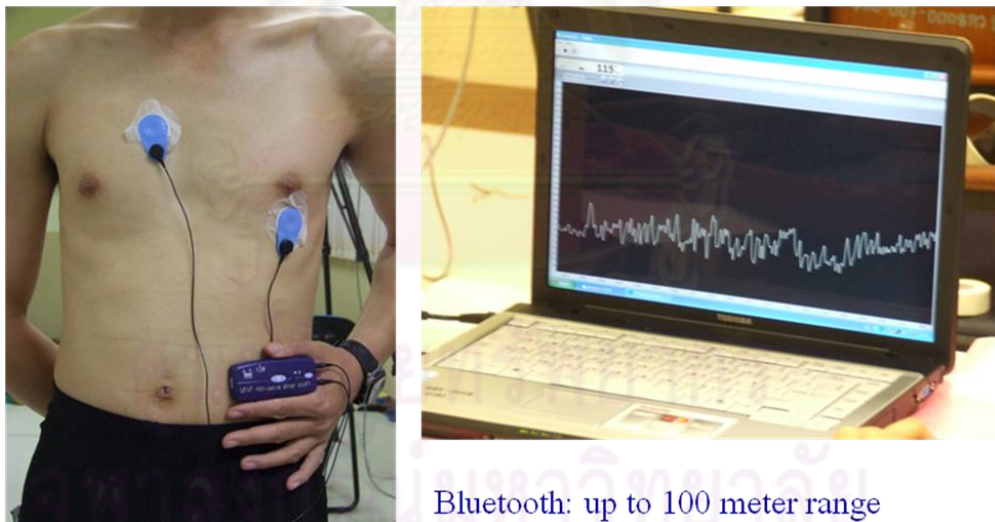


Figure 3.3 Alive Heart Rate Monitor

4. Digital video camera (Panasonic, Japan, Figure 3.4); its recording sampling rate was 25 Hz, together with tripod and a small-light bulb for indicating time points during data collection

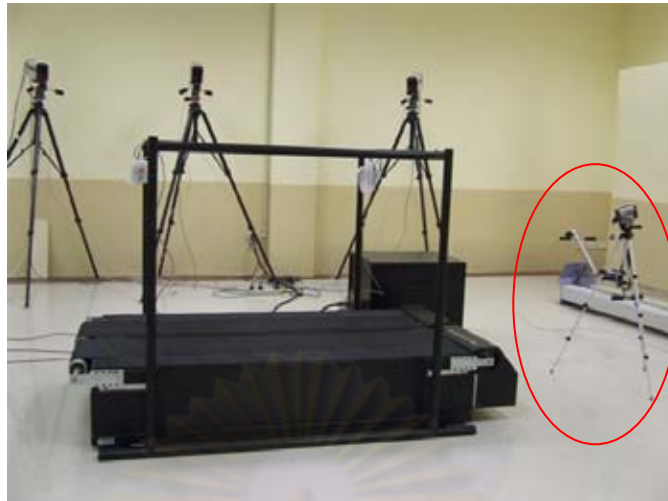


Figure 3.4 Digital video camera with a small-light bulb

5. Sphygmomanometer (ES-H55, Terumo Corporation, Tokyo, Japan)
6. Weight-and-height measuring device version WB-100 (Tanita, Japan)
7. Digital tachometer, photo type, version DT-223413 (Lutron, Taiwan); for daily belt-speed checking
8. Borg Scale (Borg, 1982); for rating of perceived exertion (RPE) estimation (Figure 3.5)



Figure 3.5 Borg Scale

9. 2 cushioned pads
10. Vest, skin-tight above-knee shorts and waist-belt
11. Case record form

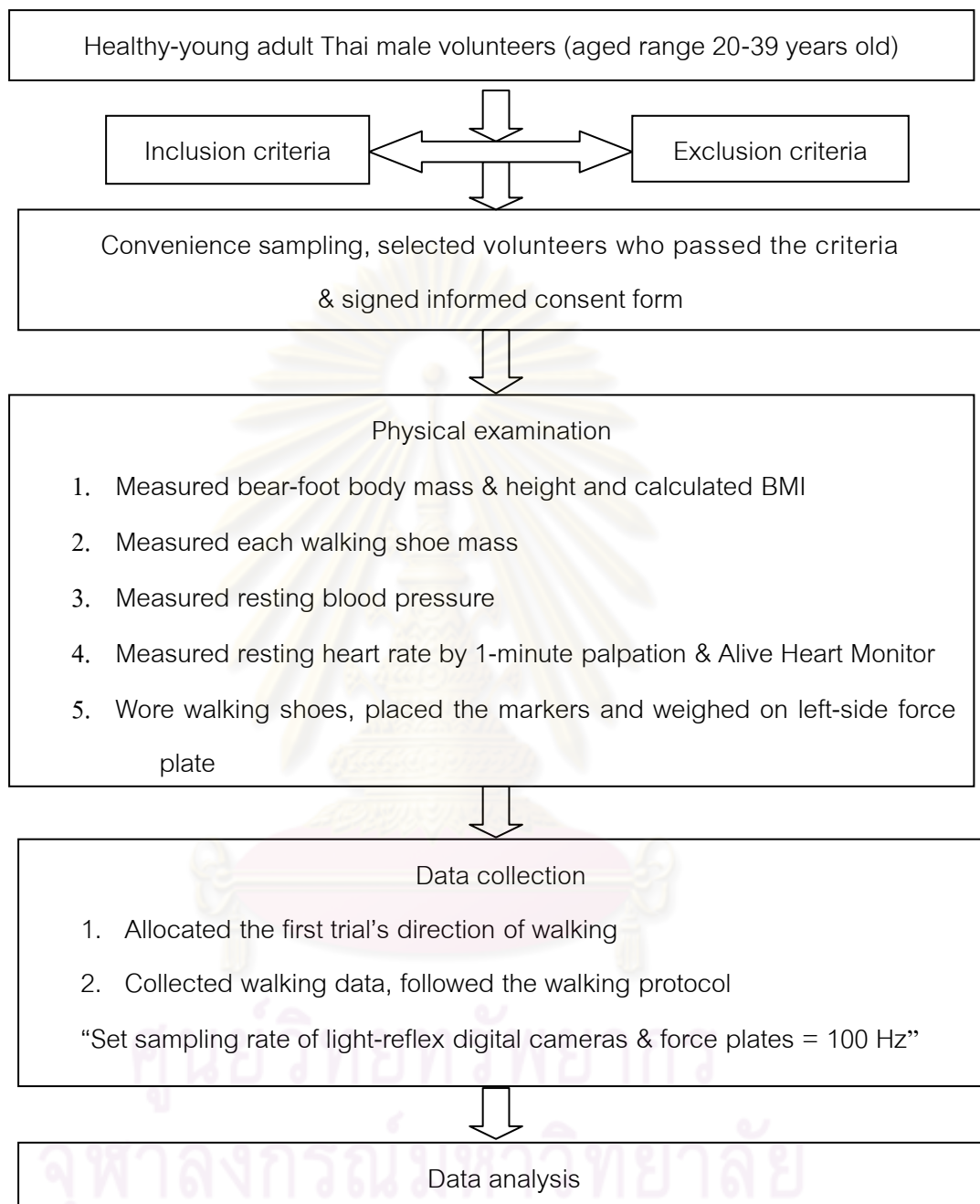
## Location

Research and Development section, Nimibutr building, Bureau of Sport Science, Office of Sport and Recreation Development, Pathumwan, Bangkok, Thailand



Figure 3.6 Experimental location

## Procedures



### *Sample selection*

1. Explained the volunteer about background and rationales of the study, data collection, expected benefit and probable complication (Appendix A).
2. Asked basic history such as body weight and height for BMI calculation, medical conditions, problems of gait and balance, illness and injuries, major operation at lower extremities (Appendix B).
3. Volunteer signed informed consent form (Appendix C).
4. Volunteer who passed the criteria was recruited for the study. Then, an appointment was made. All subjects were asked to consume adequate water and sleep adequately at night the day before data collection. Subjects were also asked to refrain from consuming alcohol, caffeine or heavy meal for 2 hours before data collection. In addition, vigorous physical activity and exercise were not allowed 24 hours prior to the test session (Hermione et al., 2006).

### *Instrumental set-up*

1. Set 6 light-reflex digital cameras around the treadmill, 3 cameras on the right and left side. Switched on computers and opened the programs for data collection and analysis.
2. Daily calibrated the light-reflex digital cameras and treadmill before the sessions. Set recording sampling rate of light-reflex digital camera and both force plates at 100 Hz.
3. Calibrated both force plates before every trial.
4. Placed the digital video (DV) camera, which had a small light bulb at the front of the lens, on the floor behind the subjects. It was used to record walking motion from behind, in order to review for completely treadmill-belt contact of each foot. In addition, a small light bulb was prepared to switch-on during the second minute of each

speed of walking. It indicated the period for biomechanical analysis. The location of DV camera was adjusted to the direction of walking.

5. Placed the Borg Scale on the floor in front of the subjects. So, placement of Borg Scale was depended on the direction of walking.

6. Checked the 3- side rails of treadmill for safety. There was no rail at the rear side of treadmill, for getting in and out from the device. Cushion pads was laid on the floor beyond the side without the rail. One research assistant stood for emergency help. Two emergency stop buttons were hanged on the rails (at the front and rear zones of treadmill). In the case of emergency, subjects could press the button to stop treadmill immediately.

#### *History taking, Physical examination and Subject preparation*

1. Subjects were asked for history and filled the record form (Appendix D).
2. Subjects took off any adornment and wore the vest and skin-tight above-knee shorts. Then, they were measured bear-foot weight and height on weighing device for BMI calculation ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ).
3. Each walking shoe was weighed.
4. Resting blood pressure and resting heart rate were measured by a researcher via a sphygmomanometer and 1-minute pulse palpation.
5. Put 2 ECG electrodes on subject's anterior chest wall, at right 2<sup>nd</sup> sternocostal articulation area and left 6<sup>th</sup> rib in mid-clavicular line. Connected electrodes to the Alive Heart Monitor<sup>®</sup> device which was put at the center-back of waist-belt. Then, recorded the resting heart rate from this device.
6. Subjects wore their own walking shoes, which was still in good quality. Then, ten reflective markers were applied on the surface anatomy landmarks (both shoulders, hips, knees, ankles and feet).



Surface anatomy landmarks (Figure 3.7):

For shoulder, markers applied at acromian process of scapula.

For hip, markers applied at greater trochanter of femur (on the shorts).

For knee, markers applied at lateral epicondyle of femur.

For ankle, markers applied at lateral malleolus (on the sock).

For foot, markers applied at lateral side of 5<sup>th</sup> metatarsophalangeal joint or MTPJ (on the shoe).



Figure 3.7 Surface anatomy landmarks for markers

1. Acromian process of scapula
2. Greater trochanter of femur (on the shorts)
3. Lateral epicondyle of femur
4. Lateral malleolus (on the sock)
5. Lateral side of 5<sup>th</sup> MTPJ (on the shoe)
7. Weighing with shoes on left-side force plate of split-belt treadmill,

together with recording the kinematic data of standing.

### *Walking protocol*

1. A subject was required to perform two trials (forward and backward walking). The first trial's direction of walking was randomized by looking for the ninth digit of subject's identity card (total 13 numbers). If it was odd number, the first trial was forward walking. If it was even number or zero, the first trial was backward walking.

2. The first trial was started with warm up and familiarization for walking on split-belt treadmill. Started walking with speed 0.8 m/sec, and stepped up to 1.0, 1.2, 1.4 and 1.6 m/sec every one-minute (with acceleration 0.01 m/sec<sup>2</sup>). Subject was asked for rating of perceived exertion (RPE) with Borg Scale (scale 6-20) (Borg, 1982) at the 30<sup>th</sup> second before speed adjustment, in order to familiarize the Borg Scale. In each speed, subjects could request to prolong walking duration in case they still felt unfamiliarized. The total time of warm up and familiarization was 5 to 10 minutes.

3. After warm up, the subject took a rest until heart rate was different from resting heart rate  $\leq 10$  beats/min. Data collection started with walking speed 0.8 m/sec and stepped up like in warm up period. But duration of each speed was 3 minutes, in order to stabilize the walking pattern and cardiopulmonary responses. Subjects were also asked RPE at the 30<sup>th</sup> second before speed adjustment.

4. After the end of the experiment, it was a cool down period that continue walking with speed 0.8 m/sec for 2 minutes. Then the subject got off the treadmill and took a rest about 10 minutes.

5. Started the second trial with the same sequence as the first trial (item 2-4) in the opposite direction of walking.

6. If the subject stumbled or could not catch up the treadmill-belt speed or had a risk of falling, he could walk with holding the rails and adjust position for a while. Then, continued walking without holding the rails if he could.

7. If subject could not continue walking without holding the rails, by any

condition, he could request to stop the trial immediately by telling the researcher or pressing the emergency stop button.

The flowchart of walking protocol was shown as Figure 3.8.

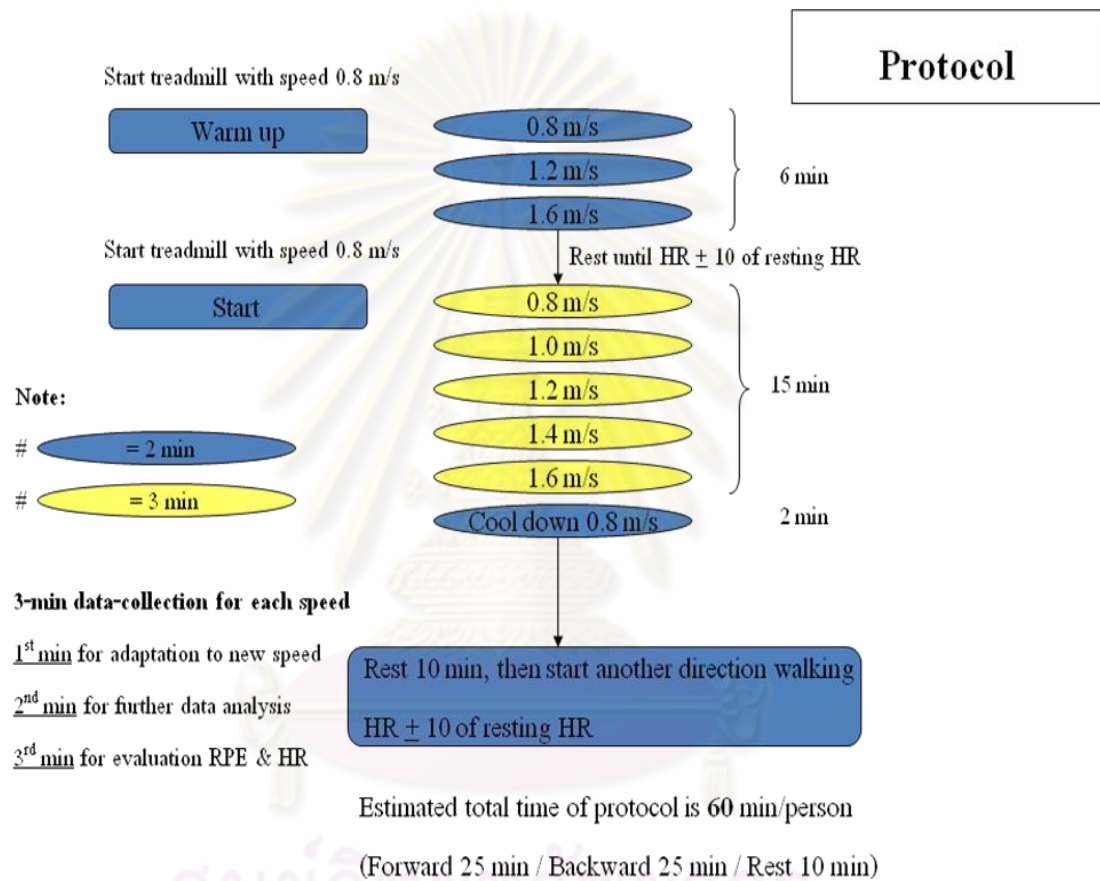


Figure 3.8 Walking protocol



Figure 3.9 (a) Forward walking (b) Backward walking

*Indications for stopping the trial* (Adapted from General indications for stopping an exercise test in low-risk adults, Thompson et al., 2009)

1. Onset of angina or angina-like symptoms
2. Shortness of breath, wheezing, leg cramps, or claudication
3. Signs of poor perfusion: such as light-headedness, confusion, ataxia, pallor, cyanosis, nausea, or cold and clammy skin
4. Failure of heart rate to increase with increased exercise intensity: heart rate was equal or more than predictive maximal heart rate
5. Noticeable change in heart rhythm
6. Subject requests to stop
7. Physical or verbal manifestations of severe fatigue: such as rail-holding, stumbling or non-catching of treadmill-belt speed, frequently
8. Failure of the testing equipment

Note: These indications are set for nondiagnostic and nonclinical testing.

## Data Collection

1. Kinematic data was recorded at 100 Hz from light-reflex digital cameras for positions of 5<sup>th</sup> metatarsophalangeal joint (MTPJ), ankle, knee, hip and shoulder in three axes and range of motion (ROM) of ankle, knee and hip, together with shoulder-hip distance in sagittal plane. Kinetic data is also recorded at 100 Hz from force plates as GRF values in three axes throughout both forward and backward trials. In each walking speed, the first 30-second period (the 0<sup>th</sup>-30<sup>th</sup> second) was for adjustment of treadmill-belt speed and the next 30-second period (the 30<sup>th</sup>-60<sup>th</sup> second) was for subject to adapt to the faster speed. Therefore, kinematic and kinetic data in the second-minute period (the 60<sup>th</sup>-120<sup>th</sup> second) would be used to further analysis. The light bulb at digital video camera was opened to determine the second-minute period. For the third-minute period (the 120<sup>th</sup>-180<sup>th</sup> second), RPE was evaluated.

Data were chosen from 10 consecutive gait cycles in the second minute period to further analysis in order to reduce variation of each stride. Only the data from right-side of body was analyzed. Digital video camera image was used to confirm a completely contact of the right foot on the treadmill-belt. In case, some part of the foot slipped outside the treadmill belt, that stride was removed from further analysis. The tibiofemoral joint reaction forces would be calculated only during stance phase of these 10 consecutive gait cycles of each speed.

The kinematic data were brought to find acceleration of the free body diagram segments of right-side of the body from thigh to foot. Acceleration was calculated from the positional data of each segment in three axes using Microsoft Excel program. Accelerations and GRF was used to calculate joint reaction forces of right ankle and knee in three axes during stance phase by inverse dynamic model (the unit of force was normalized from Newton (N) to percent of body weight with shoes (%BW). Last, three-axis combined joint reaction force of right knee, the main outcome, was calculated by Pythagoras' theorem.

The distance between right shoulder and hip in sagittal plane was used to

calculate the absolute angle of trunk (with respect to vertical axis) by Trigonometric functions (used Microsoft Excel program).

2. Heart rate was recorded throughout both forward and backward trials (in beats/min). The average heart rate during 10 seconds before speed adjustment of each level was used for further analysis.

3. RPE, evaluated at the 30<sup>th</sup> second before speed adjustment of each stage, was used for further analysis.

4. Subjects were asked for fatigue symptom after finishing each trial.

### Data Analysis

1. Descriptive statistics were used for baseline characteristics. Mean with standard deviation was used for quantitative data. Number with percentage was used for qualitative data. In non-normal distribution case, the nonparametric tests (minimum, 25<sup>th</sup> percentile, 75<sup>th</sup> percentile, maximum and median) were used for quantitative data.

2. Mean of maximum (peak) and average values of right tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of each axis and total tibiofemoral joint reaction forces from 10 consecutive gait cycles of each speed, of each direction, and of each subject (unit was %BW) were calculated. Then, the mean value of all subjects was calculated.

3. The average range of motion of right hip, knee and ankle from 10 consecutive gait cycles of each speed, of each trial, and of each subject (unit was degree) was calculated. Then, the mean value of all subjects was calculated.

4. Mean absolute angle of trunk in sagittal plane (with respect to vertical axis) from 10 consecutive gait cycles of each speed, of each trial, and of each subject (unit was degree) was calculated. Then, the mean value of all subjects was calculated.

5. Mean of maximum (peak) values of tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of each axis of all subjects were compared between forward and backward walking at each speed by Paired student's t-test.

6. Mean of maximum (peak) and average values of total tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of all subjects were compared between forward and backward walking at each speed by Paired student's t-test.

7. Relationships between mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of each axis of all subjects and walking speed in each direction were determined by Pearson correlation analysis.

8. Relationships between mean of maximum (peak) and average values of total tibiofemoral joint reaction forces were determined during stance phase of all subjects and walking speed in each direction by Pearson correlation analysis.

Normality of distribution was investigated using the Kolmogorov-Smirnov test. An Alpha level of 0.05 was used to determine statistical significant. All analyses were performed on the Statistical Package for the Social Sciences version 10.0 (SPSS, Chicago, IL, USA).

## CHAPTER IV

### RESULTS

#### Characteristics of Subjects

A total of 65 subjects were recruited for the study. Eleven people whose walking motion was disturbed by perception of non-smoothness of treadmill left-belt rolling were excluded from the study. Mean of their body weight with shoes was  $650.96 \pm 72.99$  Newton (N). It was above the mean of the remaining subjects. Baseline physical characteristics of the remaining subjects were reported in Table 4.1. Baseline information of subjects' physical activity was reported in Table 4.2.

**Table 4.1** Baseline physical characteristics of the subjects (N=54)

Baseline physical characteristics	Mean (SD)
Age (years)	25.17 (4.37)
Body mass without shoes (kg)*	61.62 (6.23)
Height (cm)	170.63 (4.96)
Body mass index, BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.15 (1.75)
Right shoe mass (kg)*	0.32 (0.06)
Left shoe mass (kg)*	0.32 (0.06)
Body weight with shoes (N) <sup>†</sup>	590.08 (58.66)
Resting heart rate (beats/min)	73.15 (10.14)
Resting systolic blood pressure (mmHg)	125.00 (10.69)
Resting diastolic blood pressure (mmHg)	73.37 (9.41)

\* Measured by weight-and-height measuring device version WB-100 (Tanita, Japan). The unit is kilogram (kg).

<sup>†</sup> Measured by standing with the walking shoes, on left-side treadmill belt. The unit is Newton (N).



**Table 4.2** Exercise information of the subjects (N=54)

Exercise information	Median (25 <sup>th</sup> percentile-75 <sup>th</sup> percentile)
Frequency (times/week)	2.75 (2.00-3.88)
Duration (minutes/time)	60 (34-90)
Duration (hours/week)	3.0 (1.5-4.5)

Most of the subjects (92.6%) performed exercise with moderate intensity (n=50) and few of subjects (9.26%) had experience of backward (walking or running) training (n=5). All baseline physical activity data were extracted from basic history part of data record forms (Appendix D). Moderate exercise intensity was defined as “subject could have a talk but could not sing a song during exercise”. This level of activity meant being able to maintain a conversation during activity, like a talk test (Thompson et al., 2009).

### Walking results

Walking data from 54 subjects was further analyzed. Twenty-five (46.3%) men were assigned to start with walking forward, randomized from the ninth number of their identity cards. All subjects could complete all speeds of forward walking. Only thirty-four (63.0%) subjects completed backward walking. Three (5.6%), 7 (13.0%) and 10 (18.5%) subjects stopped at the speed of 1.2, 1.4, and 1.6 m/s, respectively. Therefore, twenty (37.0%) subjects could not complete all speeds of backward walking. Eighteen subjects stopped backward walking due to severe fatigue. Two subjects were stopped because their heart rate reached predicted maximal heart rate. For five subjects who had experience of backward training, one subject stopped backward walking trial at the speed 1.6 m/s due to severe fatigue.

None of the subjects complained about muscle fatigue after forward walking. Forty-nine (90.7%) subjects reported muscle fatigue after backward walking. For those who had muscle fatigue, 33 (68.8%), 11 (22.9%), and 9 (18.8%) had fatigue for the area

of knee extensors, calf and ankle dorsiflexors, respectively. Some subjects had muscle fatigue more than one area.

For twenty subjects who could not complete all speeds of backward walking, eleven (55.0%), seven (35.0%), two (10.0%) and one (5.0%) had fatigue for the area of knee extensors, calf, ankle dorsiflexors and hamstrings, respectively. One subject had muscle fatigue for all areas of lower extremities. One subject, who was stopped by reaching predicted maximal heart rate, had no muscle fatigue. The other subject, who was stopped by this criterion, was the one who had fatigued-hamstrings.

#### *Temporal Characteristics of Walking*

Each subject was collected walking data for 10 consecutive gait cycles for each speed. Mean and standard deviation of cadence (strides/min) were presented in Table 4.3. Cadence increased as walking speed increased. At the same speed, backward walking had more cadence than forward walking for all speeds. Mean and standard deviation of stance phase duration (%) from 10 consecutive gait cycles of each speed were presented in Table 4.4. Stance phase was between 60 and 65% of gait cycles for all walking speeds in both forward and backward walking. There was a trend of shorter stance phase as walking speed increased. These data are also presented in Figure 4.1.

In forward walking, subject started stance phase with heel touch and terminated with toe off (Figure 4.2). On the contrary, subject started stance phase with toe touch and terminated with heel off in backward walking. Wider base support and more lateralization of foot contact were found in backward walking (Figure 4.3).

**Table 4.3** Mean (SD) of cadence (strides/min) of forward and backward walking of all subjects (N=54)

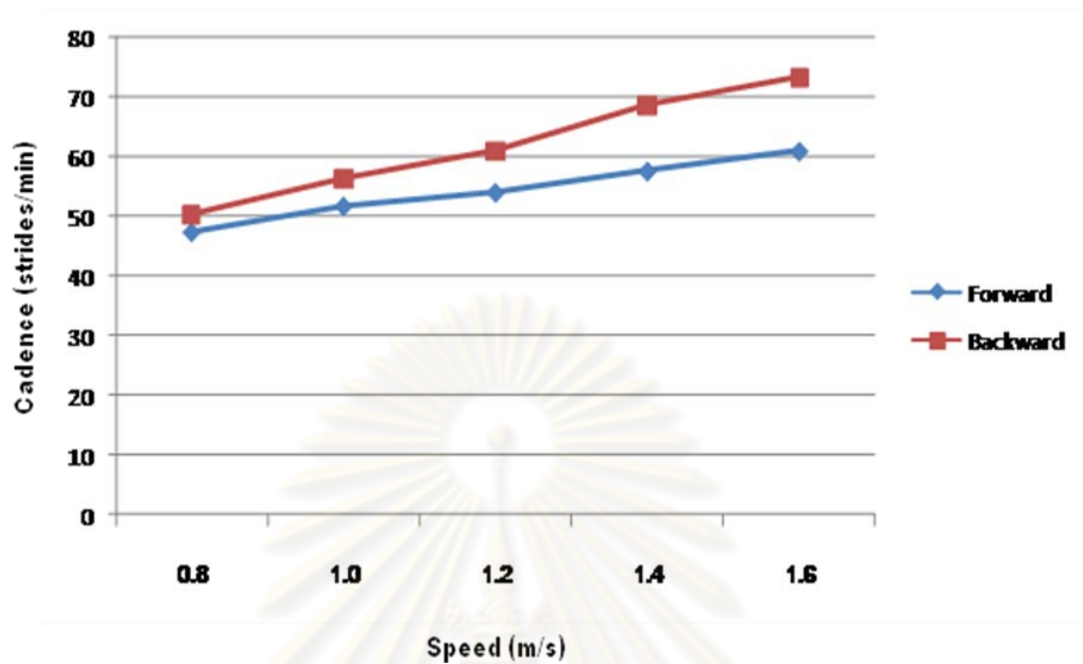
	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<b>Forward</b>	47.45 (1.84)	51.81 (1.73)	54.09 (2.87)	57.65 (2.71)	61.02 (3.33)
<b>Backward</b>	50.43 (2.71)	56.41 (3.90)	61.13 (3.64)	68.72 (4.65)	73.31 (4.91)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

**Table 4.4** Mean (SD) of % stance phase of forward and backward walking of all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<b>Forward</b>	64.56 (0.72)	63.10 (0.72)	62.21 (1.06)	61.16 (0.90)	59.95 (0.81)
<b>Backward</b>	63.10 (1.90)	62.53 (1.74)	60.93 (1.16)	60.89 (1.24)	61.40 (1.72)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

ศูนย์วิทยพักร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

(A)



(B)

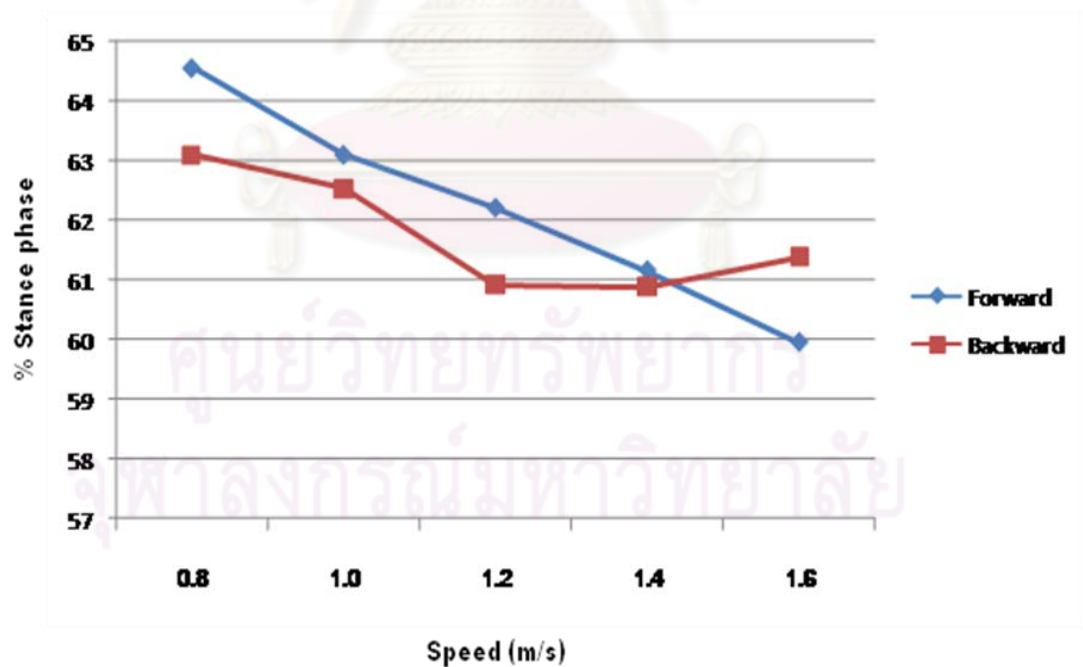


Figure 4.1 (A) Mean of cadence and (B) Mean of % stance phase of forward and backward walking in each speed

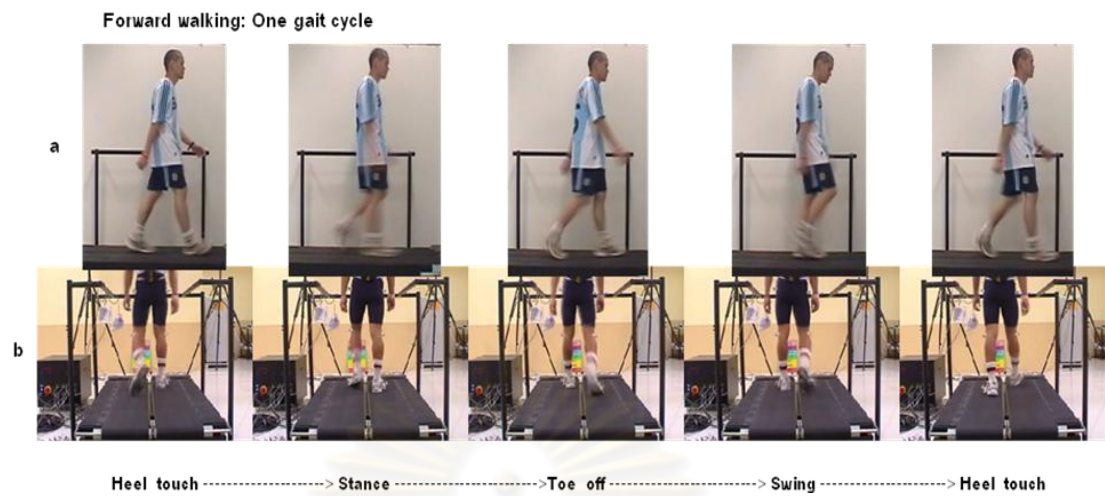


Figure 4.2 One gait cycle of forward walking on split-belt treadmill for right leg

- (a) Lateral view
- (b) Posterior view

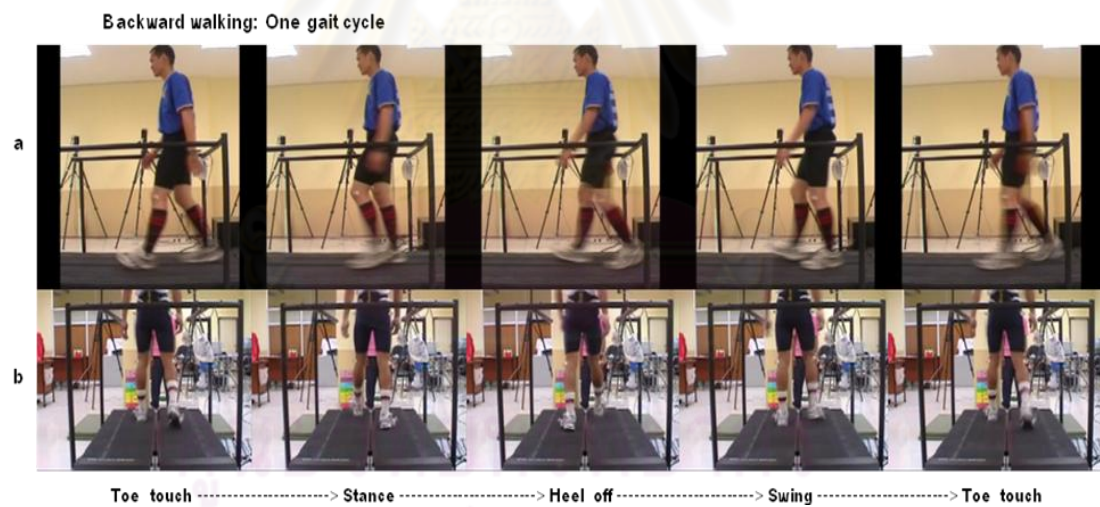


Figure 4.3 One gait cycle of backward walking on split-belt treadmill for right leg

- (a) Lateral view
- (b) Posterior view

*Kinematic data of Walking*

The lower extremity range of motion (ROM) was analyzed from data collected from 10 consecutive gait cycles for each speed. Hip, knee and ankle joint ROM were presented as mean and standard deviation in Table 4.5.

**Table 4.5** Mean (SD) of range of motion (degree) of hip, knee and ankle joints of forward and backward walking of all subjects (N=54)

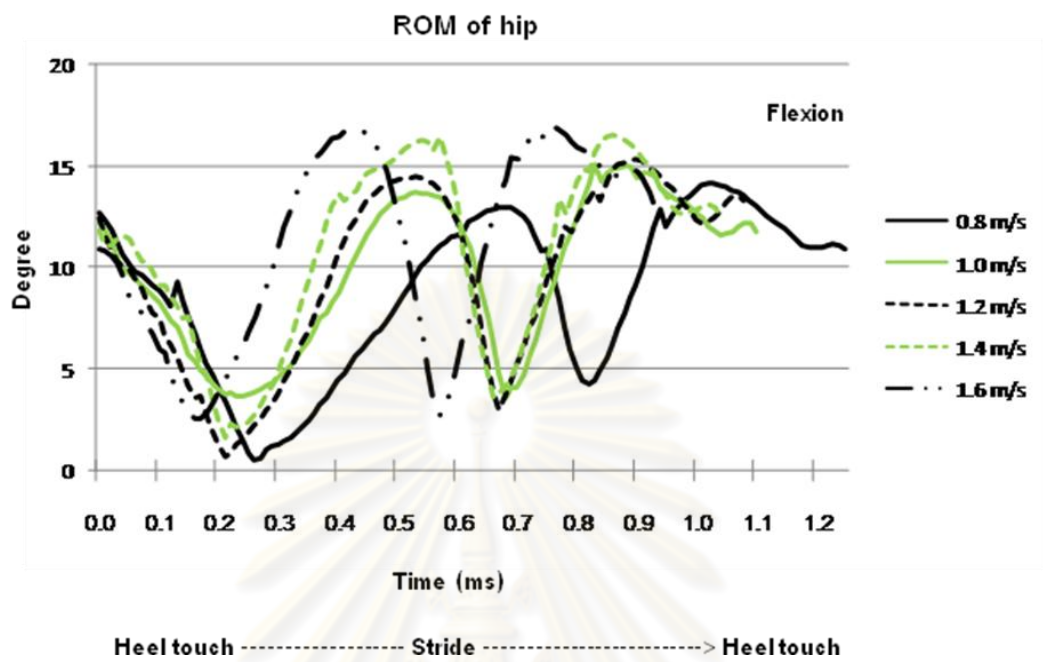
		Walking speed (m/s)				
		0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<i>Hip</i>						
<b>Forward</b>		21.62 (5.53)	22.94 (5.38)	23.65 (5.41)	24.63 (5.78)	29.95 (12.79)
<b>Backward</b>		21.69 (3.21)	21.51 (4.25)	22.99 (3.97)	24.91 (3.05)	26.76 (3.86)
				(N=51)	(N=44)	(N=34)
<i>Knee</i>						
<b>Forward</b>		60.41 (3.91)	61.89 (3.98)	63.49 (4.14)	63.84 (4.69)	62.77 (3.24)
<b>Backward</b>		43.44 (5.00)	44.06 (5.65)	44.46 (4.83)	46.86 (4.32)	48.72 (5.33)
				(N=51)	(N=44)	(N=34)
<i>Ankle</i>						
<b>Forward</b>		28.54 (4.53)	29.94 (4.67)	32.60 (3.74)	33.57 (4.75)	34.71 (4.33)
<b>Backward</b>		24.63 (1.90)	23.56 (2.41)	23.18 (4.07)	24.06 (4.99)	27.63 (4.12)
				(N=51)	(N=44)	(N=34)

Subjects had obviously lower ROM of knee and ankle joints during backward walking. Absolute angle (degree) of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis, calculated in 10 consecutive gait cycles of each speed, were presented in Table 4.6. Data revealed that trunk tended to be slightly anterior bending from imaginary vertical line over a gait cycle in every speed for both forward and backward walking. However, the trunk angle tended to be more anterior bending as forward walking speeds increased. On the contrary, the trunk angle tended to decrease anterior bending as backward walking speeds increased. Figure 4.4-4.7 show patterns of hip, knee and ankle joints ROM and patterns of absolute angle of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis over one gait cycle of forward and backward walking at all speeds (from one subject). Figure 4.8 compares these kinematic data between forward and backward walking in all speeds.

**Table 4.6** Mean (SD) of absolute angle (degree) of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis of forward and backward walking of all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<b>Forward</b>	0.33 (2.88)	0.69 (3.26)	0.65 (4.03)	1.32 (3.93)	2.11 (4.57)
<b>Backward</b>	1.94 (3.27)	0.36 (3.74)	0.84 (4.46)	1.08 (3.44)	0.32 (3.96)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

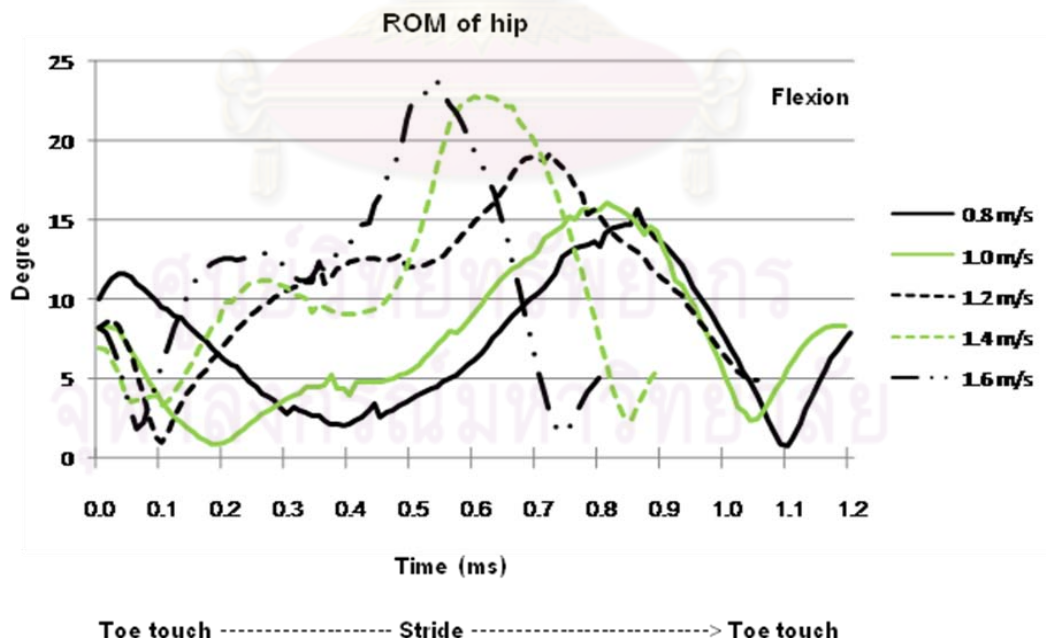
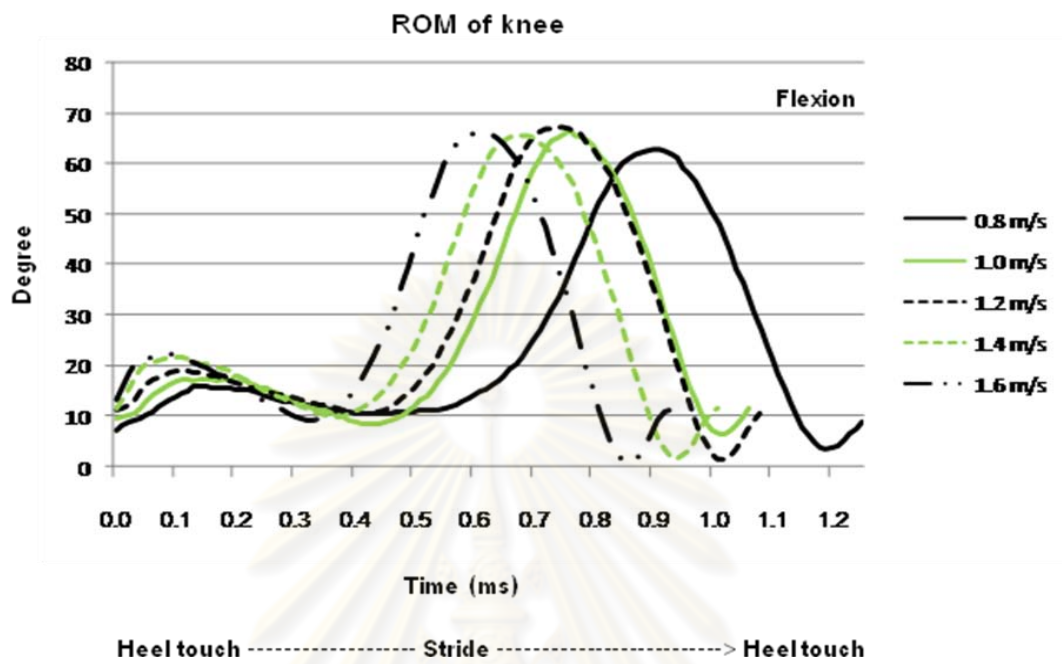


Figure 4.4 Patterns of hip joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds



## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

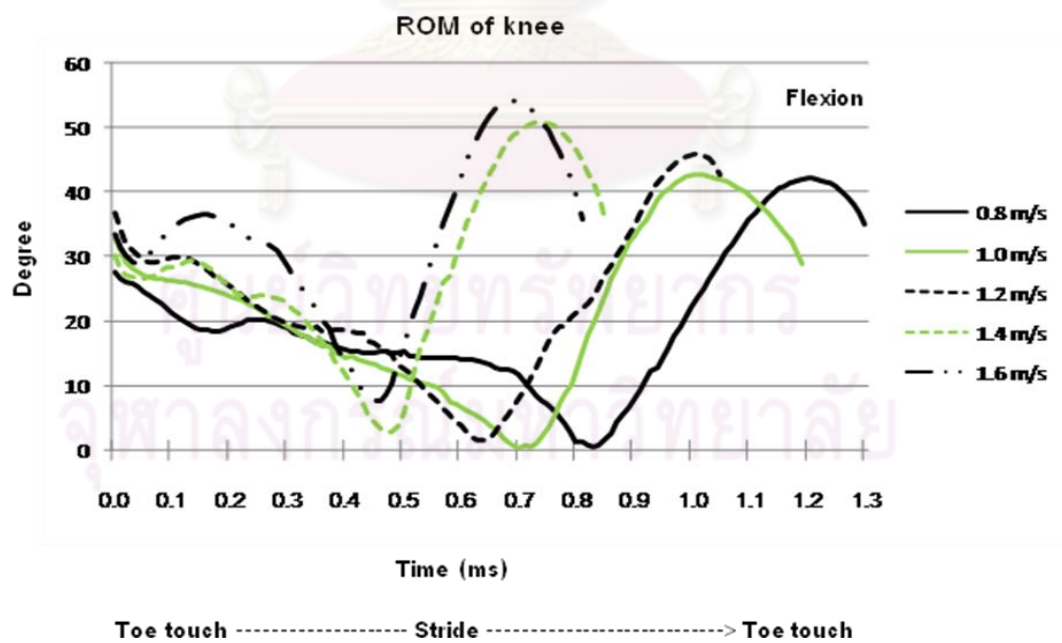
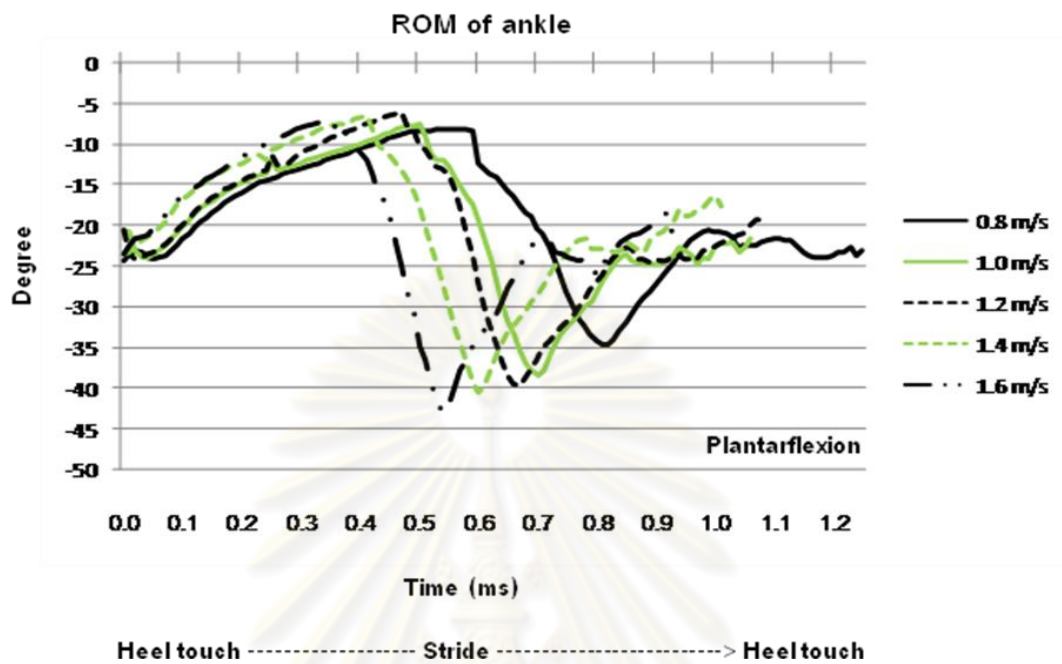


Figure 4.5 Patterns of knee joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds

(A) Forward walking



(B) Backward walking

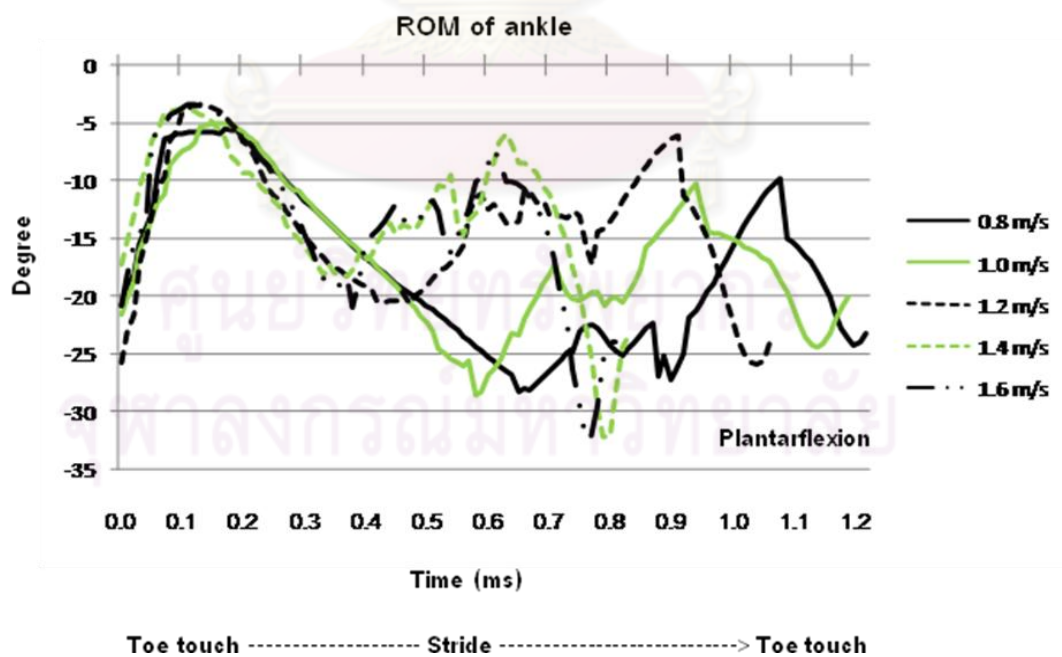
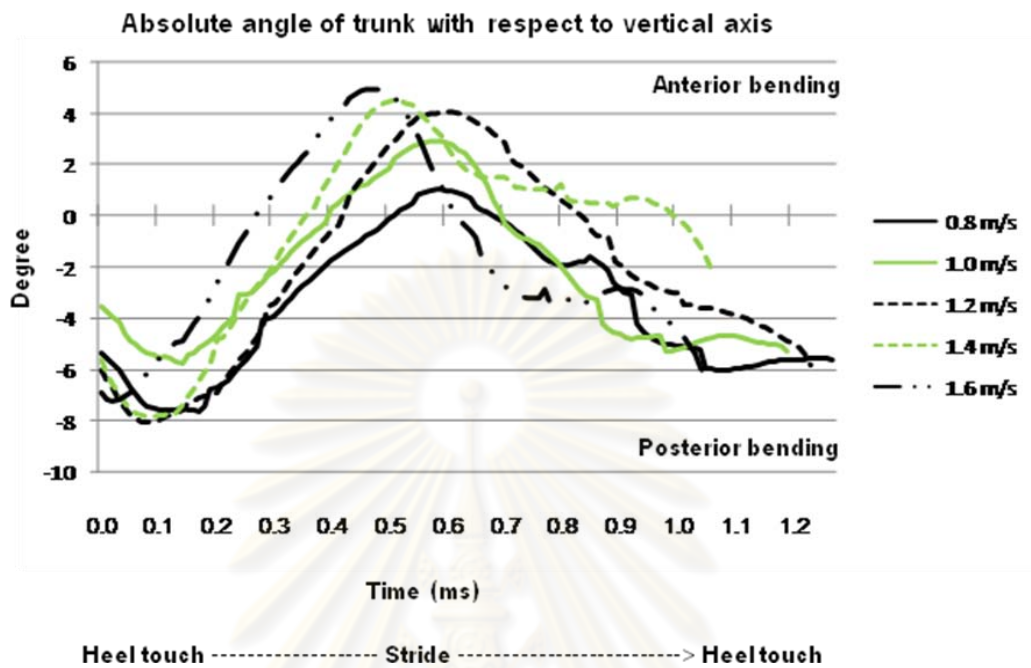


Figure 4.6 Patterns ankle joint range of motion (ROM) over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds

## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

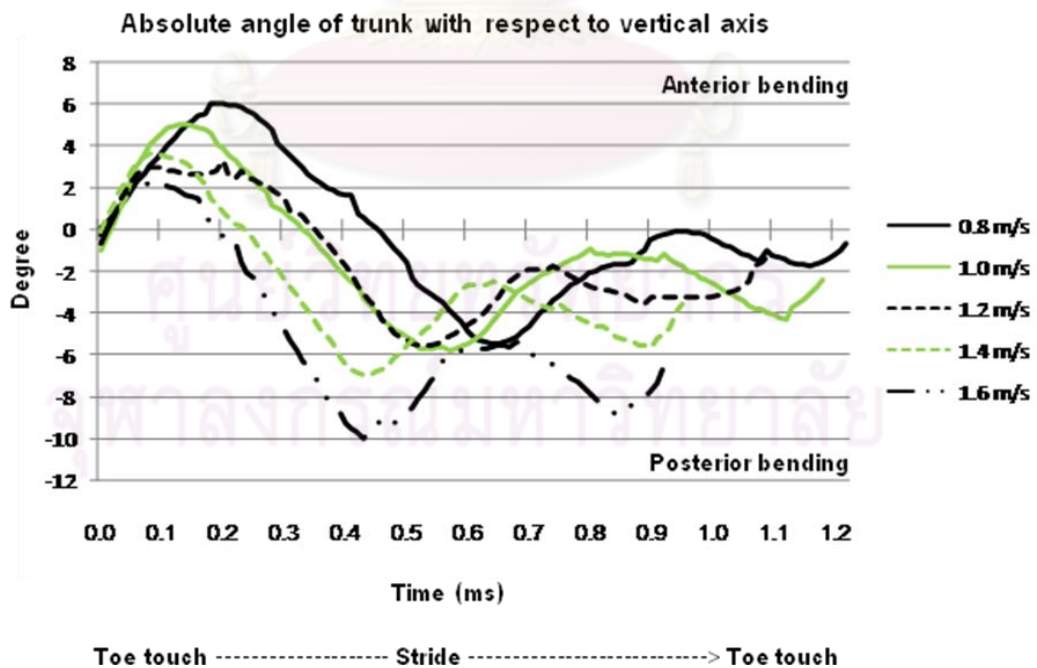
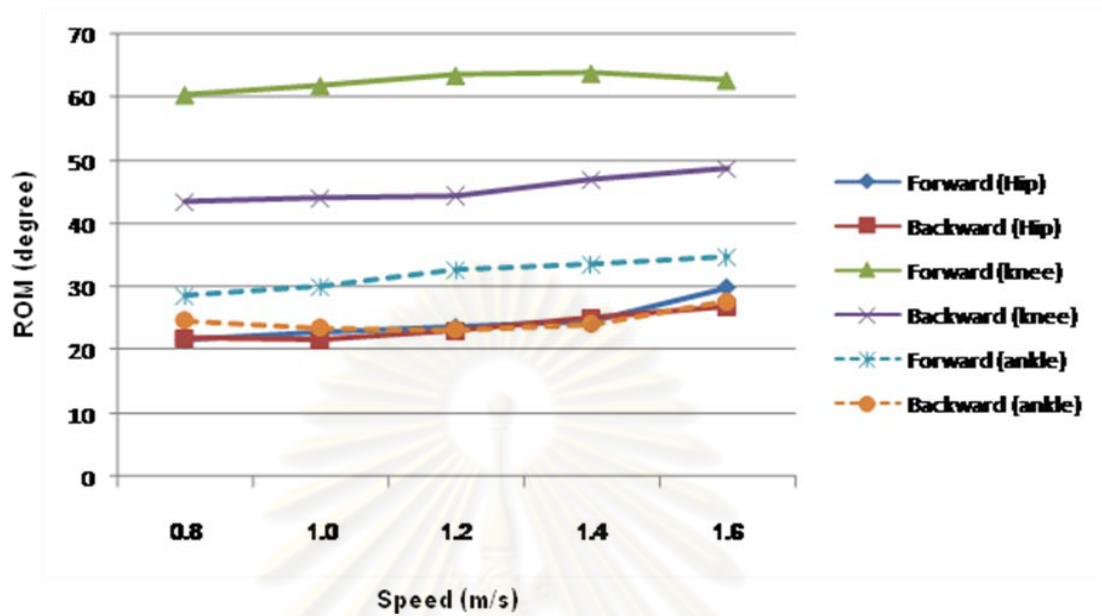


Figure 4.7 Patterns of absolute angle of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis over one gait cycle of (A) forward and (B) backward walking at all speeds

(A)



(B)

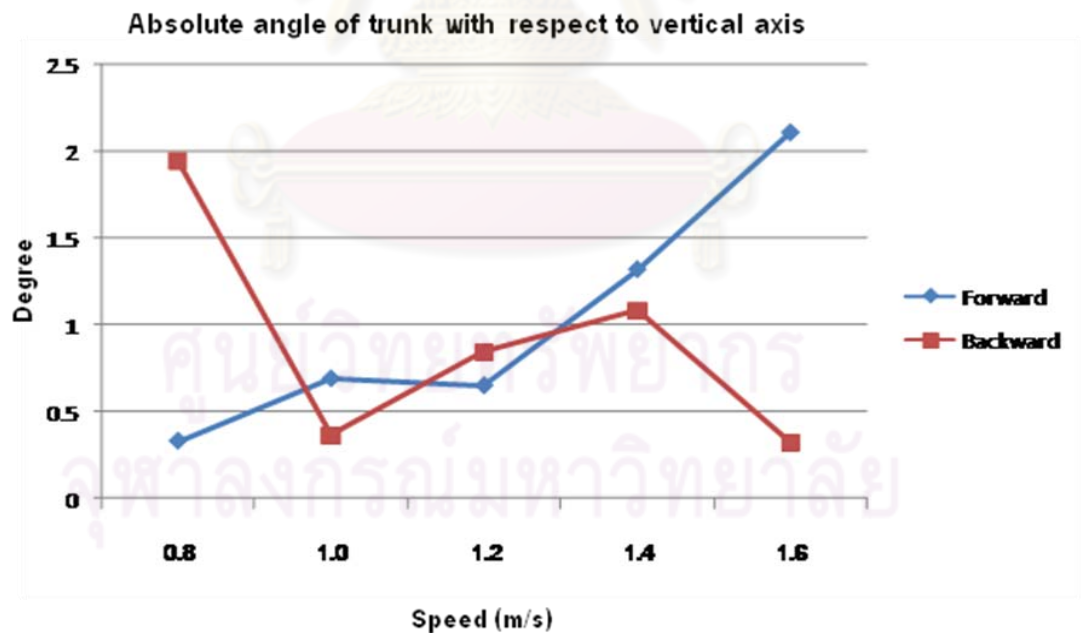


Figure 4.8 (A) Mean of range of motion of hip, knee and ankle joints and (B) Mean of absolute angle of trunk in sagittal plane with respect to vertical axis of forward and backward walking in each speed

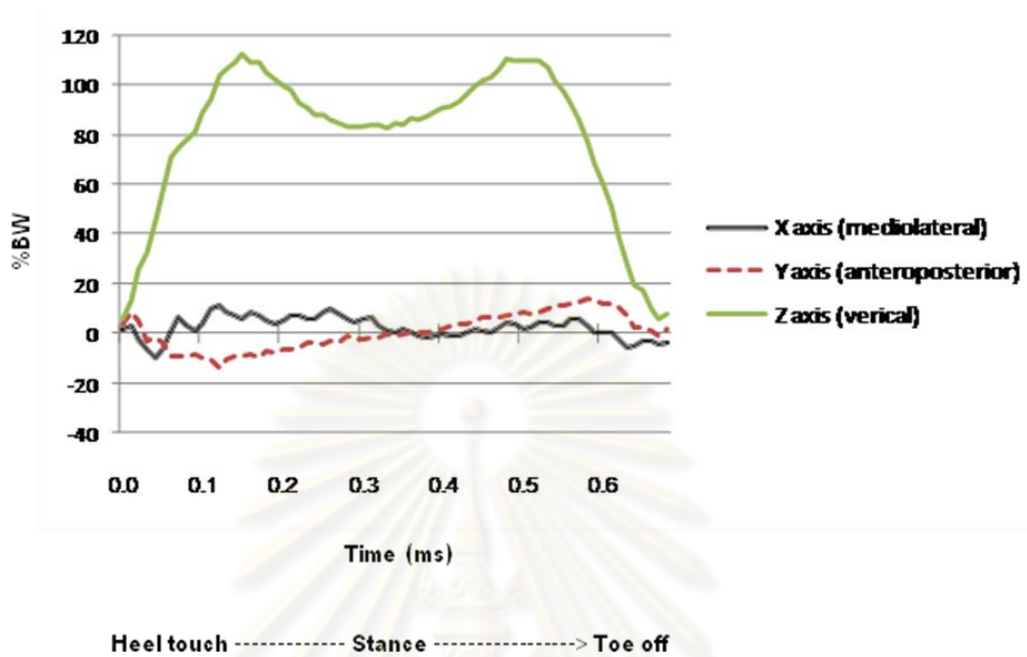
### *Kinetic data of Walking*

Ground reaction force (GRF) was collected from 10 consecutive gait cycles for each speed. All kinetic data were normalized into body weight scale (%BW). Tibiofemoral joint reaction force (TFJRF) was calculated using inverse dynamic model from raw GRF and kinematic data. In mediolateral axis, both forward and backward walking almost had medial GRF during stance phase. In anteroposterior axis, both forward and backward walking started with posterior GRF (braking forces) and then anterior GRF (propulsive forces). In vertical axis, forward walking had similar magnitudes of braking (1<sup>st</sup>) and propulsive (2<sup>nd</sup>) peaks. In backward walking, the braking peak was higher.

Figure 4.9 shows the samples of patterns of GRF in three axes which collected from one subject (at the speed of 1.0 m/s). In mediolateral axis (X), medial direction was positive. In anteroposterior axis (Y), anterior direction was positive. These GRFs and kinematic data were altogether used to calculate TFJRF in three axes and total TFJRF, respectively (Figure 4.10-4.13). The peak of TFJRF in each axis would increase as speed increased in both walking directions. Only propulsive peaks of vertical and combined axes in backward walking would decrease when speed increased.

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## (A) Forward walking



## (A) Backward walking

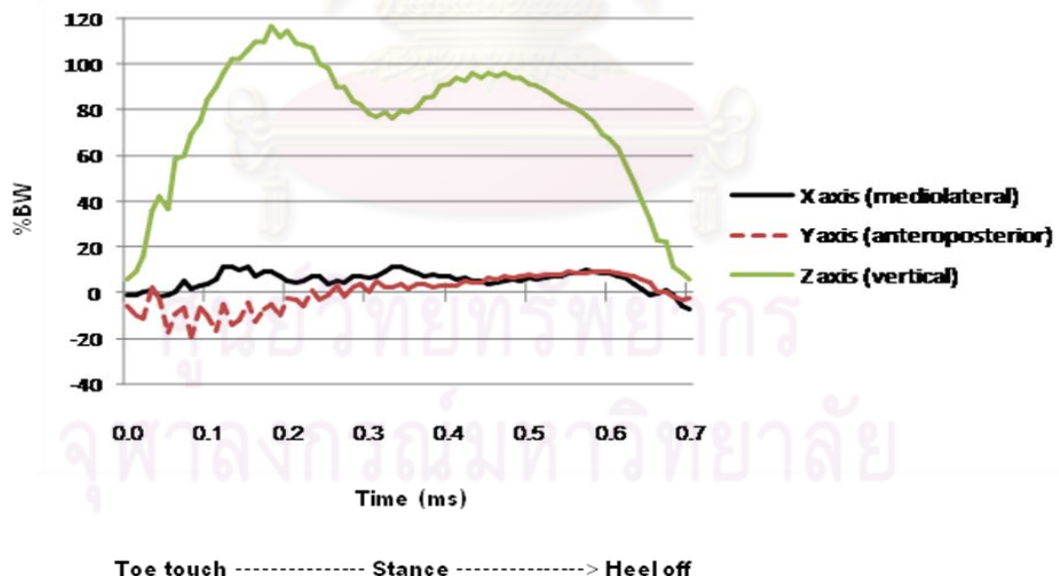
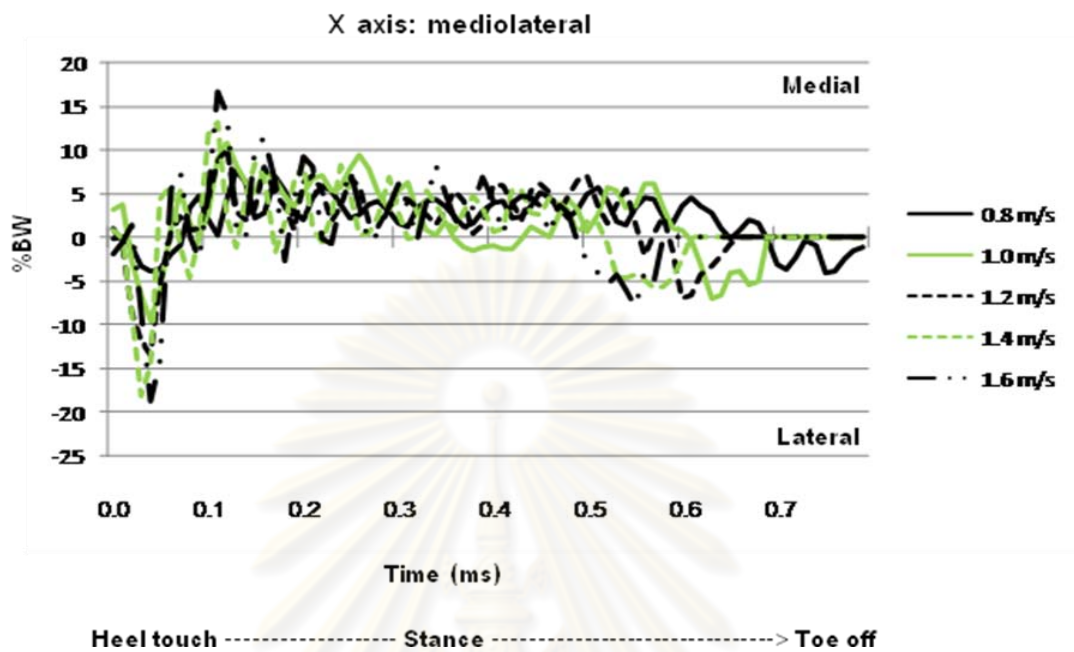


Figure 4.9 Patterns of GRF in three axes (at speed 1.0 m/s) over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking. Medial and anterior directions are positive in mediolateral axis (X), and anteroposterior axis (Y), respectively.

(A) Forward walking



(B) Backward walking

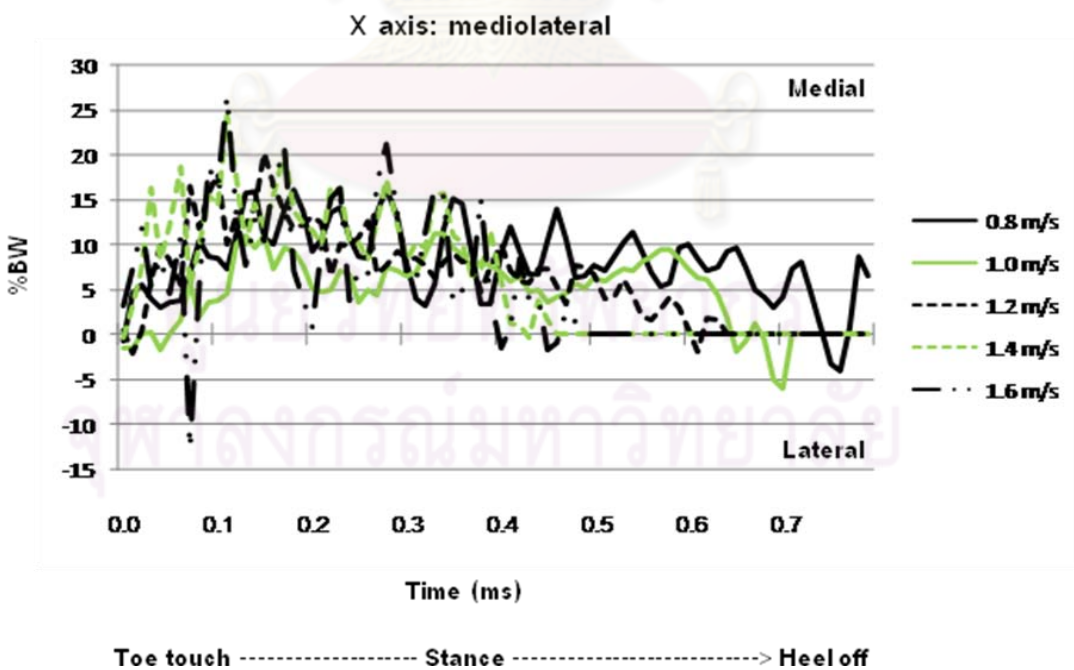
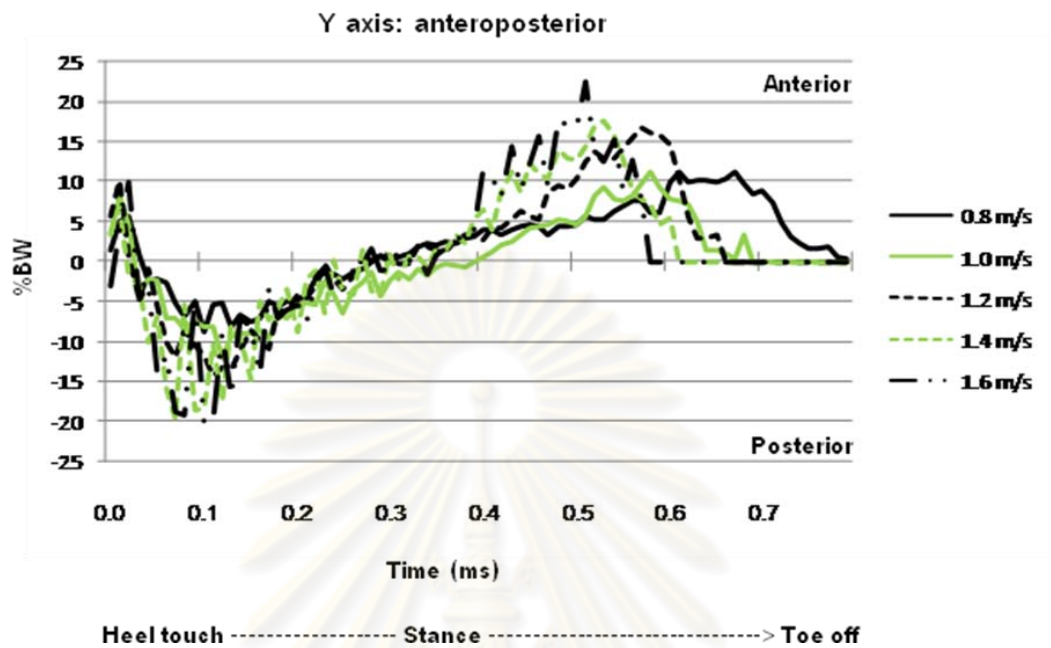


Figure 4.10 Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in mediolateral axis over one stance phase of (a) forward and (b) backward walking at all speeds

## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

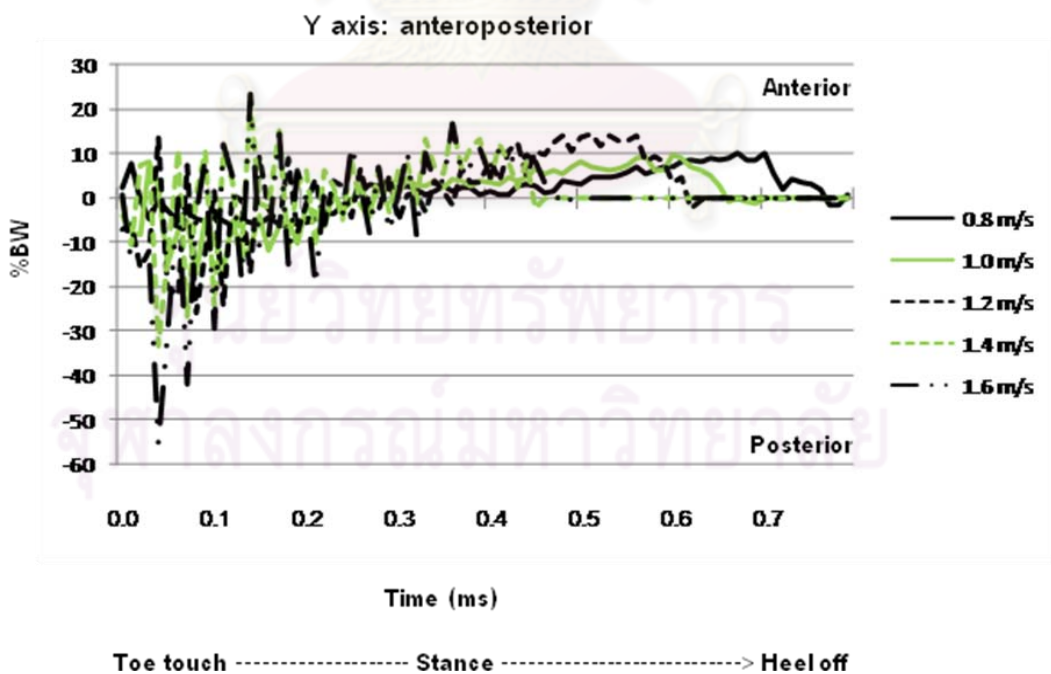
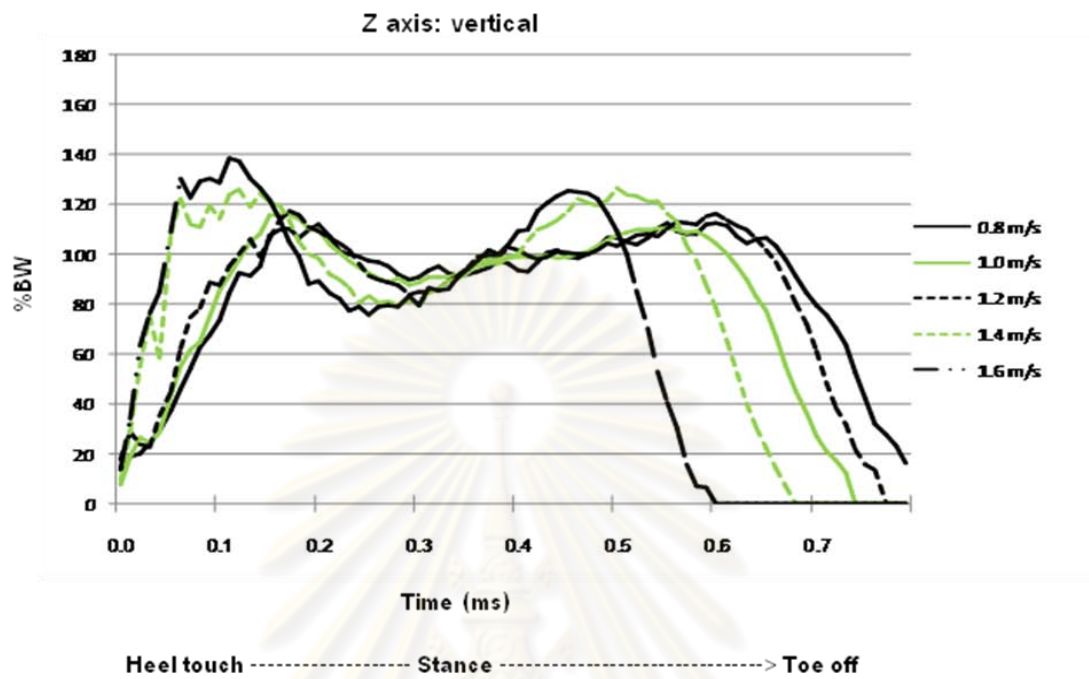


Figure 4.11 Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in anteroposterior axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds



## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

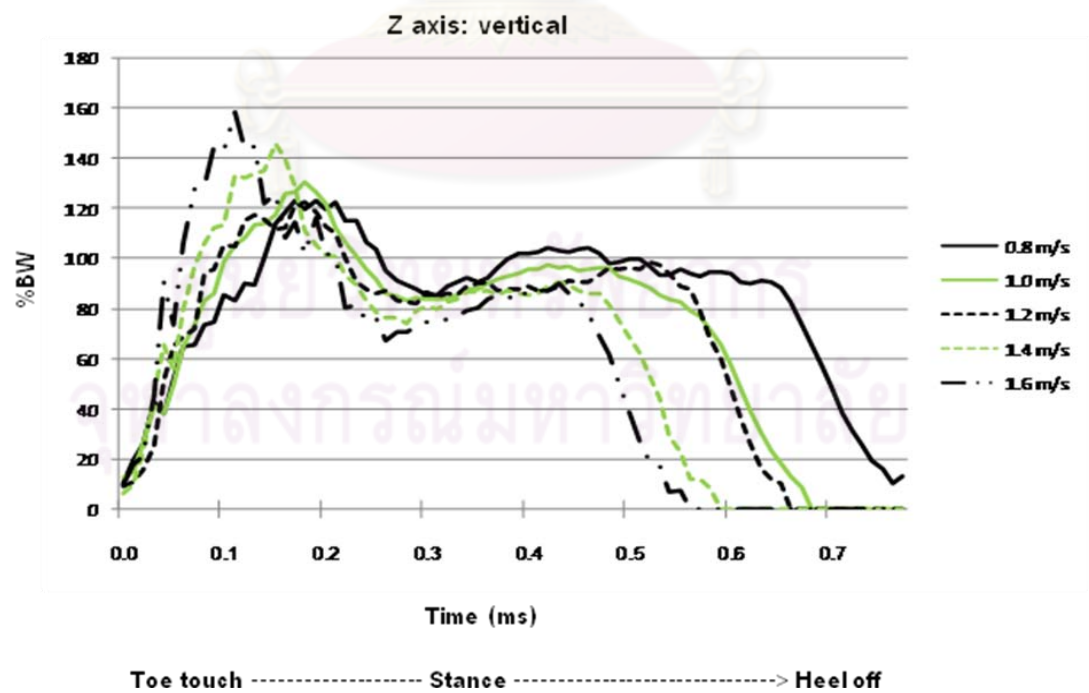
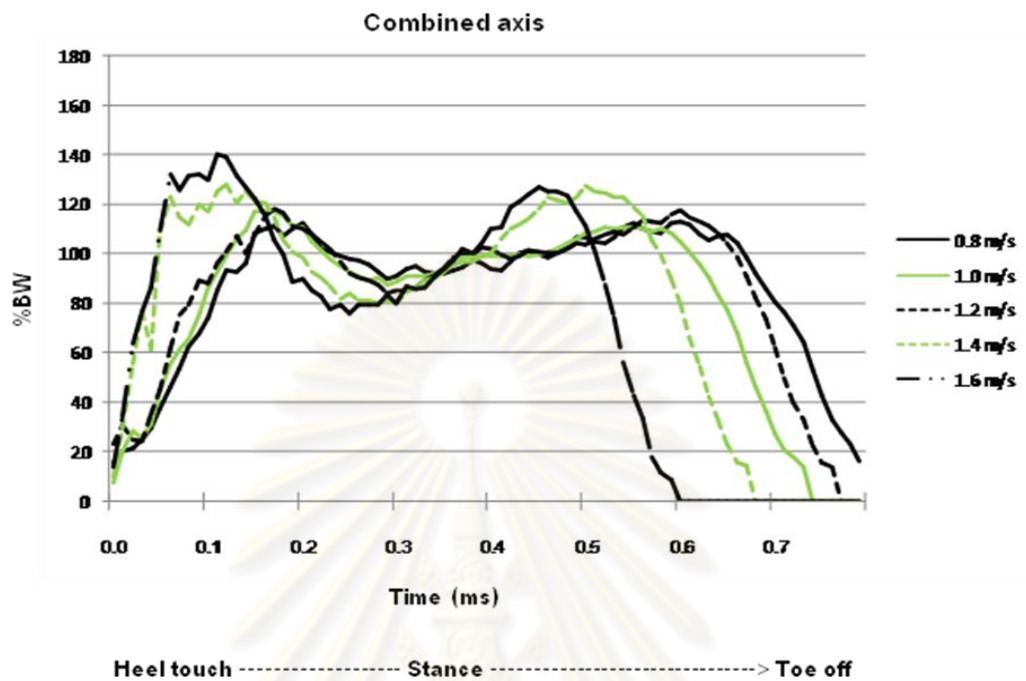


Figure 4.12 Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in vertical axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds

## (A) Forward walking



## (B) Backward walking

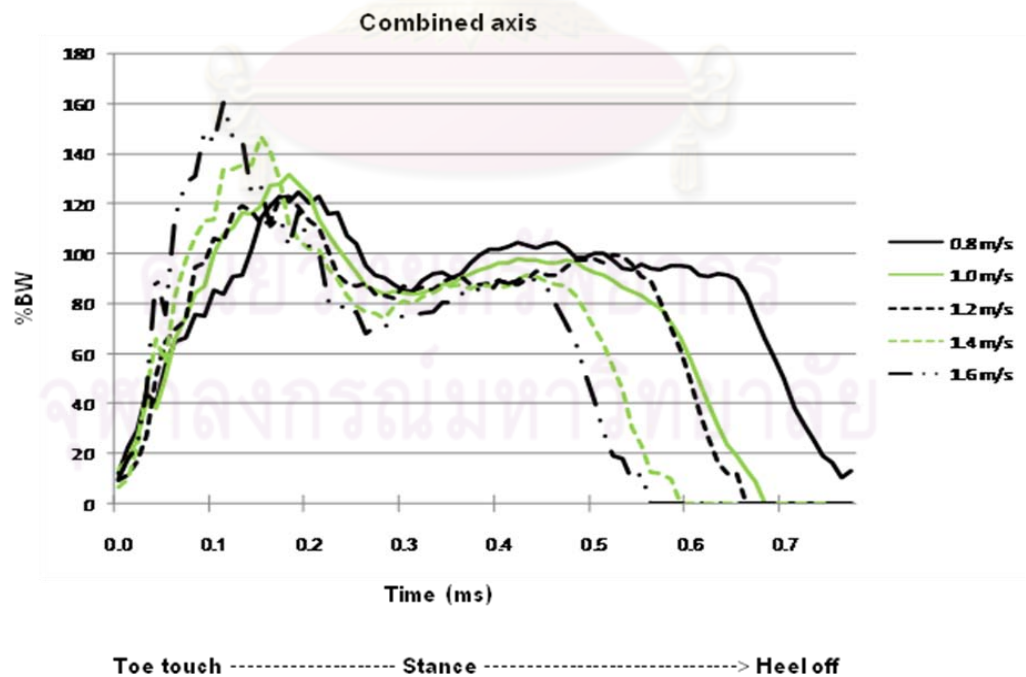


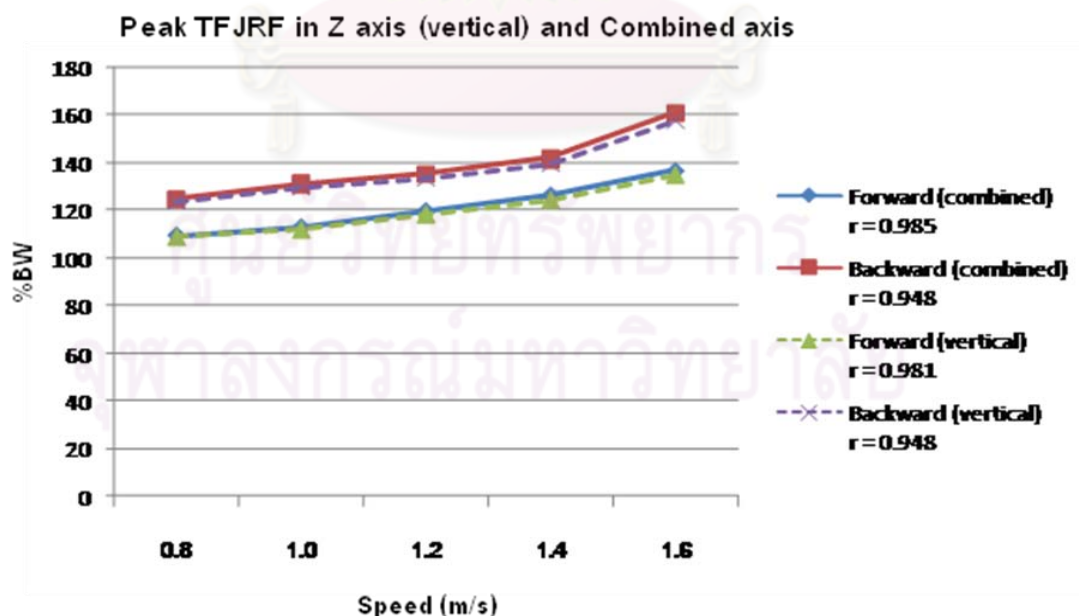
Figure 4.13 Patterns of calculated tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in combined axis over one stance phase of (A) forward and (B) backward walking at all speeds

Table 4.7 shows that peak TFJRFs in combined axis were statistically significant higher in backward walking compared to forward walking at the same speed. These forces would increase as speed increased in both forward and backward walking. Correlation coefficients ( $r$ ) were 0.985 and 0.948, respectively (Figure 4.14).

**Table 4.7** Mean (SD) of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in combined axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
Forward	109.42 (3.23)	112.92 (3.01)	119.73 (3.81)	126.27 (5.77)	136.73 (4.63)
Backward	125.02 (8.55)*	131.36 (10.59)*	135.48 (12.75)*	141.94 (19.08)*	160.98 (20.57)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

\* Significant difference between both walking directions by Paired t-test,  $P < 0.05$



**Figure 4.14** Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in vertical and combined axes of forward and backward walking in each speed

Mean and standard deviation of maximum (peak) of right tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of each axis from 10 consecutive gait cycles of each speed were presented in Table 4.8.

**Table 4.8** Mean (SD) of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in each axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects (N=54)

X (mediolateral) axis	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<i>Medial peak</i>					
<b>Forward</b>	10.94 (3.07)	14.18 (4.31)	13.97 (4.24)	15.48 (3.51)	18.11 (3.46)
<b>Backward</b>	20.81 (1.87)*	21.47 (2.89)*	22.12 (3.19)*	23.62 (3.12)*	24.14 (2.45)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)
<i>Lateral peak</i>					
<b>Forward</b>	6.95 (2.43)	8.94 (1.94)	11.13 (2.79)	15.13 (4.34)	18.17 (5.45)
<b>Backward</b>	4.00 (1.04)*	2.73 (1.57)*	2.46 (1.63)*	3.06 (1.70)*	4.40 (2.09)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

Table 4.8 (Continued)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<i>Y (anteroposterior) axis</i>					
<i>Posterior (breaking) peak</i>					
<b>Forward</b>	11.00 (1.70)	14.22 (2.43)	18.07 (3.30)	23.39 (3.20)	27.34 (2.72)
<b>Backward</b>	15.98 (2.01)*	21.94 (4.10)*	24.48 (3.36)*	29.53 (5.58)*	40.14 (9.40)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)
<i>Anterior (propulsive) peak</i>					
<b>Forward</b>	12.00 (1.15)	14.92 (1.36)	18.39 (2.62)	20.05 (2.62)	22.54 (3.66)
<b>Backward</b>	12.00 (0.85)	13.55 (0.90)*	16.30 (3.27)	17.81 (1.95)*	22.24 (2.23)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)
<i>Z (vertical) axis</i>					
<i>Walking speed (m/s)</i>					
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<b>Forward</b>	109.07 (3.18)	112.05 (2.62)	118.61 (3.50)	124.71 (5.30)	135.17 (4.47)
<b>Backward</b>	123.76 (8.23)*	129.80 (10.33)*	133.72 (12.32)*	139.70 (18.04)*	157.71 (18.95)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

\* Significant difference between both walking directions by Paired t-test,  $P < 0.05$

Table 4.8 shows that for every speed, the medial peak reaction forces at tibiofemoral joint were statistically significant higher in backward walking and the lateral peaks were statistically significant higher in forward walking. While posterior (breaking) peaks were statistically significant higher in forward walking, anterior (propulsive) peaks were statistically significant higher in backward, anterior (propulsive) peaks were

not different. In some speeds, forward walking had statistically significant higher anterior (propulsive) peaks due to minimal variation. However, these might not be clinically significant. Vertical axial forces as well as combined axis of TFJRFs were statistically significant higher in backward walking. The calculated TFJRFs of all axes increased as speed increased in both forward and backward walking. Correlation coefficients ( $r$ ) were more than 0.9. Except lateral peaks in mediolateral axis of backward walking which did not correlate to speed (Figure 4.14-4.16).

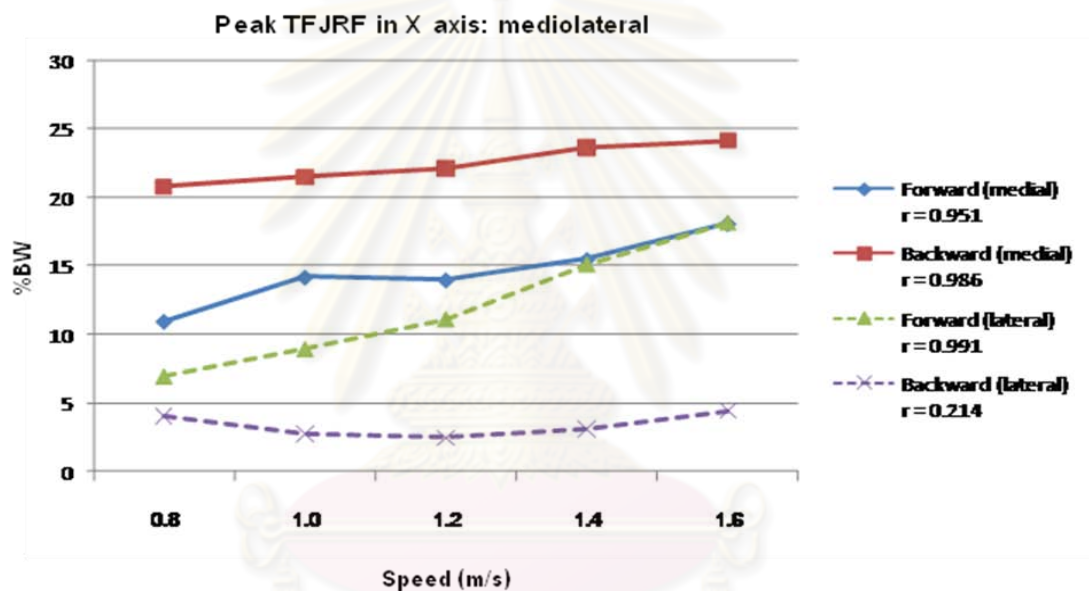


Figure 4.15 Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in mediolateral axis of forward and backward walking in each speed

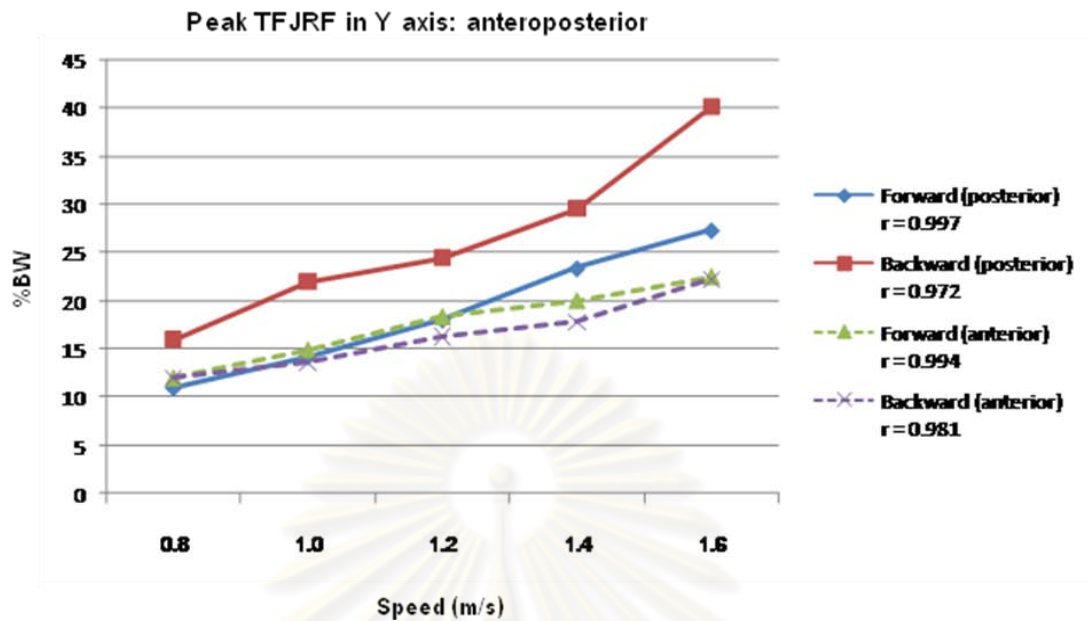


Figure 4.16 Mean of maximum (peak) tibiofemoral joint reaction forces in anteroposterior axis of forward and backward walking in each speed

Mean and standard deviation of average values of right tibiofemoral joint reaction forces during stance phase of the combined axis from 10 consecutive gait cycles of each speed were presented in Table 4.9.

Table 4.9 Mean (SD) of average tibiofemoral joint reaction forces in combined axis (%BW) of forward and backward walking of all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
Forward	81.36 (1.85)	83.80 (1.59)	86.06 (1.31)	88.65 (1.76)	90.66 (1.56)
Backward	82.77 (2.43)	83.27 (2.14)	83.53 (1.56)*	83.98 (3.10)*	84.78 (3.22)*
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

\* Significant difference between both walking directions by Paired t-test,  $P < 0.05$

Table 4.9 shows that for lower speeds such as 0.8 and 1.0 m/s, the average tibiofemoral joint reaction forces were not different in both forward and backward walking. For faster speed such as 1.2, 1.4 and 1.6 m/s, these forces were statistically significant lower in backward walking. The average TFJRF had good correlation with speed in both forward and backward walking. These forces increased when speed increased. Correlation coefficients ( $r$ ) were 0.999 and 0.982, respectively (Figure 4.17).

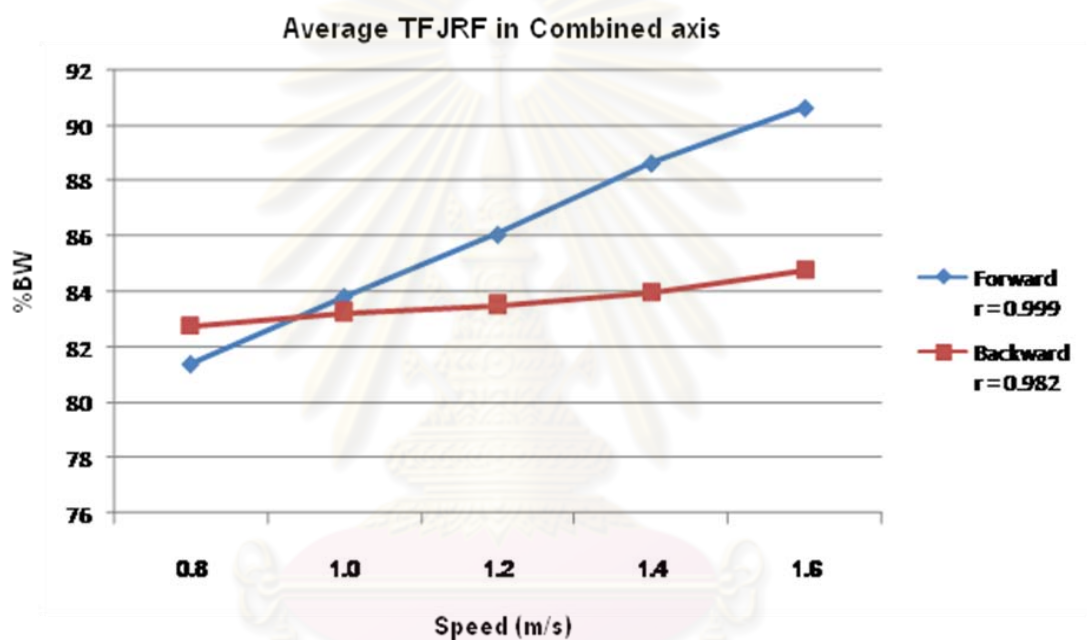


Figure 4.17 Mean of average tibiofemoral joint reaction forces in combined axis of forward and backward walking in each speed



### *Cardiopulmonary response*

Heart rates were recorded at the final 10 seconds of the test speed by wireless electrocardiography. Mean and standard deviation of heart rate (beats/min) of each walking speed were presented in Table 4.10. For every speed, heart rates were higher in backward walking. Heart rate of backward walking at the speed 0.8 m/s was similar to heart rate of forward walking at the speed 1.4 m/s. Mean and standard deviation of the percentage of maximum heart rate (%HR max) of each walking speed were presented in Table 4.11. Analyzed data show that the percentage of maximum heart rate was higher in backward walking at all test speeds. Mean and standard deviation of rating of perceived exertion (RPE) of each walking speed were presented in Table 4.12. For every speed, RPE were higher in backward walking. Backward walking with the speed of 0.8 m/s had RPE similar to forward walking with the speed of 1.0 m/s. Beyond the speed of 1.2 m/s, subjects' RPE indicated that they began to feel fatigued very fast, which might relate to the large amount of increasing of the heart rate (Figure 4.18-4.20).

**Table 4.10** Mean (SD) of heart rate (beats/min) of forward and backward walking in each speed, from all subjects (N=54)

		Walking speed (m/s)				
		0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
<b>Forward</b>		96.19 (14.46)	99.33 (15.31)	103.29 (14.27)	108.76 (14.38)	113.83 (15.10)
<b>Backward</b>		109.72 (14.50)	120.40 (17.58)	134.60 (19.06)	149.64 (19.31)	163.19 (16.17)
				(N=51)	(N=44)	(N=34)

**Table 4.11** Mean (SD) of the percentage of maximum heart rate (%HR max) of forward and backward walking in each speed, from all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
Forward	49.42 (7.68)	51.03 (8.11)	53.07 (7.63)	55.87 (7.69)	58.48 (8.12)
Backward	56.37 (7.76)	61.86 (9.42)	69.20 (10.37)	76.64 (9.93)	83.68 (8.30)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

**Table 4.12** Mean (SD) of the rating of perceived exertion (RPE) of forward and backward walking in each speed, from all subjects (N=54)

	Walking speed (m/s)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
Forward	6.87 (0.91)	7.72 (1.09)	8.98 (1.46)	9.87 (1.72)	11.04 (1.93)
Backward	7.67 (1.53)	9.15 (1.73)	10.87 (1.83)	13.16 (2.02)	14.98 (2.19)
			(N=51)	(N=44)	(N=34)

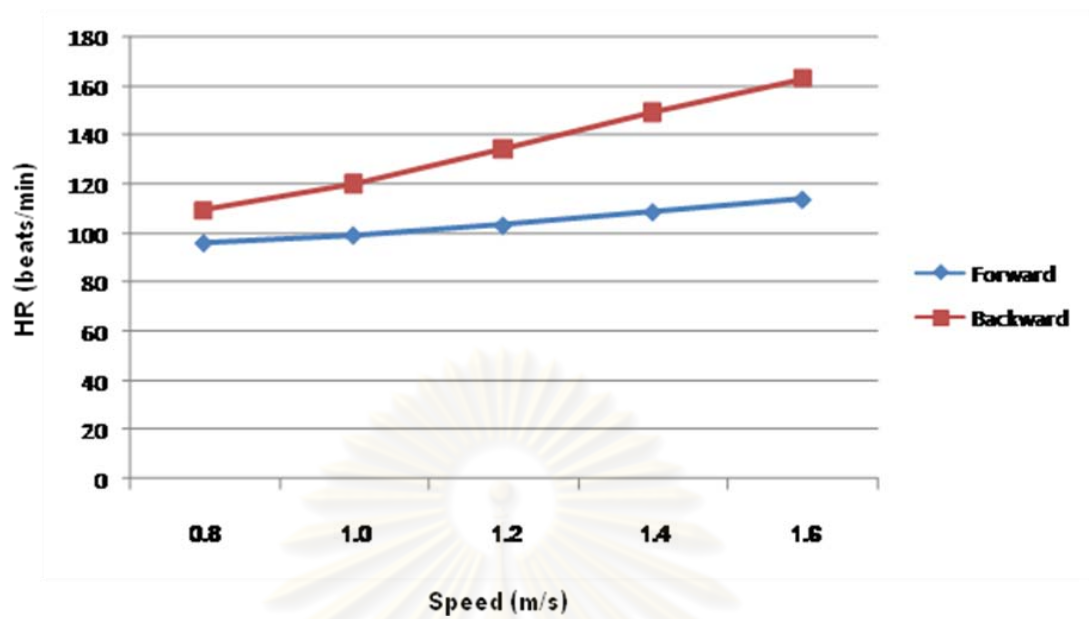


Figure 4.18 Mean of heart rate (HR) of forward and backward walking in each speed

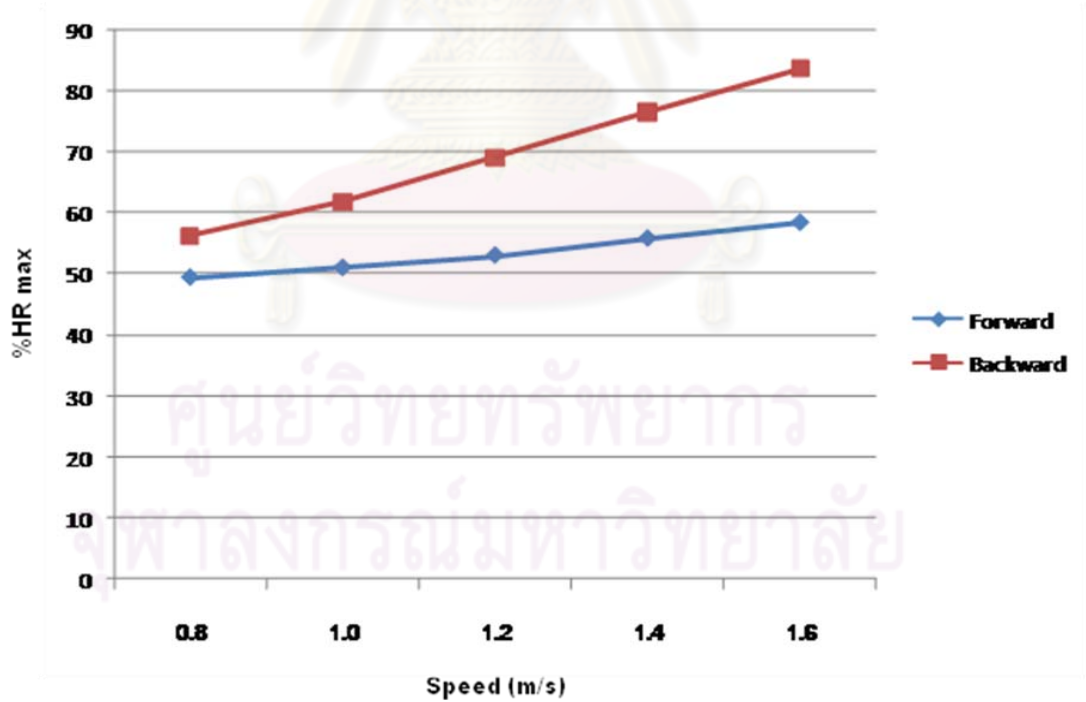


Figure 4.19 Mean of the percentage of maximum heart rate (%HR max) of forward and backward walking in each speed

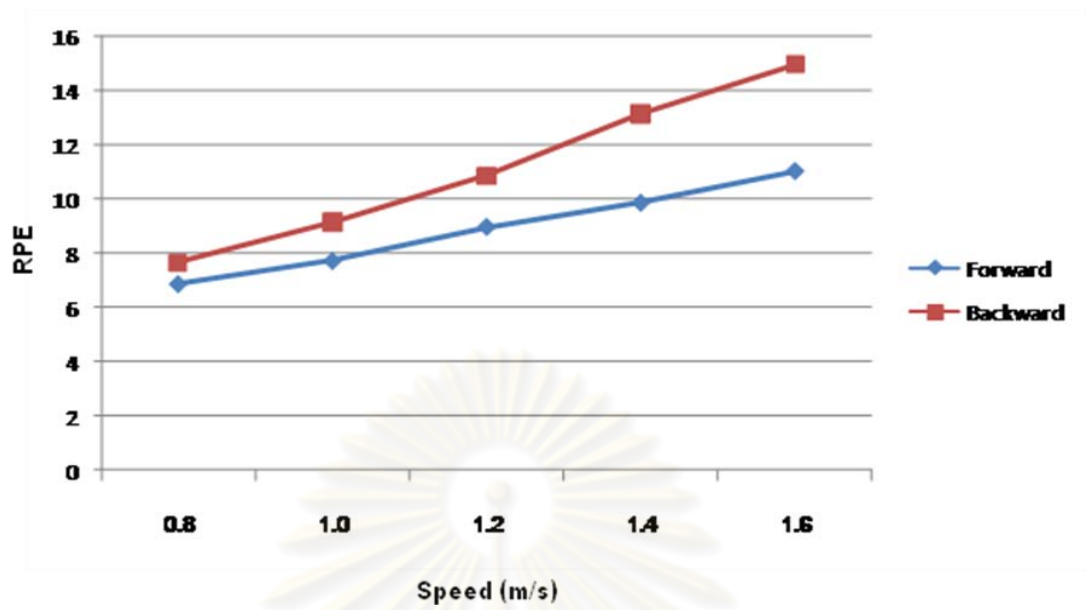


Figure 4.20 Mean of the rating of perceived exertion (RPE) of forward and backward walking in each speed

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## CHAPTER V

### DISCUSSION AND CONCLUSION

Sixty-five healthy Thai males were recruited into the study. Eleven subjects were excluded after they perceived the non-smoothness on the left-belt of treadmill. All excluded cases were in the second half of overall data collection. It might be caused from over-use of treadmill. Subjects tended to have high bodyweight and contacted the belt with high forces. Mean of their body weight with shoes was  $650.96 \pm 72.99$  Newton (N). It was above the mean of the remaining subjects, which was  $590.08 \pm 58.66$  N.

The remaining 54 subjects had regular exercise with a median of 2.75 times/week and 60 minutes/time. Fifty (92.6%) subjects had moderate-intensity exercise. Therefore, the results might infer only the same-profile population, not in the elderly or inactive groups.

Due to randomize allocation by looking for the ninth digit of subject's identity card (total 13 numbers), the first trial was selected as forward walking if it was an odd number. If it was an even number or zero, the first trial was selected as backward walking. Twenty-five (46.3%) subjects were assigned to start with walking forward. This could eradicate some systematic errors from the cumulative fatigue effect of the earlier trial. Because backward walking was not a natural movement of human (Bates et al., 2000), twenty (37%) subjects could not complete all speeds of backward walking. Three (5.6%), seven (13.0%) and ten (18.5%) subjects stopped at speeds of 1.2, 1.4, and 1.6 m/s, respectively. This meant healthy male subjects had some difficulties in backward walking. Most subjects stopped backward walking from severe fatigue (18 of 20 subjects, 90%). A few subjects were stopped because their heart rate reached the predicted maximum heart rate (2 of 20 subjects, 10%). Most fatigued muscle groups were knee extensors, calf and ankle dorsiflexors, respectively. The results agreed with Hreljac, et al.'s study (2005). They found that the speed which walkers liked to change from backward walking to running (backward preferred transition speed, BPTS) was

1.58 ± 0.16 m/s. It was lower than energetically optimal transition speed (EOTS) or metabolic transition speed which was 1.83 m/s. So, this mean that subjects preferred to run at BPTS even it used more energy. There might be some factors, more than metabolic cost, which influenced gait transition. Fatigues of small muscles, such as ankle dorsiflexors, were considered as a cause.

Our results also agreed with Grosso et al.'s study (1998). They found that electromyographic (EMG) activity of most leg muscles were higher in backward than forward walking at the same range of speed. If walking speed increased, EMG activity of each leg muscle would increase curvilinearly. The EMG activity of the lower extremity increased faster in backward walking. Therefore, more energy was consumed by lower extremities in backward walking especially in high speeds. Energy requirement of the lower extremity would certainly be a factor of localized fatigue. More energy requirement can cause a few subjects, who were not physically fit, to increase their heart rate over maximum predicted heart rate to walk at a certain speed.

In kinematic data, backward walking had more cadence than forward walking in every speed. The result agreed with the study of Arata (1999), which found that backward running had higher stride rate but shorter stride length than forward running at the same speed. The percentages of stance phase were about 60% in both forward and backward walking in every speed. Knee and ankle joint range of motion were lower in backward than forward walking in every speed. The result corresponded to the study of Dufek et al. (n.d.). The trunk was slightly anterior bending from imaginary vertical line in both forward and backward walking in every speed. That meant human balancing might rely on forward bending of trunk to keep centre of mass within the base support. However, trunk inclinations showed some levels of variation over stance phase and among subjects.

In kinetic data, the peak tibiofemoral joint reaction forces (TFJRF) in vertical and combined axes increased with the increased speed. And backward walking had higher forces than forward walking in every speed, like the study of Grosso et al. (1998). They

found that vertical ground reaction force of breaking phase in backward walking was higher than forward walking ( $115.0 \pm 17.6$  %BW vs.  $100.8 \pm 4.4$  %BW) at the same range of speed 0.4-1.0 m/s. Our study also found that peak TFJRF in vertical axis of backward walking with speed 0.8 m/s was similar to peak TFJRF in vertical axis of forward walking with speed 1.4 m/s ( $123.76 \pm 8.23$  %BW vs.  $124.71 \pm 5.30$  %BW). As same as the peak TFJRF in combined axis of backward walking with speed 0.8 m/s, which was similar to the peak TFJRF in combined axis of forward walking with speed 1.4 m/s ( $125.02 \pm 8.55$  %BW vs.  $126.27 \pm 5.77$  %BW). These meant that if people were suggested to exercise with backward walking in speed 0.8 m/s, they would take the same TFJRF as exercise with forward walking in speed 1.4 m/s but more comfortable due to lower RPE.

In every speed, the medial peak reaction forces at tibiofemoral joint were higher and the lateral peaks were lower in backward walking. This might be from the wider base support and more lateralization of foot contact in backward walking. Therefore, foot motion might be controlled to push back to the sagittal plane of human body. Obviously, peak TFJRF in combined and vertical axes which were higher in backward walking at the same speed of walking. It happened coincidentally with impact peak of foot contact. Impact peaks of both conditions might imply that toe touch in backward walking did not smooth as heel touch in forward walking. For backward walking, people did not turn into the direction of movement. The visual reflex could not be used. Backward walking was also not a natural movement. Therefore, the proprioceptive function did not function properly for conducting a smooth movement. However, the average TFJRF in combined axis were similar in both forward and backward walking during slow speeds of walking. These values were lower in backward walking if speed increased more than 1.2 m/s. This might be a nature of backward walking that generally reduced TFJRF from moving the femur away from the tibia. The hypothesis is also required further study. From the contrary results of peak and average TFJRF, it is unclear whether forward or backward walking had a higher potential to cause injury over the tibiofemoral joint. Application of forward or backward walking for individuals still needs to concern other factors.

Heart rates of all testing speeds were higher in backward walking. Mean of heart

rate in backward walking with speed 0.8 m/s was similar to forward walking with speed 1.4 m/s ( $109.72 \pm 14.50$  vs.  $108.76 \pm 14.38$  beats/minute). Compared to the percentage of maximum heart rate (%HR max), the values were  $56.37 \pm 7.76$  vs.  $55.87 \pm 7.69$  %HR max which were in range of light intensity (50-63 %HR max, Thompson et al., 2009). This was not enough for maintain cardiopulmonary fitness. Backward walking with speed higher than 1.2 m/s would be defined as moderate intensity (64-76 %HR max, Thompson et al., 2009). The mean of %HR max in this speed was  $69.20 \pm 10.37$ . Backward walking with speed 1.6 m/s would be vigorous intensity because the mean of %HR max was  $83.68 \pm 8.30$ . This speed also exceeded backward preferred transition speed (BPTS) of Hreljac, et al. (2005), which was  $1.58 \pm 0.16$  m/s. Cardiopulmonary responses might explain why some subjects stopped backward walking at this speed.

The results of our study found that backward walking exercise with speed 1.2 m/s could give moderate level of exercise intensity ( $69.20 \pm 10.37$  %HR max). In forward walking, speed 1.6 m/s did not induce moderate exercise intensity ( $58.48 \pm 8.12$  %HR max). Definition for moderate exercise intensity is 64-76 %HR max (Thompson et al., 2009). Comparison between these two conditions, peak TFJRF had already been similar ( $135.48 \pm 12.75$  %BW vs.  $136.73 \pm 4.63$  %BW), and average TFJRF had already been lower during backward walking ( $83.53 \pm 1.56$  %BW vs.  $90.66 \pm 1.56$  %BW). Further research is needed to determine TFJRF between forward and backward walking with speeds that induce the moderate-intensity exercise. Training backward walking for reducing impact peak of toe touch might be useful. Whether force reduction is worthwhile with a period of training needs to have further research. While backward walking might not be a practical exercise, the training might provide backward walking an option for exercise especially for people who had an injury or pain at the tibiofemoral joint. However, location, light, and environment of training should be set properly to prevent falling and any accident.

This study used inverse dynamic model to calculate tibiofemoral joint reaction force, which was the indirect measurement. The biomechanical values were up to the used models and their assumptions. The results might be different from those of other



studies. If the minimal-invasive direct method for joint reaction force measurement is available, the measured values must be more accurate and can be set as a gold standard. The results of many models should be verified how accurate they had when they are compared with those of direct measurement.

In conclusion, backward walking produced higher peak TFJRF during stance phase than forward walking in every speed. Subjects had higher heart rate and RPE in every speed when backward walking, as well. The average TFJRF were similar in both forward and backward walking during slow speeds (below 1.0 m/s) and lower in backward walking if speed increased more than 1.2 m/s. However, backward walking may produce lower TFJRF than forward walking when walk with the same exercise intensity and could be used in exercise prescriptions or rehabilitation programs for ones who have tibiofemoral joint problems. Further researches should be required to elaborate backward walking protocols about speed, duration, and frequency for subjects with different physical conditions.



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## REFERENCES

- Anish, E.J., and Klenck, C.A. Exercise as medicine: the role of exercise in treating chronic disease. In D.B. McKeag, and J.L. Moeller (ed.), ACSM's primary care sports medicine. 2nd ed., pp.107-131. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- Arata, A.W. Kinematic and kinetic evaluation of high speed backward running. Doctoral dissertation, University of Oregon, 1999.
- Balady, G.J., et al. AHA/ACSM Joint statement: recommendations for cardiovascular screening, staffing, and emergency policies at health/fitness facilities [Online]. 1998. Available from: <http://www.ms-se.com/pt/pt-core/template-journal/msse/media/0698c.html> [2009, 10 March]
- Bates, B.T., Dufek, J.S., Grolle, C., and Grolle, E. Retro walking for rehabilitation and fitness [Online]. 2000. Available from: <http://darkwing.uoregon.edu/~btbates/backward/retrowalk.html> [2008, 23 November]
- Borg, G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion. Medicine & Science in Sports & Exercise 14 (1982): 377-387.
- Dufek, J.S., Bates, B.T., and Tritsch, A. Backward walking: understand function and the associated benefits [Online]. Available from: <http://www.backward-running-backward.com> [2008, 23 November]
- Flynn, T.W., Connery, S.M., Smutok, M.A., Zeballos, R.J., and Weisman, I.M. Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running. Medicine & Science in Sports & Exercise 26, 1 (1994): 89-94.
- Flynn, T.W., and Soutas-Little, R.W. Patellofemoral joint compression forces in forward and backward running. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 21, 5 (1995): 277-282.

- Grasso, R., Bianchi, L., and Lacquaniti, F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. Journal of Human Physiology 80 (1998): 1868-1885.
- Hamill, J., and Knutzen, K.M. Functional anatomy of the lower extremity. Biomechanical basis of human movement. 2nd ed., pp.202-283. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- Hermione, P.O.H., Peter, R.E., Nola, M.C., Kheng, T.H., and Sue, C.J. Six-minute walk distance in healthy Singaporean adults cannot be predicted using reference equations derived from Caucasian populations. Respirology 11 (2006): 211-216.
- History of backward running [Online]. 2009. Available from: <http://www.runtheplanet.com/resources/historical/backwards.asp> [2009, 5 January]
- Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R.F., Casebolt, J., and Sison, M. Preferred and energetically optimal transition speeds during backward human locomotion. Journal of Sports Science & Medicine 4 (2005): 446-454.
- Kaufman, K.R., Kovacevic, N., Irby, S.E., and Colwell, C.W. Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. Journal of Biomechanics 29, 5 (1996): 667-671.
- Kirtley, C. Joint moment. Clinical gait analysis: theory and practice, pp.117-132. Elsevier, 2006.
- Kirtley, C. The ground reaction in normal gait. Clinical gait analysis: theory and practice, pp.83-96. Elsevier, 2006.
- Kirtley C. The temporal-spatial parameters. Clinical gait analysis: theory and practice, pp.15-37. Elsevier, 2006.
- Marks, J.W. Reasons why people walk and run backward on the treadmill [Online]. Available from: <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=78022> [2008, October]

- Mercier, J., et al. Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. European Journal of Applied Physiology 69 (1994): 525-529.
- Myatt, G., et al. The cardiopulmonary cost of backward walking at selected speeds. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 21, 3 (1995): 132-138.
- Neptune, R.R., and Kautz, S.A. Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. Clinical Biomechanics 15 (2000): 528-535.
- Prentice, W.E. The knee and related structures. Arnheim's Principles of Athletic Training: A Competency-Based Approach. 12th ed., pp. 601-655. McGraw-Hill, 2006.
- Terblanche, E., et al. The metabolic transition speed between backward walking and running. European Journal of Applied Physiology 90 (2003): 520-525.
- Terblanche, E., Page, C., Kroff, J., and Venter, R.E. The effects of backward locomotion training on the body composition and cardiorespiratory fitness of young women. International Journal of Sports Medicine 25 (2004): 1-6.
- Thompson, W.R., Gordon, N.F., and Pescatello, L.S. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. 8th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- Whittlesey, S.N., and Robertson, D.G.E. Two-dimensional inverse dynamics. In D.G.E. Robertson, G.E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S.N. Whittlesey (ed.), Research methods in biomechanics, pp.103-124. Human Kinetics, 2004.
- Winter, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. Wiley Interscience, 1990.



APPENDICES

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## APPENDIX A

เอกสารชี้แจงข้อมูล/คำแนะนำแก่ผู้เข้าร่วมโครงการ  
(Patient Information Sheet)

ชื่อโครงการ แรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและ  
เดินไปข้างหน้าที่ระดับความเร็วต่างๆ

Tibiofemoral joint reaction force during stance phase of backward and  
forward walking at varied speed

ชื่อผู้วิจัย น. ย. ณัฐพล สนธิชัย ผู้วิจัย  
ผศ. นพ. ดร. ภาสกร วัชรธาดา อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการวิจัย

## ผู้ดูแลที่ติดต่อได้

1. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ดร. ภาสกร วัชรธาดา  
ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
โทรศัพท์ 085-124-2822 (มือถือ)

2. นาย ณัฐพล สนธิชัย

ห้องปฏิบัติการเวชศาสตร์การกีฬา (ห้อง 401/1) ชั้น 4 อาคารแพทยพัฒน์  
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โทรศัพท์ 02-652-3339 (ที่ทำงาน)  
โทรศัพท์ 081-594-4481 (มือถือ)

## สถานที่วิจัย

1. ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารกีฬานิมิตร สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา  
สำนักงานพัฒนาการกีฬาและนันทนาการ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร

## เรียน ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่แสดงข้อมูลเพื่อใช้ประกอบการตัดสินใจของท่านในการเข้าร่วมการศึกษาวิจัย อย่างไรก็ตามก่อนที่ท่านตกลงเข้าร่วมการศึกษาดังกล่าว ขอให้ท่านอ่านเอกสารฉบับนี้อย่างละเอียดเพื่อให้ท่านได้ทราบถึงเหตุผลและรายละเอียดของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ เพิ่มเติม กรุณาซักถามจากทีมงานของผู้วิจัยซึ่งจะเป็นผู้สามารถให้ความกระจ่างแก่ท่านได้

ท่านสามารถขอคำแนะนำในการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จากครอบครัว เพื่อน หรือแพทย์ประจำตัวของท่านได้ ถ้าท่านตัดสินใจแล้วว่าจะเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้ ขอให้ท่านเซ็นชื่อยินยอมในเอกสารฉบับนี้

## ความเป็นมาของโครงการ

ข้อเข่าเป็นหนึ่งในข้อต่อที่ได้รับบาดเจ็บจากการเล่นกีฬาและการออกกำลังกายมากที่สุด การฟื้นฟูสภาพหลังบาดเจ็บมีบทบาทสำคัญมากในการช่วยให้นักกีฬาสามารถกลับมาเล่นกีฬาอีกครั้งได้อย่างรวดเร็ว และช่วยป้องกันการบาดเจ็บซ้ำ วิธีการฟื้นฟูหรือการออกกำลังกายที่ทำให้เกิดแรงกระทำต่อผิวข้อเข่าน้อยที่สุดจึงมีความจำเป็น เพื่อช่วยให้นักกีฬาที่บาดเจ็บข้อเข่าสามารถรักษาสภาพร่างกายโดยรวมไว้ได้

การเดินเป็นวิธีหนึ่งที่ขยับข้อเข่าและลงน้ำหนักตัวไม่มาก ไม่ยุ่งยาก มีข้อจำกัดน้อย และทำได้อย่างกว้างขวาง ปัจจุบันในทุกทวีปนิยมใช้การเดินไปข้างหน้าในการฟื้นฟูรักษาและออกกำลังกาย ในขณะที่เดียวกันก็มีผู้นิยมใช้การเดินถอยหลังเป็นส่วนหนึ่งของการฟื้นฟูรักษาและการออกกำลังกายด้วยเช่นกัน แต่การเดินด้วยความเร็วสูงๆ อาจทำให้เกิดแรงกระทำต่อข้อเข่าที่มากเกินไป โดยเฉพาะกับผู้ที่มิมีปัญหาบริเวณข้อเข่ามาก่อน

ในปัจจุบันยังไม่มียานวิจัยที่หาค่าแรงกระทำต่อข้อเข่าที่เกิดขึ้นขณะเดินไปข้างหน้าและเดินถอยหลังที่ระดับความเร็วต่างๆ ซึ่งผลการศึกษาดังกล่าวสามารถใช้เป็นแนวทางเบื้องต้นในการแนะนำการออกกำลังกายและการฟื้นฟูด้วยการเดินแก่ผู้ที่มีปัญหาการบาดเจ็บบริเวณข้อเข่าได้

## วัตถุประสงค์ของการวิจัย

วัตถุประสงค์หลักจากการศึกษาในครั้งนี้คือ เพื่อหาค่าแรงปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและเดินไปข้างหน้าที่ความเร็วระดับต่างๆ

## เหตุผลที่อาสาสมัครได้รับการเชิญชวนให้เข้าร่วมโครงการวิจัย

เนื่องจากท่านเป็นผู้ชายไทยอายุ 20-39 ปี ที่มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง ซึ่งนับว่าอยู่ในกลุ่มประชากรเป้าหมายของการศึกษาครั้งนี้

จำนวนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย 60 คน

## รายละเอียดที่จะปฏิบัติต่อผู้เข้าร่วมวิจัย

1. ท่านจะได้รับการชี้แจงรายละเอียดเกี่ยวกับงานวิจัยโดยย่อ และได้รับการแจ้งให้ทราบว่า การเข้าร่วมโครงการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใดๆ ทั้งสิ้น ได้รับการสัมภาษณ์เพื่อคัดกรองความเสี่ยงเบื้องต้น และตอบแบบสอบถาม ทั้งนี้ท่านมีสิทธิ์ที่จะไม่ตอบคำถามข้อใดก็ได้ ที่ถามโดยผู้วิจัยตามเกณฑ์คัดเลือกเข้ามาศึกษา เมื่อท่านตัดสินใจเข้าร่วมงานวิจัย ท่านจะต้องลงนามยินยอมเข้าร่วมในการวิจัย

2. ท่านจะได้รับการขอร้องให้มาทำการทดสอบ และประเมินผลทั้งหมด 1 ครั้ง โดยเป็นการทดสอบหาค่าแรงกระทำต่อข้อเท้า มุมและรูปแบบการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก รวมทั้งมุมการก้มเอนของลำตัว ขณะเดินถอยหลังและเดินไปข้างหน้าบนสายพานด้วยความเร็วต่างๆ (ใช้เวลาโดยเฉลี่ยคนละไม่เกิน 90 นาที)

3. ก่อนวันทดสอบ ท่านต้องนอนหลับพักผ่อนให้เพียงพอ (อย่างน้อย 6-8 ชั่วโมงในคืนก่อนวันทดสอบ) ไม่ทานอาหารหรือเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์หรือคาเฟอีนก่อนการทดสอบอย่างน้อย 24 ชั่วโมง ไม่ทานอาหารมื้อหนักก่อนการทดสอบอย่างน้อย 2 ชั่วโมง ดื่มน้ำมาอย่างเพียงพอ และหลีกเลี่ยงกิจกรรมหรือการออกกำลังกายที่มีความหนักมากในวันที่มีการทดสอบ ส่วนการแต่งกายให้สวมชุดวิ่งหรือชุดลาลอง โดยสวมเสื้อกล้าม (ถ้ามี) หรือเสื้อแขนสั้น สวมกางเกงรัดรูปขาสั้นเนื้อเข้าขนาดพอดีตัว (ถ้ามี) หรือกางเกงสำหรับวิ่ง ไม่สวมเครื่องประดับ สวมถุงเท้าและรองเท้าผ้าใบสำหรับวิ่ง โดยรองเท้าควรอยู่ในสภาพที่ดี ไม่สึกหรอมาก

### 4. ขั้นตอนการวิจัย

- เมื่อมาถึงสถานที่ทำการวิจัย ผู้วิจัยจะซักถามข้อมูลประวัติพื้นฐานของท่าน แล้วบันทึกลงในแบบบันทึกข้อมูล

- ชั่งน้ำหนักตัวและวัดส่วนสูงบนเครื่องชั่งโดยไม่สวมรองเท้า

- ชั่งน้ำหนักรองเท้าแต่ละข้างบนเครื่องชั่ง

- ดิคเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพาที่บริเวณหน้าอกและเอว

- วัดความดันโลหิตขณะนั่งพัก และวัดอัตราการเต้นของหัวใจขณะนั่งพักด้วยการ

จับชีพจร



- สวมรองเท้า ติดตัวบอกตำแหน่งสะท้อนแสงที่ข้อไหล ข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า และเท้าทั้ง 2 ข้าง รวมทั้งหมุด 10 จุด

- ชั่งน้ำหนักแบบสวมรองเท้าบนสายพานข้างซ้าย

#### การเดินบนสายพาน

- เดินคนละ 2 ครั้ง (เดินหน้าและถอยหลัง) แต่จะเดินทิศทางใดก่อนขึ้นอยู่กับการสุ่ม ในระหว่างการเดินไม่ให้เปลี่ยนเป็นวิ่ง และพยายามไม่เดินเหยียบร่องตรงกลางระหว่างสายพานทั้งสองเส้น

- เริ่มด้วยการอบอุ่นร่างกายและสร้างความคุ้นเคยกับการเดินบนสายพานในทิศทางแรกเป็นเวลาประมาณ 6 นาที พร้อมกับฝึกประเมินความเหนื่อย

- จากนั้นทำการทดสอบโดยการเดินในทิศทางเดียวกันกับช่วงอบอุ่นร่างกาย เดินทั้งหมด 5 ระดับความเร็ว ระดับละ 3 นาที รวมเวลาทั้งหมด 15 นาที ช่วง 30 วินาทีก่อนเปลี่ยนความเร็วทุกระดับ ท่านจะถูกถามถึงความเหนื่อยด้วยแผ่นประเมินความเหนื่อย

- เมื่อเดินครบ 15 นาที จะให้คลายอบอุ่นร่างกาย (ลูกลีดาว์น) ด้วยการเดินช้าๆ ต่อไปอีกประมาณ 2 นาที แล้วจึงลงจากสายพาน

- นั่งพักครึ่งเป็นเวลาประมาณ 10 นาที สามารถทานน้ำได้ จากนั้นเริ่มทำการเดินทดสอบต่อในทิศทางที่ 2 โดยเริ่มจากการอบอุ่นร่างกายก่อนเช่นกัน

5. ท่านจะอยู่ภายใต้การดูแลของผู้วิจัยและทีมงานอย่างใกล้ชิด

#### หมายเหตุ:

- ในช่วงอบอุ่นร่างกายและสร้างความคุ้นเคยกับการเดินบนสายพาน หากท่านยังรู้สึกไม่คุ้นเคยหรือยังไม่มั่นใจ สามารถเพิ่มเวลาได้

- หากท่านไม่สามารถทำการทดสอบต่อไปได้ไม่ว่ากรณีใด สามารถบอกแก่ผู้วิจัยหรือกดปุ่มหยุดฉุกเฉินที่ติดตั้งอยู่ข้างๆ ลำตัวเพื่อหยุดการทดสอบได้ทันที

- หากมีความผิดพลาดทางเทคนิคเกิดขึ้นกระทันหันจากการเก็บข้อมูลขณะเดิน เช่น ตัวที่ติดบอกตำแหน่งหลุด เป็นต้น ผู้วิจัยอาจต้องขออนุญาตลดความเร็วของสายพานลง พร้อมกับให้ผู้เดินหยุดการทดสอบ และเตรียมตัวสำหรับการเดินซ้ำอีกครั้ง

- หากข้อมูลที่ได้จากการเดินของท่านไม่สมบูรณ์เพียงพอ ทางผู้วิจัยอาจติดต่อขออนุญาตให้ท่านช่วยมาทำการเดินทดสอบใหม่อีกครั้ง

## ประโยชน์ที่จะเกิดแก่อาสาสมัครผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

### ประโยชน์ต่ออาสาสมัครผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

1. ท่านจะได้ทราบถึงรูปแบบการเดินของตนเองทั้งแบบเดินหน้าและเดินถอยหลัง พร้อมทั้งทราบระดับความเร็วที่ท่านสามารถเดินถอยหลังได้
2. ได้ข้อมูลเกี่ยวกับการเดินเพิ่มขึ้น และอาจนำไปประยุกต์ใช้กับการเดินออกกกำลังกายของตนเองได้

### ค่าตอบแทนต่ออาสาสมัครผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

อาสาสมัครที่เข้าร่วมในโครงการวิจัยจะได้รับค่าเดินทางและค่าชดเชยสูญเสียรายได้ ครั้งละ 300 บาท

## ความเสี่ยงและผลข้างเคียงที่อาจมีต่ออาสาสมัครผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

มีการป้องกันและเฝ้าระวังอุบัติเหตุที่อาจเกิดขึ้นอย่างใกล้ชิดโดยผู้วิจัยและทีมงาน แต่หากท่านเกิดการหกล้มหรือได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการไม่พึงประสงค์ใดใดระหว่างทำการทดสอบ ผู้วิจัยจะหยุดการทดสอบพร้อมกับปฐมพยาบาลให้ทันที และจะส่งพบแพทย์ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ในทันทีเมื่อผู้วิจัยเห็นว่าท่านได้รับการบาดเจ็บหรือมีอาการมาก

และโดยทั่วไปหลังจากการเดินเก็บข้อมูลแต่ละครั้ง อาจมีผลข้างเคียงคืออาการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขา โดยอาจเป็นที่ต้นขา หน้าแข้ง หรือน่อง สามารถแก้ไขโดยหลังทำการทดสอบเสร็จให้ท่านทำการคลายอุ่นร่างกาย (คูลดาวน์) ต่อเนื่องไปอีกซักระยะหนึ่ง หลังจากนั้นให้ท่านนั่งพักผ่อนแล้วอาการเมื่อยล้าก็จะทุเลา

ผู้วิจัยรับรองว่าหากเกิดการบาดเจ็บหรืออันตรายใดๆ จากการวิจัยดังกล่าว ผู้วิจัยจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษา การปฐมพยาบาลเบื้องต้น และการส่งพบแพทย์ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ในกรณีจำเป็น หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ เกี่ยวกับความเสี่ยงที่อาจได้รับจากการเข้าร่วมโครงการวิจัย ท่านสามารถติดต่อสอบถามจากผู้วิจัยได้ตลอดเวลา

## ผลหรือประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

1. ทำให้ทราบถึงแรงกระทำต่อข้อเข่า มุมและรูปแบบการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก รวมทั้งมุมการก้มเอนของลำตัว ขณะเดินไปข้างหน้าและขณะเดินถอยหลังในแต่ละระดับความเร็ว
2. ทำให้ทราบถึงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกระทำต่อข้อเข่ากับความเร็วของการเดินในแต่ละทิศทาง

3. สามารถใช้เป็นข้อมูลในการแนะนำการออกกำลังกายและการฟื้นฟูด้วยการเดินแก่ผู้ที่มีปัญหาการบาดเจ็บบริเวณข้อเข่า
4. เป็นข้อมูลในการพัฒนางานวิจัยในอนาคต

### การเก็บข้อมูลเป็นความลับ

ข้อมูลนี้อาจนำไปสู่การเปิดเผยตัวของท่าน จะได้รับการปกปิดและจะไม่เปิดเผยแก่สาธารณชน ในกรณีที่ผลการวิจัยได้รับการตีพิมพ์ ชื่อและที่อยู่ของท่านจะต้องได้รับการปกปิดอยู่เสมอ โดยจะใช้เฉพาะรหัสประจำโครงการวิจัยของท่าน

จากการลงนามยินยอมของท่าน ผู้วิจัยมีสิทธิ์สามารถเข้าไปตรวจสอบบันทึกข้อมูลทางการแพทย์ของท่าน ได้ตลอดเวลาแม้จะสิ้นสุดโครงการวิจัยแล้วก็ตาม หากท่านต้องการยกเลิกการให้สิทธิ์ดังกล่าว ท่านสามารถเขียนบันทึกขอยกเลิกการให้คำยินยอม โดยส่งไปที่ นาย ฉัฐพล สนธิชัย ห้องปฏิบัติการเวชศาสตร์การกีฬา (ห้อง 401/1) ชั้น 4 อาคารแพทย์พัฒนา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

หากท่านขอยกเลิกการให้คำยินยอมหลังจากที่ท่านได้เข้าร่วมโครงการวิจัยแล้ว ข้อมูลส่วนตัวของท่านจะไม่ถูกบันทึกเพิ่มเติม อย่างไรก็ตามข้อมูลอื่นๆ ของท่านอาจถูกนำมาใช้เพื่อประเมินผลการวิจัย และท่านจะไม่สามารถกลับมาเข้าร่วมในโครงการนี้ได้อีก ทั้งนี้เนื่องจากข้อมูลของท่านที่จำเป็นสำหรับใช้เพื่อการวิจัยไม่ได้ถูกบันทึก

### สิทธิ์ของผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

ในฐานะที่ท่านเป็นผู้ร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะมีสิทธิ์ดังต่อไปนี้

1. ท่านจะได้รับทราบถึงลักษณะและวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้
2. ท่านจะได้รับการอธิบายเกี่ยวกับระเบียบวิธีการของการวิจัยทางการแพทย์ รวมทั้งอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้
3. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงความเสี่ยงและความไม่สบายที่จะได้รับการวิจัย
4. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงประโยชน์ที่ท่านอาจจะได้รับจากการวิจัย
5. ท่านจะได้รับทราบแนวทางในการรักษา ในกรณีที่หกล้มหรือได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการไม่พึงประสงค์ใดใดระหว่างการเข้าร่วมในโครงการวิจัย
6. ท่านจะมีโอกาสได้ซักถามเกี่ยวกับงานวิจัยหรือขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
7. ท่านจะได้รับทราบว่าการยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถขอถอนตัวจากโครงการเมื่อไรก็ได้ โดยผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยสามารถขอถอนตัวจากโครงการ โดยไม่ได้รับผลเสียใดๆ ทั้งสิ้น

8. ท่านจะได้รับสำเนาเอกสารใบยินยอมที่มีทั้งลายเซ็นและวันที่
9. ท่านจะได้โอกาสในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยหรือไม่ก็ได้ โดยปราศจากการใช้อิทธิพลบังคับ ช่มชู้ หรือการหลอกลวง

หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ สามารถสอบถามได้ที่ นาย อนุรักษ์ สนธิชัย โทรศัพท์ 081-594-4481 (มือถือ) หรือที่ห้องปฏิบัติการเวชศาสตร์การกีฬา (ห้อง 401/1) ชั้น 4 อาคารแพทยพัฒน์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โทรศัพท์ 02-652-3339 (ที่ทำงาน) ซึ่งยินดีตอบคำถามทุกเวลา

โครงการวิจัยได้ผ่านการพิจารณาเห็นชอบให้ดำเนินการจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย หากท่านต้องการร้องเรียนเกี่ยวกับการที่ผู้วิจัยไม่ปฏิบัติตามที่เขียนไว้ในเอกสาร หรือมีปัญหาทางด้านจริยธรรมการวิจัย ท่านสามารถร้องเรียนต่อคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตึกอำนวยการ ชั้น 3 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 โทรศัพท์ 02-256-4455 ต่อ 14 หรือ 15 ในเวลาราชการ

ขอขอบคุณในการร่วมมือของท่านมา ณ ที่นี้

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## APPENDIX B

## ใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย (Consent form)

การวิจัยเรื่อง แร่งปฏิกิริยาของข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและ  
เดินไปข้างหน้าที่ระดับความเร็วต่างๆ

วันที่คำยินยอม วันที่ ..... เดือน ..... พ.ศ. ....

ข้าพเจ้า นาย/นาง/นางสาว..... ได้อ่านรายละเอียดจากเอกสาร  
ข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยวิจัยที่แนบมาฉบับวันที่..... และข้าพเจ้า  
ยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยโดยสมัครใจ

ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมใน โครงการวิจัยที่ข้าพเจ้าได้ลงนาม  
และวันที่ พร้อมด้วยเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ทั้งนี้ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอม  
ให้ทำการวิจัยนี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย ระยะเวลาของการ  
ทำวิจัย วิธีการวิจัย อันตรายหรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจาก  
การวิจัยอย่างละเอียด ข้าพเจ้ามีเวลาและโอกาสเพียงพอในการซักถามข้อสงสัยจนมีความเข้าใจอย่าง  
ดีแล้ว โดยผู้วิจัยได้ตอบคำถามต่างๆ ด้วยความเต็มใจ ไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ารับทราบจากผู้วิจัยว่าหากเกิดอันตรายใดๆ จากการวิจัยดังกล่าว ข้าพเจ้าจะได้รับการ  
รักษาพยาบาลโดยไม่เสียค่าใช้จ่าย

ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกเข้าร่วมในโครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้ง  
เหตุผล และการบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้จะไม่มีผลต่อการรักษาโรคหรือสิทธิอื่นๆ ที่ข้าพเจ้าจะ  
พึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยได้เฉพาะเมื่อ  
ได้รับการยินยอมจากข้าพเจ้าเท่านั้น บุคคลอื่นในนามของคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย  
หรือผู้ได้รับอำนาจมอบหมายให้เข้ามาตรวจสอบและประมวลผลข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัย ทั้งนี้จะต้อง  
กระทำไปเพื่อวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลเท่านั้น โดยการตกลงที่จะเข้าร่วม  
การศึกษานี้ข้าพเจ้าได้ให้คำยินยอมที่จะให้มีการตรวจสอบข้อมูลประวัติทางการแพทย์ของข้าพเจ้า  
ได้

ผู้วิจัยรับรองว่าจะไม่มีการเก็บข้อมูลใดๆ ของข้าพเจ้าเพิ่มเติม หลังจากที่ข้าพเจ้าขอยกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยและต้องการให้ทำลายเอกสารและ/หรือตัวอย่างที่ใช้ตรวจสอบทั้งหมดที่สามารถสืบค้นถึงตัวข้าพเจ้าได้

ข้าพเจ้าเข้าใจว่าข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้า และสามารถเลิกการใช้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัย รวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ จะผ่านกระบวนการต่างๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในคอมพิวเตอร์ การตรวจสอบ การวิเคราะห์ และการรายงาน เพื่อวัตถุประสงค์ทางวิทยาศาสตร์ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทางการแพทย์ในอนาคต หรือการวิจัยทางด้านเภสัชภัณฑ์ เท่านั้น

ข้าพเจ้ายินดีลงนามในเอกสารยินยอมนี้เพื่อเข้าร่วมการวิจัยด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ยินยอม  
(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง  
วันที่ ..... เดือน ..... พ.ศ. ....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตรายหรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ให้ผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยตามนามข้างต้นได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย  
(.....) ชื่อผู้ทำวิจัย ตัวบรรจง  
วันที่ ..... เดือน ..... พ.ศ. ....

.....ลงนามพยาน  
(.....) ชื่อพยาน ตัวบรรจง  
วันที่ ..... เดือน ..... พ.ศ. ....

## APPENDIX C

## แบบสอบถามข้อมูลเพื่อการคัดกรองขั้นต้น (Screening form)

ลำดับที่.....

อายุ.....ปี      น้ำหนัก.....กิโลกรัม ส่วนสูง..... เซนติเมตร  
 ค่าดัชนีมวลกาย .....กก./ม.<sup>2</sup>

## เกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา (Inclusion criteria)

1. ค่าดัชนีมวลกาย (Body mass index) น้อยกว่า 30 กิโลกรัม/เมตร<sup>2</sup>  ใช่  ไม่ใช่
2. สุขภาพแข็งแรง ไม่มีโรคประจำตัวที่มีผลต่อการเดินหรือการทรงตัว  
 เช่น โรคทางสมองหรือระบบประสาท โรคทางระบบกล้ามเนื้อ กระดูก  
 และข้อ เป็นต้น  ใช่  ไม่ใช่
3. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยลงนามในใบแสดงความยินยอม  
 ในการเข้าร่วมศึกษาวิจัย  ใช่  ไม่ใช่

## เกณฑ์การคัดเลือกรอกจากการศึกษา (Exclusion criteria)

1. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยอยู่ในสถานะเจ็บป่วย หรือบาดเจ็บในปัจจุบัน  ใช่  ไม่ใช่
2. เคยได้รับการผ่าตัดใหญ่บริเวณระยางค์ส่วนล่าง  ใช่  ไม่ใช่  
 เช่น การผ่าตัดในระดับกล้ามเนื้อ เอ็นกล้ามเนื้อ กระดูก หรือข้อ
3. มีปัญหาเกี่ยวกับการเดินหรือการทรงตัว  ใช่  ไม่ใช่  
 เช่น ยืนแล้วร่างกายไม่สมดุล เดินเซ เดินไม่เป็นจังหวะ  
 ไม่สามารถเดินเร่งความเร็วได้ เป็นต้น

## APPENDIX D

## แบบบันทึกข้อมูลของอาสาสมัครผู้เข้าร่วมการวิจัย (Data record form)

เรื่อง แรงปฏิกิริยาของข้อเท้าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นขณะเดินถอยหลังและ  
เดินไปข้างหน้าที่ระดับความเร็วต่างๆ

วันที่ทำการเก็บข้อมูล ...../...../..... ลำดับที่ .....  
รหัสอาสาสมัคร .....  
สถานที่ทำการเก็บข้อมูล.....

---

รายละเอียดของแบบบันทึกข้อมูล ประกอบด้วย

- ข้อมูลประวัติพื้นฐาน
- ข้อมูลการตรวจร่างกายเบื้องต้น

คำแนะนำในการกรอกข้อมูลประวัติพื้นฐาน

1. ให้ใส่เครื่องหมาย ✓ ลงในช่องที่ตรงกับสภาพความเป็นจริง
2. ส่วนที่เป็นช่องว่างให้เติมข้อความให้ครบถ้วน

ศูนย์วิจัยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รหัสอาสาสมัคร .....

### ข้อมูลประวัติพื้นฐาน

1. อายุ ..... ปี

2. ช่วงนี้ท่านมีอาการเจ็บป่วยหรือบาดเจ็บ หรือไม่

มี       ไม่มี

ถ้ามี (โปรดระบุ) .....

3. ในช่วง 3 เดือนนี้

3.1 โดยทั่วไป ท่านออกกำลังกายด้วยการ.....

จำนวน.....ครั้งต่อสัปดาห์

ระยะเวลาที่ออกกำลังกายแต่ละครั้งประมาณ.....นาที

รวมแล้วท่านออกกำลังกายประมาณ .....ชั่วโมง/สัปดาห์

3.2 โดยทั่วไป ท่านออกกำลังกายในระดับ

หนัก...ทำให้เหนื่อยมาก ไม่สามารถพูด หรือคุยขณะออกกำลังกายได้

ปานกลาง...ทำให้เหนื่อยปานกลาง หายใจแรง หรือร้องเพลงไม่สะดวก แต่ยังสามารถพูดได้

เบา...สามารถร้องเพลงขณะออกกำลังกายได้

3.3 ท่านเคยออกกำลังกายรูปแบบถอยหลัง เช่น เดิน วิ่ง หรือปั่นจักรยานถอยหลัง เป็นประจำหรือไม่

เคย       ไม่เคย

ถ้าเคย (โปรดระบุรูปแบบ จำนวนครั้งต่อสัปดาห์ ระยะเวลาที่ใช้ในแต่ละครั้ง และระดับความหนักของการออกกำลังกาย) .....

.....

.....

4. ช่วงนี้ท่านมีปัญหาด้านการทรงตัวหรือการเดิน หรือไม่

มี       ไม่มี

ถ้ามี (โปรดระบุ) .....

รหัสอาสาสมัคร .....

### ข้อมูลการตรวจร่างกายเบื้องต้น

1. ความดันโลหิตขณะพัก.....มิลลิเมตรปรอท
2. อัตราการเต้นของหัวใจขณะนั่งพัก.....ครั้งต่อนาที (วัดโดยการจับชีพจรนาน 1 นาที)  
 อัตราการเต้นของหัวใจขณะนั่งพัก.....ครั้งต่อนาที (วัดจากเครื่อง Alive Heart Monitor)  
 อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด (HR max = 220 - อายุ [ปี]).....ครั้งต่อนาที  
 85% ของอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด (85% of HR max).....ครั้งต่อนาที
3. มวลของร่างกาย.....กิโลกรัม (ชั่งบนเครื่องชั่งน้ำหนักโดยไม่สวมรองเท้า)  
 ส่วนสูง.....เซนติเมตร (วัดโดยไม่สวมรองเท้า)  
 ค่าดัชนีมวลกาย (Body mass index).....กก./ม.<sup>2</sup>
4. มวลของรองเท้าข้างขวา.....กิโลกรัม  
 มวลของรองเท้าข้างซ้าย.....กิโลกรัม  
 มวลรวมของรองเท้าทั้งสองข้าง.....กิโลกรัม
5. น้ำหนัก.....นิวตัน (ชั่งบน Force plate ด้านซ้ายโดยสวมรองเท้า พร้อม markers)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## BIOGRAPHY

Name	Mr. Nutthapon Zonthichai
Date of birth	13 <sup>th</sup> September 1980
Place of birth	Chiang Mai, Thailand
Instruction attended	Faculty of Medicine Chiang Mai University (1997 – 2002) Bachelor of Medicine



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย