

โมเดลทางชีวกลศาสตร์ของการเปลี่ยนแปลงความเค้นของกระดูกสะบ้าจากรองเท้าวิ่งที่ผ่าน
การใช้งานจนเสื่อม



นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2556

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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

BIOMECHANICAL MODEL OF STRESS CHANGES IN PATELLOFEMORAL JOINT WITH
WORN OUT RUNNING SHOES

Miss Burawan Polmang



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Sports Science

Faculty of Sports Science

Chulalongkorn University

Academic Year 2013

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	โมเดลทางชีวกลศาสตร์ของการเปลี่ยนแปลงความเค้นของกระดูกสะบ้าจากรองเท้าวิ่งที่ผ่าน การใช้งานจนเสื่อม
โดย	นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ดร.ภาสกร วัฒนธาดา

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชนินทร์ชัย อินทราภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิจิต คณิงสุขเกษม)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ดร.ภาสกร วัฒนธาดา)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เฉลิม ชัยวีชราภรณ์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.ประวิตร เจนวรรณะกุล)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ ดร.วีรวัฒน์ ลิ้มรุ่งเรืองรัตน์)

บูรวัลย์ ผลมั่ง : โมเดลทางชีวกลศาสตร์ของการเปลี่ยนแปลงความเค้นของกระดูกสะบ้า
จากรองเท้าวิ่งที่ผ่าน การใช้งานจนเสื่อม. (BIOMECHANICAL MODEL OF STRESS
CHANGES IN PATELLOFEMORAL JOINT WITH WORN OUT RUNNING SHOES)
อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
ร่วม: ผศ. นพ. ดร.ภาสกร วัธนธาดา, 148 หน้า.

รองเท้าวิ่งเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยลดการบาดเจ็บของนักวิ่ง งานวิจัยครั้งนี้ ต้องการ
ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของค่าความเค้นของข้อต่อ patellofemoral ของรองเท้าวิ่งที่เสื่อมสภาพ
การศึกษานี้แบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนการวิจัย โดยขั้นตอนแรก คือ การสร้างและพัฒนาเครื่อง
จำลองการวิ่ง (running simulation machine-RSM) ซึ่งมีลักษณะคล้ายล้อเกวียน เครื่อง RSM
นี้ถูกออกแบบและปรับเทียบเพื่อจำลองกลไกการวิ่งของนักวิ่งหญิงที่มีน้ำหนัก 55-58 กก. และ
เครื่องมีการสอบเทียบ ค่าแรงกระทำในแนวตั้งที่ impact peak และ active peak , ระยะเวลา
การสัมผัสพื้นของเท้า , รูปแบบการกระจายน้ำหนัก และ การเคลื่อนไหวของศูนย์กลางของแรงกด
ที่เสมือนกับการวิ่งจริง ขั้นตอนการวิจัยลำดับถัดไป คือ ศึกษาความสามารถในการดูดซับหรือรับ
แรงกระทำ (shock absorption capability –SAC) ของรองเท้าวิ่งเก่าที่เสื่อมสภาพแล้ว ใน
การศึกษานี้ ได้ทำการคัดเลือกนักวิ่งหญิง 9 คน และ ให้สวมรองเท้าวิ่งที่แผ่นพื้น EVA ซึ่งถูก
ทำให้เสื่อมสภาพที่ระยะการวิ่งมากกว่า 800 กม. (8x100) และวัดค่าแรงกระทำในแนวตั้ง
(VGRFs) และ SAC โดยวิธี force plate และ F-scan ก่อนและหลังการวิ่งทุก 100 กม. ค่า SAC
ถูกคำนวณจากผลต่างระหว่าง VGRFs โดยวิธี force plate และ F-scan ทำการวัดซ้ำและใช้
One way ANOVA ในการวิเคราะห์ข้อมูล ผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่า รองเท้าวิ่งใหม่
สามารถดูดซับแรงกระทำ 70% ของมวลกายนักวิ่ง และ ค่า SAC จะมีความแตกต่างทางสถิติ
ตามระยะทางของการวิ่ง โดยค่า SAC จะลดลงเมื่อระยะทางของการวิ่งเพิ่มขึ้น การวิเคราะห์แบบ
Post Hoc ซึ่ให้เห็นว่าค่า SAC จะลดลงอย่างเห็นได้ชัดที่ระยะทางการวิ่ง 300 กม. และที่ระยะ
การวิ่ง 300 กม. นี้ รองเท้าวิ่งสามารถดูดซับแรงกระทำได้เพียง 60% ของมวลกายนักวิ่ง หรือ
ประมาณ 35% ของค่าแรงกระทำ ขั้นตอนสุดท้าย ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของความเค้น
(stress) ของข้อต่อ patellofemoral (SPFJ) ของรองเท้าวิ่งเก่าที่เสื่อมสภาพแล้ว ค่า stress
อ้างอิงจากโมเดลของ Roos et al.(2012) และแรงกระทำของเข่า (Knee moment) หาได้จากวิธี
Inverse dynamic technique ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่า เมื่อระยะทางการวิ่งเพิ่มขึ้น ค่า
SPFJ ก็เพิ่มขึ้นด้วย โดยที่ระยะทางการวิ่ง 800 กม. ค่า SPFJ จะเพิ่มขึ้นมากกว่าค่า SPFJ ของ
รองเท้าวิ่งใหม่ถึง 20% อย่างไรก็ตาม ค่า SPFJ ที่ได้จากการศึกษาในครั้งนี้ จะต่ำกว่า critical
stress ที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บจากงานวิจัยอื่นๆ และจากการศึกษานี้ ค่าเฉลี่ย SPFJ ที่ 800 กม.
(ค่า SPFJ สูงสุด) จะเท่ากับ 10 MPa

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา

ปีการศึกษา 2556

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5178955839 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORDS: RUNNING SHOES / WORN OUT SHOES / PATELLOFEMORAL JOINT STRESS /
RUNNING A SIMULATION

BURAWAN POLMANG: BIOMECHANICAL MODEL OF STRESS CHANGES IN PATELLOFEMORAL JOINT WITH WORN OUT RUNNING SHOES. ADVISOR: ASST. PROF. CHAIPAT LAWSIRIRAT, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. PASSAKORN WATANATADA, M.D., Ph.D., 148 pp.

Running shoes are important to runners as they can help reduce injury in runners. In this study, we wanted to find the changes of stress in patellofemoral joint in worn out shoes. The study was divided into three projects. The first project pertained to the building and development of a running simulation machine (RSM), which was looked like a cartwheel. The RSM was designed and calibrated to mimic running mechanic of female runners weighted between 55-58 kgs. The RSM was calibrated such that vertical ground reaction forces at impact peaks and active peaks, foot contact time, patterns of weight distribution, and the movement of center of pressure produced by RSM was similar to those produced by actual running. After the first project, the objective of the second project was to study the shock absorption capability (SAC) in worn out running shoes. In this study, nine female runners were recruited to the study. The participants were asked to wear EVA midsole running shoes, which were made deteriorated over 800 (8x100) kms. Vertical ground reaction forces (VGRFs) and SAC were measured from the force plate and F-scan before and after each 100-km. SAC was calculated as the difference between VGRFs measured by force plate and F-scan. One way ANOVA with repeated measures were used to analyse the data. The results showed that new running shoes could absorb 70% of body weight, and SAC of running shoes were statistically different over running distances. SAC decreased as running distances increased. A post hoc analysis suggested that 300-km was a critical running distance after which SAC decreased markedly. At 300 kms, running shoes could absorb only 60% of body weight or around 35% of impact force. The final project found the changes of stress at patellofemoral joint (SPFJ) among worn out shoes. The stress could be found from the model suggested by Roos et al. (2012), and the knee moments were found using inverse dynamic technique. The results showed that as running distances increased, SPFJ also increased, where at 800 km, SPFJ was 20% greater than SPFJ found in new shoes. However, SPFJ found in the study was lower than critical stress causing injury reported by other papers. In this study, the average SPFJ at 800 km (which was the maximum SPFJ) was 10 MPa.

Field of Study: Sports Science

Academic Year: 2013

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากได้รับการสนับสนุนและความช่วยเหลือจากหน่วยงานและบุคลากรจากหลายฝ่าย ไม่ว่าจะเป็นเครื่องมืออุปกรณ์สำหรับการวิจัย ทุนทรัพย์ คำแนะนำที่มีประโยชน์ ซึ่งถือเป็นปัจจัยเกื้อหนุนสำคัญต่อการจัดทำวิทยานิพนธ์ที่ไม่อาจละเลยไม่กล่าวถึง ณ ที่นี้ได้

ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่กรุณาให้ความรู้และคำแนะนำ ช่วยเหลือเรื่องการส่งตีพิมพ์ในวารสารและแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ในระหว่างการดำเนินการวิจัย รศ.ดร.วิจิต คณิงสุขเกษม ประธานคณะกรรมการสอบ ผศ.นพ.ดร.ภาสกร วัธนธาดา สำหรับคำแนะนำและความช่วยเหลือเกี่ยวกับการวิเคราะห์ข้อมูลและการชี้แจงรายละเอียดต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ผศ.ดร.เฉลิม ชัยวัชราภรณ์ สำหรับความอนุเคราะห์ใช้เครื่องมือและอุปกรณ์ของศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์การกีฬา ในการเก็บข้อมูลการวิจัยตลอดระยะเวลาเกือบสองปี รศ.ดร.ประวิตร เจนวรรณะกุลและ อ.ดร.วีรวัฒน์ ลิ้มรุ่งเรืองรัตน์ คณะกรรมการที่กรุณาตรวจสอบข้อมูลรายละเอียดของเนื้อหาวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณผู้ให้ความช่วยเหลือปรับปรุงแก้ไขปัญหาในระหว่างการสร้างเครื่องมือจำลองการวิ่งจนสำเร็จได้ รศ.นพ.สมพล สงวนรังศิริกุล นายมนัส สอนสำแดง อ.บุญศักดิ์ หล่อพิพัฒน์ และนายยุทธพงษ์ ผลมั่งพิชัยของผู้วิจัยที่ช่วยเหลือในการสร้างและช่วยแก้ไขเมื่อเกิดปัญหา บิดาและมารดาของผู้วิจัยที่ช่วยขับรถลากเครื่องมือจำลองการวิ่งและช่วยเหลือค่าใช้จ่ายในส่วนที่เกินกว่าทุนวิจัยที่ได้รับ

ขอขอบพระคุณผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกท่านที่อุทิศแรงและเวลามาร่วมการทดสอบจนทำให้ได้ข้อมูลที่ครบถ้วน นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้รับกำลังใจจากเพื่อนๆ น้องๆ เจ้าหน้าที่ในศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์การกีฬาและการอำนวยความสะดวกจากเจ้าหน้าที่ของคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่านด้วยดีตลอดมา รวมถึงฝ่ายวิทยาศาสตร์การกีฬา การกีฬาแห่งประเทศไทย เจ้าหน้าที่ในที่ทำงานของผู้วิจัยที่ช่วยเหลือด้านภารกิจแทนในระหว่างการลาเรียนระยะเวลาห้าปี

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจาก “ทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย” จากกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เป็นจำนวนเงินหนึ่งแสนห้าหมื่นบาทถ้วน

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	12
สารบัญภาพ.....	13
บทที่ 1.....	16
บทนำ.....	16
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	16
คำถามการวิจัย.....	21
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	21
สมมติฐานการวิจัย.....	21
ขอบเขตการวิจัย.....	21
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	21
ข้อจำกัดการวิจัย.....	21
คำจำกัดความในการวิจัย.....	22
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	23
บทที่ 2.....	24
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	24
การวิ่งจ็อกกิ้ง.....	24
ลักษณะของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force) ระหว่างการวิ่งจ็อกกิ้ง.....	24
ระบบป้องกันแรงกระแทกส่วนสันเท้าของร่างกาย.....	27
รองเท้าวิ่ง.....	27
ชีวกลศาสตร์ในด้านคุณภาพการใช้งานของรองเท้าวิ่ง.....	29
ส่วนประกอบของพื้นรองเท้า.....	35
โมเดลการจำลองกลไกการเคลื่อนไหวช่วงสันเท้าสัมผัสพื้น.....	36
การทดสอบมาตรฐานรองเท้าวิ่ง.....	37

ลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อเข่าขณะใส่รองเท้าวิ่ง.....	38
Patellofemoral pain	39
กลไกด้านชีวกลศาสตร์ของ Patellofemoral joint	42
การคำนวณค่าแรงกดของข้อ patellofemoral.....	45
การคำนวณแรง quadriceps, patellofemoral และ patella ligament.....	48
การคำนวณแรงกดต่อข้อ patellofemoral ในระหว่างการวิ่ง.....	54
ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	54
กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	70
บทที่ 3.....	71
การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง.....	71
วิทยานิพนธ์เรื่องนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาผลของการเสื่อมสภาพของรองเท้าวิ่งที่มีผลต่อความ เค้นที่เกิดขึ้นต่อข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งจ็อกกิ้ง เนื่องจากรองเท้าวิ่งมีผลต่อการป้องกัน การบาดเจ็บให้แก่ร่างกาย แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาวิจัยที่แน่ชัดว่านักวิ่งสมควรจะต้อง เปลี่ยนรองเท้าวิ่งเมื่อรองเท้าวิ่งผ่านการใช้งานแล้วเป็นระยะทางเท่าไร นอกจากนี้จากการทำการ ทบทวนวรรณกรรม ยังพบว่า งานวิจัยเกี่ยวกับการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติการรับ แรงของรองเท้าวิ่งที่ผ่านการใช้งานแล้วยังไม่ชัดเจน.....	71
รูปแบบการวิจัย.....	71
การศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถแบ่งเป็นโครงการย่อยได้ 3 โครงการดังนี้.....	71
1. การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง.....	71
2. การหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งส้นเท้าของนักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ.....	71
3. การหาความเค้น ณ ข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งเมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ	71
ในบทที่ 3 ผู้วิจัยจะกล่าวถึงขั้นตอนการสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง ซึ่งผู้วิจัยจะนำมาใช้ในการศึกษา วิจัยต่อไป	71
วัตถุประสงค์ในการสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง	72
เมื่อรองเท้าวิ่งได้ผ่านการใช้งานไปแล้ว คุณสมบัติทางกลศาสตร์ (mechanical property) ของ รองเท้าวิ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงไป การทำให้รองเท้าวิ่งเสื่อมสภาพ หรือถูกใช้งานมาแล้ว สามารถ แบ่งออกได้เป็น 2 วิธีใหญ่ๆ ดังนี้.....	72
1. การทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้คนวิ่ง.....	72

2. การทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้เครื่อง จากการทบทวนวรรณกรรม นักวิจัยจะใช้เครื่องมือ กระแทกที่สั่นรองเท้าโดยที่จำนวนครั้งที่กระแทกจะเท่ากับค่าเฉลี่ยของจำนวนก้าวหรือจำนวนครั้งที่ ที่นักวิ่งต้องกระแทกส้นเท้าลงกับพื้น.....	72
ภาพที่ 3.1 การทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องมือ.....	72
ทั้งนี้เพื่อเป็นการควบคุมตัวแปรแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นของการทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้นักวิ่ง และ จำลองรูปแบบการกระแทกน้ำหนักที่เกิดขึ้นจริงในรองเท้า ผู้วิจัยจึงต้องการสร้างเครื่องจำลองการ วิ่งขึ้น.....	72
ส่วนประกอบของเครื่องมือ.....	73
การวิเคราะห์ความตรงของเครื่องจำลองการวิ่ง (Machine Validation).....	77
การจำลองการเสื่อมสภาพของรองเท้า.....	80
การเทียบค่าเครื่องมือกับการวิ่งของผู้เข้าร่วมการวิจัย.....	84
ข้อจำกัดของเครื่องจำลองการวิ่ง.....	85
บทที่ 4.....	87
การลดลงของคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่เสื่อมสภาพ.....	87
ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง.....	87
เกณฑ์การคัดเลือกเข้าร่วมการวิจัย.....	87
เกณฑ์การคัดออกจากการวิจัย.....	88
การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	88
สถานที่เก็บข้อมูล.....	88
ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย.....	88
การชี้แจงรายละเอียดและความเสี่ยงจากการใส่รองเท้าเสื่อมสภาพ.....	90
เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการวิจัย.....	91
วิธีการดำเนินการเก็บข้อมูล.....	94
ผลการวิเคราะห์ข้อมูลในนักวิ่งและการคำนวณแรงที่เท้าขณะวิ่งในจังหวะที่ส้นเท้ากระแทกพื้น ..	96
คุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย.....	97
การเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของสภาพพื้นรองเท้า.....	97
แรงปฏิกิริยาตอบสนองจากพื้นในแนวตั้ง (VGRFs) และ คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของ รองเท้า.....	99

การอภิปรายผล.....	103
สรุป.....	104
บทที่ 5.....	105
ผลการวิเคราะห์แรงและความเค้นที่ข้อต่อ Patellofemoral	105
การคำนวณหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในขณะวิ่ง	106
การคำนวณหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในขณะวิ่ง	110
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	111
การคำนวณหาความเค้น	114
การอภิปรายผล.....	117
สรุป.....	118
บทที่ 6.....	119
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	119
สรุปผลการวิจัย	119
วิทยานิพนธ์เรื่องนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาผลของการเสื่อมสภาพของรองเท้าวิ่งที่มีผลต่อความ เค้นที่เกิดขึ้นต่อข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งจ็อกกิ้ง.....	119
1. การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง.....	119
2. การหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งสันเท้าของ นักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ.....	119
3. การหาความเค้น ณ ข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งในรองเท้าที่มีการเสื่อมสภาพ 119	
จากนั้นผู้วิจัยทำการหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งสันเท้า ของนักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ	119
หลังจากที่ได้ศึกษาคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่มีการเสื่อมสภาพแล้ว ผู้ ข้อจำกัด	120
ข้อเสนอแนะในงานวิจัยครั้งต่อไป	122
รายการอ้างอิง	123
ภาคผนวก ก.....	130
ข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่างลักษณะคนวิ่งกับการจำลองการวิ่ง.....	130

ภาคผนวก ข.....	138
กราฟลักษณะแรงปฏิกิริยา (VGRF) ที่ระยะทาง 0, 400, 800 km ของผู้เข้าร่วมการวิจัย.....	138
ภาคผนวก ค.....	142
หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย	142
ภาคผนวก ง	144
ประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัยและบันทึกการตรวจร่างกาย.....	144
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	148



สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1	ตัวอย่างการศึกษาการวิ่งจ็อกกิ้งกับแรงปฏิกิริยาจากพื้น.....	24
ตารางที่ 2.2	ค่าผลการเปรียบเทียบวิธีทดสอบวัสดุ.....	36
ตารางที่ 2.3	ลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อ tibiofemoral	38
ตารางที่ 2.4	มุมการเคลื่อนที่ของข้อ patellofemoral.....	39
ตารางที่ 2.5	สรุปการศึกษาที่ใช้แบบจำลอง patellofemoral.....	45
ตารางที่ 3.1	ผลการทดสอบเครื่องจำลองการวิ่ง.....	78
ตารางที่ 3.2	ค่าเฉลี่ย velocity impact, displacement shift, impulse.....	84
ตารางที่ 4.1	คุณลักษณะของผู้ร่วมการวิจัย.....	97
ตารางที่ 4.2	การเปลี่ยนแปลงของพื้นรองเท้าบริเวณส้น.....	98
ตารางที่ 4.3	สถิติอธิบายค่า VGRFS/BW ที่วัดโดย F-Scan และ Forceplate.....	100
ตารางที่ 4.4	ค่า SAC/BW และ SAC%.....	100
ตารางที่ 4.5	การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวพร้อมการวัดซ้ำ.....	102
ตารางที่ 5.1	ค่าแรงกดข้อต่อหน้าหน้ากตัว.....	111
ตารางที่ 5.2	ค่าแรงกดข้อต่อ.....	113
ตารางที่ 5.3	เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าแรงกดข้อต่อ.....	114
ตารางที่ 5.4	ค่าความเค้น.....	115

สารบัญภาพ

ภาพที่ 1.1	แสดงแนวการเคลื่อนที่ของกระดูก patella	18
ภาพที่ 1.2	แสดงการกระจายแรงกดใต้ฝ่าเท้า.....	20
ภาพที่ 2.1	แสดงลักษณะแรงปฏิกิริยาความเร็ว 3 เมตรต่อวินาที.....	25
ภาพที่ 2.2	รองเท้าถูกยึดกับอุปกรณ์จับยึดขณะทำการทดสอบเชิงกล.....	30
ภาพที่ 2.3	กราฟแสดงคุณลักษณะการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่ง.....	31
ภาพที่ 2.4	สาเหตุ PFP จากการเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของข้อต่อ.....	40
ภาพที่ 2.5	สาเหตุ PFP จากการเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของขา.....	41
ภาพที่ 2.6	สาเหตุ PFP จากการใช้งานมากเกินไป.....	42
ภาพที่ 2.7	แสดงแรงปฏิกิริยาของข้อ PF.....	44
ภาพที่ 2.8	แสดงแรงกดของข้อต่อ PF และ Quadriceps ตามองศาการงอเข้า.....	49
ภาพที่ 2.9	แสดงแรง PT กับแรง Quadriceps ตามองศาการงอเข้า.....	50
ภาพที่ 2.10	แสดง free body diagram ของ planar human leg model.....	51
ภาพที่ 2.11	แสดงขั้นตอนการคำนวณ PFJS.....	53
ภาพที่ 2.12	แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในขั้นตอนการทดสอบ.....	57
ภาพที่ 2.13	ค่าเฉลี่ยความหน่วงสูงสุดของรองเท้าโดยปราศจากแผ่นรองในรองเท้า.....	59
ภาพที่ 2.14	การลดลงของค่าความหน่วงสูงสุดในรองเท้า 3 ชนิดที่มีแผ่นด้านในรองเท้า.....	60
ภาพที่ 2.15	กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	70
ภาพที่ 3.1	การทำให้อ่างเท้าเสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องมือ.....	72

ภาพที่ 3.2	ด้านหลังของเครื่องจำลองการวิ่ง.....	74
ภาพที่ 3.3	ด้านหน้าของเครื่องจำลองการวิ่ง.....	75
ภาพที่ 3.4	การสัมผัสพื้นของเท้าเทียมและรองเท้า.....	75
ภาพที่ 3.5	การควบคุมการตกของลูกน้ำหนัก.....	76
ภาพที่ 3.6	เครื่องมือจำลองการวิ่งสำหรับทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพ.....	76
ภาพที่ 3.7	ภาพเครื่องจำลองการวิ่งภายหลังการปรับปรุง.....	77
ภาพที่ 3.8	แสดงการติดตั้งเครื่อง F-scan กับเครื่องจำลองการวิ่ง.....	80
ภาพที่ 3.9	แสดงค่าแรงที่ได้จาก F-scan.....	80
ภาพที่ 3.10	แสดงการลากรถจำลองการวิ่ง.....	81
ภาพที่ 3.11	แสดงการลดอุณหภูมิรองเท้าและการตรวจเช็คเครื่องมือ.....	82
ภาพที่ 3.12	แสดงการวัดการสึกของรองเท้า.....	83
ภาพที่ 3.13	แสดงการกำหนดจุดบริเวณส่วนพื้นด้านในรองเท้า.....	83
ภาพที่ 3.14	แสดงการวัดจุดที่กำหนดในพื้นที่ด้านรองเท้า.....	84
ภาพที่ 4.1	การตรวจลักษณะรูฝ่าเท้า โดย Footprint.....	89
ภาพที่ 4.2	การวัดแนวของขาทั้งสองข้าง Q-Angle.....	89
ภาพที่ 4.3	การวัดความยาวขาในท่านอนหงาย.....	90
ภาพที่ 4.4	การวัดความถนัดของขา.....	91
ภาพที่ 4.5	สถานที่เก็บข้อมูล.....	92
ภาพที่ 4.6	การวัดรองเท้า.....	93
ภาพที่ 4.7	อุปกรณ์ในการวัดรองเท้า.....	93
ภาพที่ 4.8	แสดงตำแหน่งการติด markers ในนักวิ่ง.....	94

ภาพที่ 4.9	ภาพอธิบายการทดสอบการวิ่ง.....	95
ภาพที่ 4.10	กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ร่องเท้าบริเวณส่วนสัน.....	99
ภาพที่ 4.11	กราฟค่า VGRFS เกลี่ยต่อน้ำหนักตัวตามระยะทางที่วิ่ง.....	101
ภาพที่ 4.12	กราฟค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกตามระยะทางที่วิ่ง.....	101
ภาพที่ 5.1	แรงที่กระทำที่ข้อต่อ patellofemoral.....	105
ภาพที่ 5.2	กราฟค่าแรงกดต่อน้ำหนักตัว.....	112
ภาพที่ 5.3	กราฟค่าแรงกดข้อ.....	114
ภาพที่ 5.4	กราฟค่าเฉลี่ยแรงกดข้อ.....	114
ภาพที่ 5.5	กราฟค่าความเค้น.....	116
ภาพที่ 5.6	กราฟค่าเฉลี่ยค่าความเค้น.....	117

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

จากนโยบายการส่งเสริมการออกกำลังกายเพื่อสุขภาพของภาครัฐบาลพบว่า แนวโน้มการออกกำลังกายของคนส่วนใหญ่มีเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ โดยในปี พ.ศ. 2554 คนไทยอายุ 11 ปีขึ้นไปที่ออกกำลังกายหรือเล่นกีฬา จำนวน 15.1 ล้านคน โดย 34.7% เป็นผู้ที่เล่นกีฬา 65.3% เป็นผู้ออกกำลังกายด้วยวิธีต่างๆ เช่น เดิน 20% วิ่ง 18.5% การใช้อุปกรณ์ออกกำลังกายต่างๆ 14.4% ออกกำลังกายด้วยวิธีการอื่นๆ เช่น การเต้น การเล่นโยคะ 12.4% เนื่องจากผู้ออกกำลังกายมีจุดประสงค์เพื่อต้องการมีสุขภาพร่างกายที่แข็งแรง 76.4% (สำนักงานกองทุนสนับสนุนการส่งเสริมสุขภาพ, 2555: ออนไลน์) (Pimchanok, 2012: online) จึงเห็นได้ว่าการวิ่งเป็นการออกกำลังกายแบบหนึ่งที่คนไทยนิยมกันมาก เนื่องจากมีประโยชน์ต่อระบบหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งส่งผลดีต่อสุขภาพ นอกจากนี้ยังสะดวกและมีค่าใช้จ่ายน้อยเพราะไม่ต้องมีอุปกรณ์ที่ต้องใช้ใดๆนอกจากรองเท้าวิ่ง ถึงแม้ว่าการวิ่งสามารถเสริมสร้างสุขภาพที่ดี แต่ถ้าวิ่งไม่ถูกวิธีหรือใช้รองเท้าวิ่งที่ไม่เหมาะสมอาจเกิดอันตรายต่อสุขภาพได้ จากการศึกษาโดย McCaw พบว่าอัตราการเกิดการบาดเจ็บจากการวิ่งพบมากถึง 4 ครั้งต่อ 1,000 ชั่วโมงหรือประมาณ 1-2 ครั้งต่อปี (McCaw, 1992) และจากการศึกษาของ Van Mechelen ในนักวิ่งสมัครเล่น 500 คน อายุระหว่าง 14-70 ปี พบอุบัติการณ์การเกิดการบาดเจ็บในการวิ่งมีประมาณ 37% - 56% (van Mechelen, 1992) ในประเทศไทย นวรัตน์ บรรเจิดธีรกุล ได้มีการศึกษาปัจจัยเสี่ยงที่อาจเกี่ยวข้องกับการบาดเจ็บจากการวิ่งและอุบัติการณ์การเกิดการบาดเจ็บในคนไทยวัยกลางคนและผู้สูงอายุที่วิ่งออกกำลังกายเพื่อสุขภาพ ในระยะเวลา 16 สัปดาห์จากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 250 คน อายุระหว่าง 45 - 75 ปี โดยใช้แบบสอบถามและการตรวจร่างกาย พบว่าการบาดเจ็บเกิดขึ้นในช่วง 16 สัปดาห์ คิดเป็น 48.4% โดยที่ข้อเข่าเป็นบริเวณที่เกิดการบาดเจ็บมากที่สุด (นวรัตน์ บรรเจิดธีรกุล, 2550) ซึ่งสอดคล้องกับข้อมูลของ Walter ที่พบว่านักวิ่งจะมีการบาดเจ็บที่บริเวณข้อเข่าเป็นส่วนมาก (Walter, Hart, McIntosh, & Sutton, 1989)

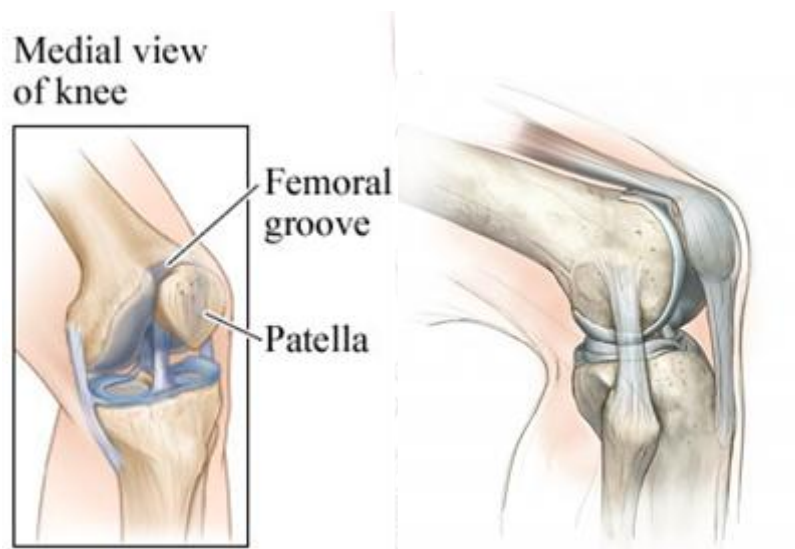
จากการศึกษาการบาดเจ็บในนักวิ่งสมัครเล่น 844 คน ที่เข้ารับการฝึกวิ่งเพื่อเข้าแข่งขันเป็นระยะเวลา 13 สัปดาห์ พบว่ามีอัตราการเกิดการบาดเจ็บระหว่างฝึกซ้อม 29.5% โดยส่วนข้อเข่าจะพบการบาดเจ็บมากที่สุดในผู้ชาย 21% และในผู้หญิง 62% (J. Taunton, Ryan, & Clement, 2003) และจากการศึกษาการบาดเจ็บพบว่า เป็นบริเวณข้อเข่า 42.1% เท้าและข้อเท้า 16.9% ขาส่วนล่าง 12.9% (J. E. Taunton et al., 2002) และ Lutter ได้ทำการสำรวจตำแหน่งที่เกิดการบาดเจ็บในนักวิ่งพบว่าส่วนใหญ่บาดเจ็บบริเวณข้อเข่า 90% โดยมีอาการบาดเจ็บของกระดูก patella 25% กล้ามเนื้อ Iliotibial band 21% บริเวณด้านในของข้อเข่า 10% บริเวณด้านนอกของข้อเข่า 7%

กล้ามเนื้อ quadriceps 6.8% และเอ็นข้อเข่า 1% ซึ่งส่วนใหญ่การบาดเจ็บจะเกิดจากการใช้งานมากเกินไป (Lutter, 1984) จากการบาดเจ็บที่ข้อเข่าพบว่ามีภาวะกระดูกข้อเข่าขรุขระเป็นอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral ถึง 16.53% ของกลุ่มนักวิ่งสมัครเล่น(Hreljac, Marshall, & Hume, 2000) การวิ่งถือว่าเป็นการบาดเจ็บแบบที่ได้รับความนิยมมากที่สุด ช้ำกันหลายๆครั้งทำให้เกิดการบาดเจ็บแบบเรื้อรัง(Robbins & Gouw, 1990)

อาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral เป็นพยาธิสภาพที่พบบ่อย มักเรียกในชื่อ jumper's knee และ chondromalacia patella ตามลักษณะอาการหรือตำแหน่งที่เกิดความผิดปกติ (Whiting & Zernicke, 2008) โดยพบประมาณ 20% - 40% ของการบาดเจ็บข้อเข่าและพบมากในกลุ่มนักวิ่งวัยรุ่นเพศหญิง ในปัจจุบันยังไม่ทราบสาเหตุที่ทำให้เกิดอาการเจ็บปวดที่แน่ชัด ดังนั้นจึงยังไม่มีวิธีการวินิจฉัยและรักษาที่ชัดเจน (Besier, Fredericson, Gold, Beaupre, & Delp, 2009) นักวิจัยได้มีการศึกษาปัจจัยต่างๆ รวมถึงกลไกที่เกี่ยวข้องกับอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral เพื่อค้นคว้าวิธีการวินิจฉัยและรักษาอาการปวด เช่น ลักษณะการฝึกซ้อม แนวของขาและลักษณะการเคลื่อนไหวของขาที่ผิดปกติ (Devan, Pescatello, Faghri, & Anderson, 2004) ความผิดปกติของกระดูก patella และแนวผิวที่สัมผัสบนกระดูก femur ที่เกี่ยวข้องกับแนวการเคลื่อนที่ของข้อต่อ patellofemoral ซึ่งมีผลต่อองศาและความมั่นคงขณะเคลื่อนไหวและโดยได้เปรียบเทียบกลไกการสัมผัสของข้อต่อ patellofemoral และการส่งผ่านของแรงที่เกิดขึ้นระหว่างผู้มีอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral กับคนปกติทั่วไป (Adirim & Cheng, 2003) ปัจจุบันได้มีสมมติฐานของสาเหตุอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral ที่ได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางว่าเกี่ยวข้องกับการเพิ่มขึ้นของแรงกดในข้อต่อ patellofemoral และบริเวณกระดูกอ่อนด้านล่างที่ถูกสวมไว้ ความผิดปกติที่พบได้ในระยะแรกๆ คือ patella มีการเคลื่อนตัวผิดปกติ (Powers, 2003)

เมื่อพิจารณาลักษณะการวิ่งจ็อกกิ้งกับการทำงานของ patella แรงถูกส่งผ่านเข้าสู่ขาขณะมีการเหยียดเข่าและมีการลงน้ำหนัก ในจังหวะที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น โดยที่ส่วนประกอบของแรงมีทิศทางไปยังกระดูก patella สู่จุดศูนย์กลางข้อและกดกระดูก patella ที่ด้านกับกระดูก femur ในขณะที่จังหวะสุดท้ายของการเหยียดเข่า กระดูก patella จะเคลื่อนที่ไปอยู่บนกระดูก femur และเมื่อเริ่มมีการงอเข่ากระดูก patella จะเลื่อนเข้าสู่ intercondylar groove ซึ่งเรียกรวมการเคลื่อนที่ของ patella ว่า patellar tracking (ภาพที่ 1.1) ประสิทธิภาพของการเคลื่อนที่ของนักวิ่งจะขึ้นอยู่กับความสอดคล้องของการทำงานระหว่างกระดูก patella และ femur ซึ่งวัดได้จากมุมในแนวด้านข้างของข้อ patellofemoral และมุมการเอียงของกระดูก patella นอกจากนี้แนวการเคลื่อนที่ที่เหมาะสมยังขึ้นกับผลของแรงจากกล้ามเนื้อที่ส่งผลต่อข้อต่อ patellofemoral ซึ่งเป็นผลรวมของแนวแรงของกล้ามเนื้อ vastus medialis, vastus lateralis, vastus intermedius และ rectus femoris รวมทั้งแผ่นเยื่อที่ยึดตรึงข้อต่อและมุมของกล้ามเนื้อ quadriceps (Q - angle) เมื่อกระดูก patella มีการ

เคลื่อนที่จะเกิดแรงกดบริเวณผิวสัมผัสที่เปลี่ยนแปลงระหว่างกระดูกทั้งสองส่วน แรงกดและพื้นที่ผิวสัมผัสจะเพิ่มขึ้นขณะมีการงอเข่า จึงนำไปสู่การศึกษาข้อ patellofemoral ในท่า squats ในการงอเข่าที่องศาต่างๆ แต่ก็ไม่พบความแตกต่างของแรงปฏิกิริยาสูงสุดและแรงกดของข้อ patellofemoral ที่การงอเข่า 70 องศาและ 110 องศา (Powers, 2003)



ภาพที่ 1.1 แสดงแนวการเคลื่อนของกระดูก patella

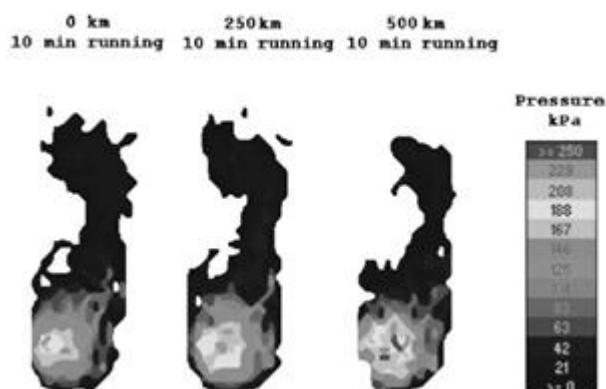
ขณะมีการงอเข่า กระดูก patella จะเคลื่อนที่เปลี่ยนตำแหน่ง ทำให้แรงปฏิกิริยาของข้อ patellofemoral เปลี่ยนตำแหน่งไปตามตำแหน่งของกระดูก patella ทำให้ระยะทางจากจุดหมุนของข้อเข่าเปลี่ยนแปลงไป เมื่องอเข่ามากขึ้น (ประมาณ 45 – 60 องศา) กระดูก patella เลื่อนลงสู่ร่องทำให้มีการเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสของ patellofemoral มากขึ้น และจากหลักการทางกลศาสตร์ของความเค้น (stress) ที่ว่าความเค้นคืออัตราส่วนระหว่างแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ ดังนั้นเมื่อพื้นที่ผิวสัมผัสของแรงมากขึ้น แรงกดระหว่างข้อ patellofemoral จึงมีค่าน้อยลง เมื่องอเข่ามากกว่า 60 องศา การสัมผัสจะเกิดบริเวณแนวขอบกระดูก patella ซึ่งเป็นมุมการงอเข่าที่เพิ่มพื้นที่สัมผัสของ patellofemoral มากที่สุด และพื้นที่ผิวสัมผัสจะลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อเข่ามีการงอมากกว่า 120 องศา ในการศึกษาผลของแรงกดในข้อ patellofemoral และผิวสัมผัส พบว่าแรงกดในข้อ patellofemoral เพิ่มสูงขึ้นในผู้มีการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral เนื่องจากพื้นที่ผิวสัมผัสลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มคนปกติ (Brecht & Powers, 2002) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Ward ที่พบว่าในผู้ที่มี patella ลอยสูงขึ้นมากกว่าปกติจะมีผิวสัมผัสลดลงและมีแรงกดของข้อ patellofemoral เพิ่มมากขึ้นอย่างชัดเจน (Ward & Powers, 2004)

จากการศึกษาของ Dye พบว่ามากกว่า 90% ของผู้มีอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral มีความผิดปกติของแนว patellofemoral ในลักษณะเดียวกันกับอาการปวดบริเวณ anterior knee (Dye, 2005) ปกติแล้วอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral สามารถอธิบายได้ด้วยทฤษฎีหลักการการทำงานของระบบประสาทจากเซลล์ประสาท ที่อยู่ใน patella และในเนื้อเยื่อที่ปกคลุม patella จึงทำให้มีบางงานวิจัยเสนอว่าการใช้งานของข้อต่อ patellofemoralหนักจนเกินไปเป็นระยะเวลานานและกรณีการใช้งานมากจนเกินไปแต่ชั่วคราว เป็นปัจจัยสำคัญปัจจัยหนึ่งที่มีผลทำให้เกิดอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral (Thomee, Augustsson, & Karlsson, 1999)

เนื่องจากอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral พบได้บ่อยครั้งในนักวิ่ง จึงมีการศึกษาความสัมพันธ์ของรองเท้ากับกลุ่มอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral ในนักวิ่ง โดย Cheung ได้ทำการวิเคราะห์งานวิจัยจำนวน 49 เรื่อง ที่เกี่ยวข้องกับรองเท้าวิ่งสำหรับลักษณะเท้าแบนซึ่งถูกออกแบบมา เพื่อลดการลงน้ำหนักทางด้านในของฝ่าเท้ามากเกินไป เนื่องจากขณะนักวิ่งที่มีเท้าแบนมีการลงน้ำหนักบริเวณสันเท้า จะพบว่าเท้ามีการบิดหมุน ทำให้กระดูก tibia และ femur จะบิดตาม จึงอาจมีความสัมพันธ์ทางอ้อมระหว่างอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral กับรองเท้า ดังนั้นการเลือกรองเท้าที่ความเหมาะสมอาจช่วยฟื้นฟูอาการบาดเจ็บและช่วยแก้ปัญหาในการรักษา เช่น การหัดสั้นของเนื้อเยื่อและการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ เป็นต้น (R. T. H. Cheung, Ng, & Chen, 2006) จากการศึกษานี้ของ Knapik ที่มีการควบคุมปัจจัยเสี่ยงต่างๆที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บ พบว่ารูปแบบของเท้าและชนิดของรองเท้าวิ่งที่ใส่มีผลเล็กน้อยต่ออัตราเกิดการบาดเจ็บ แต่ผู้วิจัยแนะนำให้พิจารณาเรื่องอายุการใช้งานของรองเท้าซึ่งอาจจะสัมพันธ์กับการเกิดการบาดเจ็บมากกว่า (Knapik et al., 2010)

นวรรตน์ บรรเจิดธีรกุล ได้ศึกษาอายุการใช้งานของรองเท้าในนักวิ่งไทยพบว่านักวิ่งไทยเปลี่ยนรองเท้าวิ่งไม่บ่อย โดยใช้งานรองเท้าวิ่งที่มีอายุมากกว่าหนึ่งปีถึง 65.6% และมีการใช้รองเท้าวิ่งเพียงคู่เดียวตลอดการวิ่งมากถึง 58.8% ทั้งนี้ นักวิ่งไทยจะวิ่งโดยเฉลี่ยเป็นระยะทาง $31.38 + 18.51$ กิโลเมตรต่อสัปดาห์ (นวรรตน์ บรรเจิดธีรกุล, 2550) ในการศึกษาเกี่ยวกับการบาดเจ็บและปัจจัยต่างๆที่เกี่ยวข้องรวมถึงอายุการใช้งานของรองเท้า การสำรวจมักแบ่งช่วงการใช้งานตามเกณฑ์อายุการใช้งาน ตั้งแต่ระยะ 0 – 3 เดือนและ 4 – 6 เดือน โดยที่การบาดเจ็บจะพบเพิ่มขึ้นในช่วงประมาณ 6 เดือน (J. Taunton et al., 2003) การศึกษาของ House ได้ทดสอบวัดการกระจายแรงกดใต้ฝ่าเท้าในรองเท้าบุททหารสำหรับใส่ฝึกและวิ่ง ในช่วง 15 สัปดาห์ของการฝึกสมรรถภาพทั่วไป โดยพื้นรองเท้า 4 ชนิดทั้งใหม่และเก่า 8 แบบ การทดสอบพบว่าแรงกดสูงสุดเพิ่มขึ้นในพื้นที่บริเวณสันและปลายเท้า (House, Waterworth, Allsopp, & Dixon, 2002)

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าคำจำกัดความของสภาพเก่าหรือใหม่ของรองเท้าและระดับการสึกหรือเสื่อมสภาพของรองเท้ายังไม่มีมีความชัดเจน แต่ได้มีการศึกษาถึงคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำรองเท้าโดยมีการศึกษาความทนทานของพื้นรองเท้าชนิดโพลีเอทิลีน (EVA) (Ethyl vinyl acetate) ในบริเวณส่วนส้นรองเท้า โดยให้นักวิ่ง 3 คน ใส่รองเท้าวิ่งชนิดเดียวกันที่พื้นรองเท้าชั้นในทำจาก EVA วิ่งบนลู่วิ่งที่กำหนดความเร็ว 2.61 เมตรต่อวินาที แต่ละคนวิ่งเป็นระยะทาง 500, 700, 725 กิโลเมตร ตามลำดับ โดยวัดการกระจายแรงกดใต้ฝ่าเท้าในช่วงเวลา 10 นาทีของทุกๆ 100 กิโลเมตรของการวิ่ง จากข้อมูลการกระจายของแรงกดใต้ฝ่าเท้า พบว่าแรงกดสูงสุดใต้ฝ่าเท้าเพิ่มขึ้นเกือบ 100% หลังจากวิ่งระยะทางมากกว่า 500 กิโลเมตรและพบการทำลายโครงสร้างของโพลีเอทิลีนเมื่อวิ่งระยะทางมากกว่า 750 กิโลเมตร ภาพที่ 1.2 แสดงการกระจายแรงกดใต้ฝ่าเท้าจาก F - Scan (Verdejo & Mills, 2004a) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่ารองเท้าวิ่งพื้นรองเท้าจะเกิดการชำรุดหรือเสื่อมสภาพเมื่อใช้งานมากกว่า 400 กิโลเมตร ทำให้ความสามารถในการดูดซับแรงสะเทือนลดลง ประมาณ 30% - 50% (Cook & Brinker, 1990)



ภาพที่ 1.2 แสดงการกระจายของแรงกดใต้ฝ่าเท้าในนักวิ่งคนที่ 3 ที่ระยะทางต่างๆ (Verdejo and Mills, 2004)

เนื่องจากจำนวนผู้สนใจออกกำลังกายโดยการวิ่งมีเพิ่มมากขึ้นและอุบัติการณ์การเกิดอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral ก็พบมากในกลุ่มนักวิ่ง ดังนั้นจึงมีโอกาสนักวิ่งสมัครเล่นซึ่งมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นจะบาดเจ็บเนื่องจากอาการปวดบริเวณข้อต่อ patellofemoral เป็นจำนวนมาก ถึงแม้ว่าสาเหตุของการบาดเจ็บจะมีหลายประการ แต่สภาพและอายุการใช้งานของรองเท้าวิ่งก็เป็นข้อมูลสำคัญส่วนหนึ่งที่ใช้ประเมินสำหรับการรักษา ซึ่งจากการสำรวจนักวิ่งสมัครเล่นไทยที่ออกกำลังกายด้วยการวิ่งส่วนใหญ่จะใช้รองเท้าวิ่งคู่เดียวและใช้วิ่งนานมากกว่า 1 ปี ซึ่งมักจะมีอาการเสื่อมสภาพของรองเท้าไปแล้ว โดยที่ไม่ให้ความสนใจถึงการบาดเจ็บจากการวิ่งอันเกิดจากการใช้

รองเท้าวิ่งที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องการอธิบายถึงผลของการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดขึ้นในการวิ่งขณะใส่รองเท้าที่เสื่อมสภาพโดยควบคุมปัจจัยที่เกี่ยวกับความแตกต่างในการวิ่ง เช่น ความเร็วในการวิ่ง ระยะการก้าวและลักษณะรูปแบบการลงน้ำหนัก เป็นต้น โดยใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ในการอธิบายปรากฏการณ์ดังกล่าว

คำถามการวิจัย

ความเค้นที่ข้อต่อ patellofemoral จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อใส่รองเท้าวิ่งที่พื้นรองเท้าเสื่อมสภาพหรือไม่

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

อธิบายการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดจากการใช้รองเท้าวิ่งจ็อกกิ้งที่เสื่อมสภาพกับการเกิดความเค้นบริเวณข้อต่อ patellofemoral โดยใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์

สมมติฐานการวิจัย

ความเค้นที่ข้อต่อ patellofemoral จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อใส่รองเท้าวิ่งที่พื้นรองเท้าเสื่อมสภาพ

ขอบเขตการวิจัย

อธิบายกลไกการเกิดความเค้นบริเวณข้อต่อ patellofemoral โดยใช้แบบจำลองและการทำให้เกิดการเสื่อมสภาพของรองเท้าตามระยะทางที่กำหนดโดยใช้เครื่องมือที่จำลองการวิ่งและการทดสอบในห้องปฏิบัติการ

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. เครื่องจำลองการวิ่งที่สร้างขึ้นผ่านการทดสอบความถูกต้องแม่นยำของการจำลองการวิ่ง
2. ผู้เข้าร่วมการศึกษาวินิจฉัยให้ความร่วมมือตลอดการศึกษาวินิจฉัย
3. ผู้เข้าร่วมการศึกษาวินิจฉัยเป็นนักวิ่งสมัครเล่นเพศหญิงน้ำหนักตัวอยู่ในช่วง 55-58 กิโลกรัม
4. ผู้เข้าร่วมการศึกษาวินิจฉัยมาร่วมการทดสอบครบตลอดระยะทาง 800 กิโลเมตร

ข้อจำกัดการวิจัย

1. การเครื่องจำลองการวิ่งในการวิจัยครั้งนี้ จำลองการวิ่งลงน้ำหนักของนักวิ่งสมัครเล่นที่มีน้ำหนักตัว 55-58 กิโลกรัม
2. รองเท้าวิ่งที่ใช้ในการทดสอบทำจากโพลีเอทิลีน (EVA) (Ethyl vinyl acetate)

3. ความเร็วในการจำลองการวิ่งด้วยเครื่องมือจำลองการวิ่งที่สร้างขึ้นสำหรับงานวิจัยนี้และที่ใช้เป็นเกณฑ์ในการวิ่งทดสอบรองเท้าในผู้เข้าร่วมการศึกษาคือความเร็วเฉลี่ย 3.00 ± 0.20 เมตรต่อวินาที ขณะวิ่งเหยียบลงบนแผ่นวัดแรง
4. บริเวณพื้นที่ทดสอบมีระยะทางจากจุดเริ่มออกตัวถึงตำแหน่งที่วางแผ่นวัดแรง 3 เมตร ทำให้ผู้เข้าร่วมการศึกษาคือพยายามวิ่งในลักษณะที่ใกล้เคียงธรรมชาติมากที่สุด

คำจำกัดความในการวิจัย

1. การวิ่งจ็อกกิ้ง คือการวิ่งในระยะทาง 3 – 20 ไมล์ (4.8 – 32.18 กิโลเมตร) ต่อสัปดาห์ ที่ความเร็ว 9 – 12 นาทีต่อไมล์ (2.9 – 2.2 เมตรต่อวินาที)
2. พื้นชั้นในของรองเท้า (midsole) คือวัสดุที่เป็นส่วนประกอบของพื้นรองเท้าชั้นในบริเวณส่วนสันของรองเท้า สำหรับงานวิจัยนี้เลือกใช้รองเท้าที่มีพื้นชั้นในทำจากโพลีเอทิลีนอะซิเตต (EVA) ที่มีความหนาแน่นอยู่ระหว่าง 150 – 250 kg/m³
3. การเสื่อมสภาพของพื้นรองเท้า หมายถึง รองเท้าที่ผ่านการวิ่งตามระยะทางที่กำหนดและพื้นรองเท้ามีการสึกหรือประสิทธิภาพการรับแรงกระแทกลดลง โดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์จากการประเมินการยุบตัวของพื้นรองเท้า การเปลี่ยนแปลงของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งและการกระจายของแรงกดใต้ฝ่าเท้า
4. รองเท้าวิ่งที่ถูกทำให้เสื่อมสภาพ หมายถึง รองเท้าวิ่งใหม่จะผ่านเครื่องมือที่ทำให้เกิดแรงกดบริเวณพื้นรองเท้าด้านในเสมือนการลงน้ำหนักขณะวิ่งจ็อกกิ้ง วันละ 5 กิโลเมตร สม่่าเสมอนานประมาณ 4 เดือน หรือเท่ากับผ่านการวิ่งจ็อกกิ้งเป็นระยะทาง 700 กิโลเมตร โดยทุกๆ 100 กิโลเมตร จะเป็นการทดสอบวิ่งในผู้เข้าร่วมการวิจัย การทดสอบตลอดช่วงการวิจัยทั้งหมดจำนวน 7 ครั้ง
5. ความเค้น (stress) ในงานวิจัยนี้หมายถึง แรงกดที่กระทำต่อกระดูก patella หรือ แรงภายนอกที่มากกระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ แต่เนื่องจาก แรงกระทำภายนอกมีความสมดุลกับแรงต้านทานภายใน การหาค่าความเค้นสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้คือ

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

เมื่อ σ = ความเค้น (Stress) มีหน่วยเป็นปาสกาล (Pa, 1 Pa = 1N/m²) หรือ kgf/mm²

P = แรงภายนอกที่มากกระทำ มีหน่วยเป็น N หรือ kgf

A = พื้นที่ภาคตัดขวางที่แรงกระทำ: m² หรือ mm² (Hay, 1985)

- 6 เครื่องมือวิเคราะห์การวิ่ง หมายถึง เครื่องมือที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของส่วนขาและแรงที่เกิดขึ้นใต้ฝ่าเท้าในขณะวิ่ง ในการวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อส่วนขา
- 7 ความสามารถในการดูดซับแรงของรองเท้า (Shock absorption capability: SAC) หมายถึง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำพื้นรองเท้าในการดูดซับแรงเมื่อผ่านการใช้งาน โดยการคำนวณพิจารณาแรงปฏิกิริยาในแนวตั้ง (VGRF) ของผลต่างระหว่างค่าที่วัดได้จากแผ่นวัดแรงและแผ่นวัดแรงกดใต้ฝ่าเท้า

$$SAC = \Delta VGRF = \text{Forceplate} - \text{Foot scan}$$

- 8 ความสามารถในการดูดซับแรงของรองเท้าต่อน้ำหนักตัว (SAC/BW) หมายถึง คุณสมบัติการดูดซับแรงของรองเท้า โดยการคำนวณพิจารณาความสามารถในการดูดซับแรงของรองเท้าต่อน้ำหนักตัว (SAC/BW)
- 9 เปอร์เซ็นต์ความสามารถในการดูดซับแรง (SAC%) หมายถึง ความสามารถในการดูดซับแรงหารด้วยแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งของค่าจาก Forceplate คูณด้วยร้อย

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดจากการใส่รองเท้าวิ่งที่พื้นรองเท้าเสื่อมสภาพระดับต่างๆ ที่ส่งผลต่อการเกิดความเค้นที่ข้อต่อ patellofemoral ในนักวิ่ง
2. ทราบการเปลี่ยนแปลงประสิทธิภาพการลดแรงกระแทกของพื้นรองเท้าและการสึกของพื้นรองเท้า
3. ได้แบบจำลองการคำนวณความเค้นของข้อต่อ patellofemoral สำหรับนำมาประยุกต์ใช้ในการประเมินแรงกระทำที่ข้อต่อในขณะใส่รองเท้าวิ่งจ็อกกิ้ง
4. ได้ข้อมูลยืนยันผลของการใส่รองเท้าเสื่อมสภาพทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของแรงที่กระทำต่อข้อเข่าโดยเฉพาะข้อต่อ patellofemoral ที่มีกพบการบาดเจ็บบ่อยในนักวิ่งซึ่งบุคคลากรด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพสามารถนำไปใช้วิเคราะห์สาเหตุหรือให้คำแนะนำเพื่อการป้องกันการบาดเจ็บได้

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวิ่งจ็อกกิ้ง

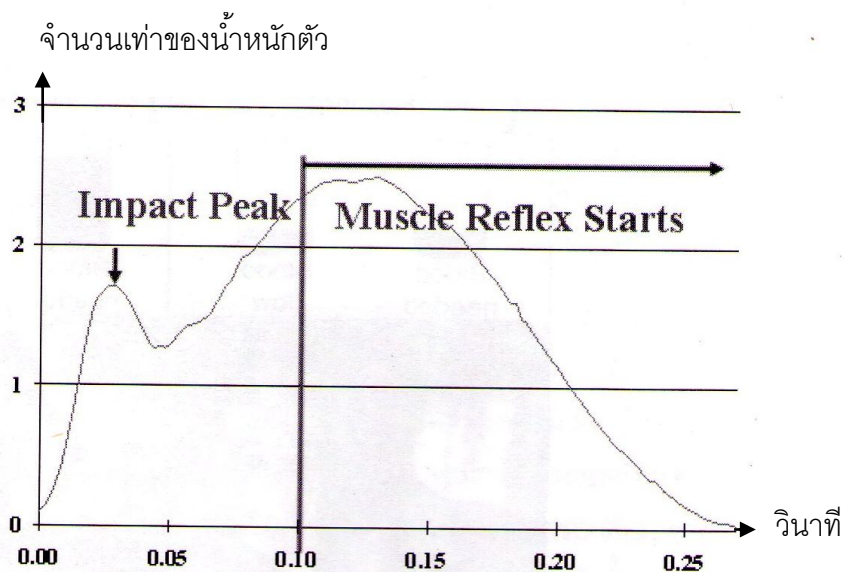
คำจำกัดความของความเร็วในการวิ่งจ็อกกิ้งในแต่ละงานวิจัยมีความแตกต่างกัน ดังแสดงในตารางที่ 1 จากงานวิจัยส่วนใหญ่จะกำหนดให้ความเร็วของการวิ่งจ็อกกิ้งอยู่ในช่วง 2.00 – 3.00 เมตรต่อวินาที จากการศึกษาของ Keller ที่ได้ทำการทดสอบวิ่งที่ระดับความเร็วต่างๆ ได้กำหนดให้ความเร็วที่อยู่ในช่วง 1.50 – 3.00 เมตรต่อวินาที เรียกว่า slow jogging และความเร็วที่มากกว่า 3.00 เมตรต่อวินาทีจะถือว่าเป็นการวิ่ง (Keller et al., 1996)

ตารางที่ 2.1 แสดงตัวอย่างการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการวิ่งจ็อกกิ้งกับแรงปฏิกิริยาจากพื้น

การศึกษาวิจัย	ความเร็ว (เมตรต่อวินาที)
Keller T.S., 1996	1.50 – 3.00
Marnix G.J., 2007	2.25 – 3.00
Cock A.D., 2006	3.30
Coughlan G.F., 2008	2.22
Hart J.M., 2009	2.50 – 3.00
Brody D.M., 1987	2.20 – 3.00

ลักษณะของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force) ระหว่างการวิ่งจ็อกกิ้ง

ขณะวิ่งจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น (heel strike) จะเกิดแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าสูงสุด หรือ impact peak ซึ่งเกิดขึ้นภายในระยะเวลา 0.05 วินาที นับจากจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น จากนั้นจะมีค่าลดลงและจะมีค่าเพิ่มขึ้นอีกครั้งในจังหวะ push off จากการศึกษาของ (Keller et al., 1996) พบว่าในการวิ่ง jogging ด้วยความเร็ว 1.50 – 3.0 เมตรต่อวินาที แรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อเท้ามีค่า 1.50 – 2.10 เท่าของน้ำหนักตัว แสดงดังภาพที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 แสดงลักษณะแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าในนักวิ่งซึ่งวิ่งด้วยความเร็ว 3 เมตรต่อวินาที

การวิ่งองศาการเคลื่อนไหวของข้อต่อเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้น ร่างกายส่วนขาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายเพิ่มขึ้นตามความเร็ว การงอข้อสะโพก ข้อเข่าและการกระดกปลายเท้าขึ้นของข้อเท้า ทั้งข้อเข่าและข้อเท้าจะช่วยดูดซับแรงระหว่างช่วงการสัมผัสพื้น ทันทีที่สัมผัสพื้นการกระดกส้นเท้าขึ้นของข้อเท้าการงอข้อสะโพกและข้อเข่าเป็นการดูดซับแรงกระแทก (Thordarson, 1997)

กลไกการเคลื่อนไหวของเท้าและการกระทบกับพื้น (Heel strike)

ขณะวิ่งในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงของพลังงานและโมเมนตัมระหว่างเท้า รองเท้าและพื้นดิน จากกฎการอนุรักษ์พลังงานและโมเมนตัมที่กล่าวว่าพลังงานและโมเมนตัมในระบบจะไม่มีสูญหาย แต่จะเปลี่ยนสภาพหรือส่งต่อจากสิ่งหนึ่งไปสู่อีกสิ่งหนึ่งนั้น จังหวะการลงส้นเท้าในการวิ่งจึงเป็นการถ่ายโอนพลังงานและโมเมนตัมจากเท้าสู่รองเท้า และจากรองเท้าสู่พื้น โดยที่โมเมนตัมที่เพิ่มขึ้นในพื้นที่โลก จะเท่ากับโมเมนตัมที่ลดลงในเท้า ดังนั้นเท้าจึงถ่ายทอดความเร็วไปสู่พื้นโลกผ่านการดูดซับพลังงานของรองเท้า

ถึงแม้ว่าพลังงานไม่สามารถสร้างหรือทำลายได้ แต่สามารถอยู่ในรูปแบบที่แตกต่างไปได้ ถ้าการเคลื่อนไหวของเท้ามีความเร็วเท่ากับ v เท้าจะมีค่าพลังงานจลน์ขณะเคลื่อนที่เท่ากับ $(1/2 mv^2)$ เมื่อเท้าถูกหยุดด้วยพื้นดิน พลังงานจลน์ส่วนนี้จะถูกถ่ายโอนไปยังรองเท้าและพื้นดิน พลังงานที่เหลืออาจอยู่ในรูปแบบอื่น เช่นเสียงและความร้อนที่ถูกกระจายไป ในการวัดแรง แรงจะเท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัม ดังนั้นขนาดของ heel strike ตัดสินจากอัตราการเปลี่ยนโมเมนตัมของเท้า ที่ขึ้นกับ 2 สิ่งคือโมเมนตัมทั้งหมดที่เปลี่ยนไปและระยะเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลง การเปลี่ยนแปลงของ

โมเมนต์ทั้งหมดขึ้นกับ 1. ความเร็วของเท้าซึ่งความเร็วของเท้ามักจะลดลงขณะที่เท้าจะสัมผัสพื้น 2. มวลของเท้า 3. เวลาที่ใช้ในการวางเท้าและกระดูกที่อยู่ใต้กระดูกส่วนสันเท้า (calcaneus) ซึ่งรวมทั้งกายวิภาคของชั้นเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้า (heel pad) ยิ่งกว่านั้นกระดูกส่วนสันเท้าสามารถเคลื่อนย้ายแรงกระแทกน้อยๆ ที่ได้รับให้ช่วงระยะเวลาที่รับแรงนานขึ้นได้ 4. รองเท้าและพื้นรองเท้ารวมทั้งสภาพของพื้นสัมผัส เช่น เหล็ก คอนกรีตที่มีสภาพไม่ยืดหยุ่น พรม โคลนเลนที่อ่อนนุ่ม

แรงใต้เท้าขึ้นอยู่กับคุณลักษณะของเท้า 2 อย่างคือมวลและความเร็ว มีการประมาณค่ามวลของเท้าคนในวัยผู้ใหญ่ไว้ว่าประมาณ 3.6 กิโลกรัม ถ้าเป็นการคำนวณมวลของเท้าที่ความเร็วลดลงก่อนจะกระทบพื้นอย่างเดียวย่อมมีค่าน้อยกว่าการคิดมวลของขาทั้งหมดและจะมีความยากมากขึ้นถ้ามีการพิจารณากรณีที่ส่วนขามีการปรับเปลี่ยนท่าทางก่อนเริ่มสัมผัสพื้นรวมถึงระยะเวลาที่ใช้ในการถ่ายน้ำหนักตัวไปสู่ขา ในส่วนของความเร็วของเท้าที่พบว่าเป็นการสัมผัสพื้นมี 2 รูปแบบคือ แบบที่มีการชะลอความเร็วก่อนสัมผัสพื้น (gliders) และแบบที่ใช้พื้นหยุดการเคลื่อนที่ (digger) ซึ่งเกี่ยวข้องกับการหดตัวของกล้ามเนื้อ quadriceps ที่ควบคุมความเร็วเชิงมุมส่วนหน้าแข้งทันทีก่อนเท้าสัมผัสพื้น ความเร็วของเท้าเกี่ยวข้องกับทั้งความเร็วก่อนสัมผัสพื้นและทิศทางการเคลื่อนที่ของเท้า

ในส่วนของคุณลักษณะของส่วนที่อยู่ระหว่างเท้ากับรองเท้านี้ที่ต้องพิจารณาคือ ความหนา ความยืดหยุ่นและความหนืดของพื้นรองเท้า ความหนาของรองเท้าควบคุมขนาดของช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นและอยู่บนพื้นช่วงสั้นๆ การพยายามลดความเร็วของแรงปริมาณมากที่เกิดขึ้น จำเป็นต้องใช้คุณสมบัติความยืดหยุ่นหนืด (viscoelasticity property) ในพื้นรองเท้า ซึ่งความหนาของพื้นก็สามารถบอกถึงประสิทธิภาพการรับแรงกระแทก ความยืดหยุ่นของรองเท้า ถ้ามีความยืดหยุ่นสูงจะมีการคืนพลังงานที่เก็บสะสมไว้ไปสู่เท้าที่ดี ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของโมเมนต์ทั้งหมดเพิ่มขึ้น มีผลทำให้เพิ่มแรงระหว่างเท้ากับพื้น ซึ่งขึ้นกับช่วงระยะเวลาของการส่งคืนพลังงาน

ส่วนความหนืดของพื้นรองเท้า ซึ่งอยู่ระหว่างเท้ากับพื้นช่วยดูดซับพลังงานจำนวนมากที่เกิดขึ้นระหว่างการกระแทกและทำให้ปริมาณลดลง คุณสมบัติของพื้นรองเท้าได้สันเท้าต้องสามารถคืนรูปได้จากการถูกบีบอัด ถ้าวัสดุที่ใช้ทำพื้นรองเท้ามีความหนืดอย่างเดียวเมื่อดูดซับพลังงานแล้วจะไม่มีการคืนตัว แต่คุณสมบัติความยืดหยุ่นจำเป็นต้องมีการคืนตัวสำหรับรับน้ำหนักต่อ วัสดุที่ใช้ทำพื้นรองเท้าจึงต้องมีคุณสมบัติความยืดหยุ่นและความหนืดร่วมกันเป็นรูปแบบความยืดหยุ่นหนืดกล่าวคือเมื่อมีแรงมากระทำต่อพื้นรองเท้า พื้นรองเท้าจะสามารถดูดซับพลังงานและสามารถคืนตัวกลับสู่สภาพเดิมเมื่อไม่มีแรงมากระทำต่อพื้นรองเท้า ปริมาณแรงต้านทานที่ได้จากพื้นรองเท้าที่มีความยืดหยุ่นขึ้นกับความยืดหยุ่นของส่วนพื้นรองเท้าเอง แต่แรงต้านที่ได้จากวัสดุที่ใช้ทำพื้นรองเท้าที่มีความหนืดขึ้นกับสภาพความหนืดและความเร็วของแรงที่มากระทำต่อพื้นรองเท้า ถ้าแรงที่มากระทำต่อรองเท้ามากระทำอย่างซ้ำๆ แรงต้านจะน้อย หากแรงที่มากระทำต่อพื้นรองเท้ามากระทำอย่าง

รวดเร็วจะมีแรงต้านในพื้นที่เพิ่มขึ้น ซึ่งสามารถตรวจสอบคุณสมบัติความยืดหยุ่นหนืดได้จากการทดสอบวัสดุแบบทำลายเพื่อหาค่าการดูดซับการกระแทกและการคืนพลังงาน รวมไปถึงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของพื้นรองเท้า

ระบบป้องกันแรงกระแทกส่วนสันเท้าของร่างกาย

ร่างกายมีการป้องกันแรงกระแทกที่เกิดขึ้นโดยมีการปรับท่าทางแนวของขา เช่นการงอเข่า และลักษณะของชั้นเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้า รวมถึงข้อต่อที่มีคุณสมบัติของความยืดหยุ่นหนืด ร่างกายมีเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติของความยืดหยุ่นหนืดโดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณชั้นเนื้อเยื่อไขมันส่วนสันเท้าที่มีประสิทธิภาพการลดแรงกระแทก ดูดซับแรงกระแทกและกระจายแรงได้ดี ได้มีการประเมินความสามารถของการกระจายพลังงานตั้งแต่เริ่มการสัมผัสของสันเท้าจนถึงสิ้นสุดของการสัมผัสของสันเท้ากับพื้นได้ถึง 99% การใช้วัสดุในรองเท้าหรือในพื้นที่รองเท้าที่มีความยืดหยุ่นหนืดทำให้การทำหน้าที่ของร่างกายถูกควบคุมจึงเป็นผลทำให้รองเท้าทำหน้าที่แทนคล้ายกับเนื้อเยื่อส่วนสันเท้า จากการศึกษาพบว่าชั้นเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้าปกติหนาประมาณ 10 – 20 มิลลิเมตร เมื่อรับแรงกดจากช่วงที่สันเท้าสัมผัสพื้น ชั้นเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้าจะมีความหนาจะมีค่าลดลงประมาณ 3 – 8 มิลลิเมตร แต่ถ้านักวิ่งวิ่งเท้าเปล่า การกดของเนื้อเยื่อบริเวณนี้จะมากกว่าการใส่รองเท้าวิ่งเกือบ 2 เท่า ดังนั้นเมื่ออายุมากขึ้นและมีการใช้งานของชั้นเนื้อเยื่อไขมันมากขึ้น จะมีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของเนื้อเยื่อ รวมถึงทำให้ความหนาของชั้นเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้าลดลง เป็นผลให้ความสามารถในการดูดซับการกระแทกลดลง ดังนั้นส่วนของ heel counter ของรองเท้าจึงมีความสำคัญอย่างมากเพราะสามารถช่วยลดขนาดการแบนของเนื้อเยื่อไขมันบริเวณสันเท้าขณะรับน้ำหนักช่วงเท้าสัมผัสพื้น (Whittle, 1999)

รองเท้าวิ่ง

รองเท้าวิ่งถูกออกแบบมาเพื่อป้องกันเท้าจากสิ่งที่เป็นอันตรายต่างๆ การสัมผัสความร้อนหรือแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างพื้นด้านนอกกับพื้นที่วิ่ง นอกจากนี้รองเท้าจะช่วยให้ส่วนของเท้าเคลื่อนไหวได้เหมาะสม ดูดซับแรงกระแทกและวัสดุในพื้นที่รองเท้าชั้นกลางยังช่วยให้การสูญเสียพลังงานน้อยลง (McPoil, 2000) ในระหว่างการวิ่ง จังหวะที่สันเท้าสัมผัสพื้น สันเท้าจะได้รับแรงกระแทกประมาณ 1 – 2.5 เท่าของน้ำหนักตัวในช่วงเวลา 50 มิลลิวินาที นับจากจังหวะที่สันเท้าสัมผัสพื้น การกระแทกนี้จะเกิดขึ้นทุกๆ ประมาณ 500 ครั้งต่อกิโลเมตร แต่การทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อจะมีระยะเวลาในการสั่งการและการหดตัวตอบสนองคำสั่งประมาณมากกว่า 100 มิลลิวินาที ดังนั้นจะเห็นได้ว่าระบบประสาทไม่สามารถสั่งการตอบสนองต่อการหดตัวของกล้ามเนื้อได้ทันต่อการลงน้ำหนักตัวขณะวิ่ง ทำให้ร่างกายอาจเกิดการบาดเจ็บได้ ดังนั้นคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของพื้นรองเท้าชั้นกลางจึงมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง เนื่องจากจะสามารถช่วยยืดระยะเวลาที่

แรงกระแทกมากกว่าที่ส้นเท้า และช่วยลดอาการบาดเจ็บได้ จึงมีงานวิจัยในรองเท้ากับการวิ่งหลายชิ้นที่ศึกษาเกี่ยวกับประโยชน์ของรองเท้ากับการลดการบาดเจ็บและช่วยส่งเสริมปรับปรุงการทำงานของเท้าที่มีความผิดปกติให้เคลื่อนไหวได้ดีขึ้น (Chuckpaiwong, Nunley, & Mall, 2008; Perry & Lafortune, 1995; Queen, Abbey, Wiegerinck, Yoder, & Nunley, 2010)

คุณสมบัติของรองเท้าวิ่ง

ปัจจุบันรองเท้าวิ่งมีหลากหลายรูปแบบ รองเท้าวิ่งที่ดีจะป้องกันการบาดเจ็บจากการวิ่ง มีความมั่นคง พื้นรองเท้ามีความยืดหยุ่นและดูดซับแรงกระแทกได้ดี ส่วนรองเท้าสำหรับใช้ใส่วิ่งทางราบบนพื้นที่มีความแข็งต้องมีคุณสมบัติของการดูดซับแรงกระแทก มีความยืดหยุ่นที่ดี และมีความมั่นคงขณะเคลื่อนไหวโดยที่บริเวณส้นเท้าไม่พลิกบิดตัวง่าย มีน้ำหนักเบาและสวมใส่สบายทำให้สามารถเคลื่อนไหวได้ดี เนื่องจากนักวิ่งแต่ละคนมีความต้องการที่แตกต่างกัน ทำให้บริษัทผลิตรองเท้ากีฬาในปัจจุบันออกแบบรองเท้าที่มีความจำเพาะกับรูปเท้า ด้านบนของรองเท้าทำจากวัสดุที่เบาและนุ่มหรือตาข่ายไนลอน ส่วนส้นจะแข็งเพราะนักวิ่งส่วนใหญ่จะเอาส้นเท้าลงก่อน ในส่วนพื้นรองเท้าสำหรับรองเท้าฝึกควรมีน้ำหนักเบา ในส่วนของรองเท้าที่ใช้ดูดซับแรงกระแทก โดยมากทำจากวัสดุพวก PU (Polyurethane) และ EVA (Ethyl vinyl acetate) แต่ ambient air, Freon และ silicone ก็มีใช้อยู่บ้าง วัสดุเหล่านี้จะใส่ในบริเวณส้นและในพื้นรองเท้าชั้นใน ความหนาของพื้นรองเท้าส่วนส้นจะหนาเป็นสองเท่าของบริเวณปลายนิ้วเท้า พื้นรองเท้าด้านนอกจะเป็นยางแข็งมีรูปแบบลวดลายช่วยเพิ่ม flexibility ในขณะที่พื้นรองเท้าด้านในจะช่วยเพิ่มความมั่นคงในขณะวิ่ง (Porter & Schon, 2008)

การใช้รองเท้าวิ่งระยะไกล พบว่ามีบางงานวิจัยที่รวบรวมข้อมูลการประเมินส่วนส้นรองเท้าวิ่ง โดยมีเก็บรวบรวมอุบัติการณ์การประเมินรองเท้าในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับรองเท้าแบบ pronation control systems จะช่วยลดอาการ Achilles tendon strain และการบาดเจ็บมีหลายงานวิจัยออกแบบตรวจสอบความสัมพันธ์ของอาการดังกล่าว ตั้งแต่การมีโอกาสจะเกิดการบาดเจ็บระยะเริ่มแรกในท่ายืนและสังเกตลักษณะรวมถึงการตรวจ proprioception รวมด้วย อย่างไรก็ตามการประเมินก็ยังไม่ถูกทดสอบมาตรฐานการรับรอง (Richards, Magin, & Callister, 2008)

นอกจากรองเท้าวิ่งจะป้องกันการบาดเจ็บแล้ว รองเท้าควรมีความพอดีกับขนาดของเท้า ไม่บีบรัดส่วนใดของเท้า ส่วนใหญ่จะเป็นบริเวณส่วนกว้างที่สุดของฝ่าเท้า หากมีเชือกรัดปล่อยส่วนปลายเท้าให้เว้นว่างไว้ไม่รัดยาวจากปลายจนสุด นอกจากนี้บริเวณส่วนหุ้มส้นเท้าไม่ควรยกสูงมากจะกดเอ็นร้อยหวาย อาจทำให้เกิดการอักเสบได้ เมื่อพิจารณารูปทรงของพื้นส้นเท้าควรเป็นทรงกลม มีความแข็งและแน่นมั่นคง ส่วนส้นอาจเฉียงขึ้นเพื่อให้มีความรวดเร็วในการก้าว ส่วนส้นควรสูงประมาณ 2 เซนติเมตรจะทำให้แบ่งเบาการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณต้นขาและเอ็นร้อยหวาย พื้นชั้นในรองเท้าควรมีความอ่อนนุ่มและยืดหยุ่น มีส่วนนูนรองรับอุ้งเท้าได้พอดี ไม่เรียบจนลื่น วัสดุที่หุ้มรองเท้าต้องมี

ความยืดหยุ่นและระบายความร้อนได้ดี ไม่ควรแข็งหรือหนักจนเกินไป น้ำหนักรองเท้ารองเท้าซ้อมมักหนักกว่ารองเท้าสำหรับแข่งที่มีน้ำหนักเบา เคลื่อนไหวได้รวดเร็ว ส่วนรองเท้าซ้อมจะทนทาน มีความมั่นคงแต่วิ่งได้ช้ากว่า

ชีวกลศาสตร์ในด้านคุณภาพการใช้งานของรองเท้าวิ่ง

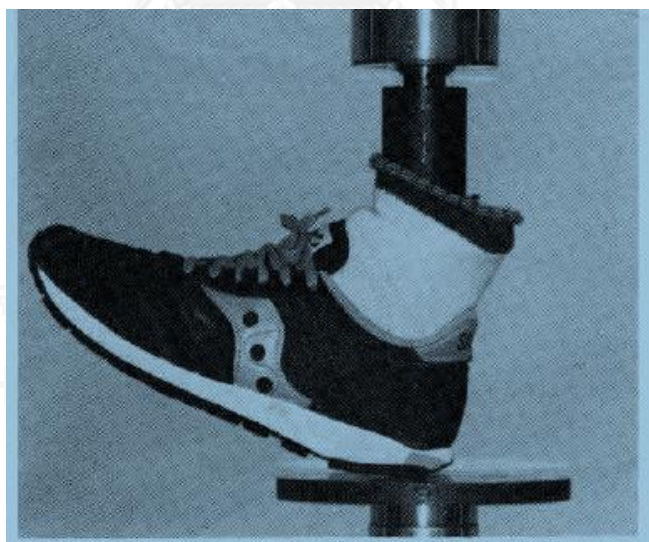
รองเท้าวิ่งเป็นองค์ประกอบที่สำคัญที่ควรพิจารณาในการป้องกันและรักษาอาการบาดเจ็บ รองเท้าต้องมีคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกได้ดีพอๆกับการให้ความมั่นคงและควบคุมการเคลื่อนไหวของนักวิ่ง Bates และคณะรายงานข้อมูลที่แสดงให้เห็นความสัมพันธ์แบบผกผันกันระหว่างคุณลักษณะสองประการดังกล่าว รองเท้าวิ่งในปัจจุบันออกแบบมาเพื่อการให้ความมั่นคงและควบคุมการเคลื่อนไหว โดยการใช้เทคนิคที่หลากหลาย เช่น การออกแบบรูปทรงรองเท้า แผ่นหุ้มโอบรอบส้นเท้า รูปแบบการผูกมัดเชือก แผ่นพื้นรองเท้าแบบใยแก้ว และการผสมผสานวัสดุของแผ่นพื้นรองเท้าที่มีความหนาแน่นต่างกัน เป็นต้น ถึงแม้ว่าเราจะมีข้อมูลการออกแบบคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าในปัจจุบันอยู่ก็ตาม แต่เรามีข้อมูลเรื่องคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าในระยะยาวน้อยมาก เป็นที่ยอมรับกันทั่วไปว่าคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้า นั้นเสื่อมสภาพลงไปตามระยะทางที่ใส่รองเท้าไปในการวิ่ง แต่ข้อมูลของอัตราการเสื่อมสภาพนั้นยังมีอยู่น้อยมาก และยังมีนักวิ่งจำนวนมากขึ้นทำการวิ่งได้ระยะทางที่เพิ่มมากขึ้น การบาดเจ็บก็คาดว่ายิ่งเพิ่มสูงขึ้นด้วย

การบาดเจ็บที่เกิดจากการวิ่งในอัตราที่สูงขึ้นกลายเป็นที่สนใจมากขึ้นในการศึกษาปัจจุบัน แต่อย่างไรก็ดี ยังไม่มีการเห็นพ้องต้องกันในเรื่องของสาเหตุ อุบัติการณ์ และการรักษาอาการบาดเจ็บเหล่านี้ Brody อ้างถึงอัตราการบาดเจ็บที่สูงถึงร้อยละ 60 ในการศึกษา นักวิ่งจำนวน 3000 คน ซึ่งอัตราที่สูงนี้ไม่ทำให้เราแปลกใจเลยเมื่อเราพิจารณาในแง่ของชีวกลศาสตร์ของการวิ่ง จากการศึกษาเรื่องของการเดิน มีการระบุว่าระหว่างการวิ่งนั้น แรงที่กระทำต่อระยางค์ส่วนล่างของร่างกายนั้นอยู่ในช่วงสองถึงสามเท่าของน้ำหนักตัว ส่วนของร่างกายที่รับแรงดังกล่าวคือจุดต่อเชื่อมของระยางค์กับข้อสะโพกและข้อเข่า ซึ่งแรงมหาศาลดังกล่าวถูกสร้างขึ้นและดูดซับด้วยความถี่ 800 ครั้งต่อขาข้างหนึ่งของนักวิ่งต่อระยะทางหนึ่งไมล์ ร่างกายต้องลดแรงดังกล่าวภายในช่วงเวลาที่ทำนักวิ่งสัมผัสพื้น ซึ่งหดสั้นลงเหลือเพียงหนึ่งในสามเมื่อเทียบกับการเดิน การที่ช่วงเวลาดังกล่าวสั้นลงก็ทำให้ระยะเวลาที่มีในการหน่วงความเร็ว การดูดซับแรงกระแทก การปรับให้เข้ากับพื้นผิว และการเร่งความเร็วก็ลดลง เมื่อพิจารณาเห็นเช่นนี้ ก็เข้าใจได้ว่าความผิดปกติทางชีวกลศาสตร์เพียงเล็กน้อยก็สามารถนำไปสู่อาการบาดเจ็บได้

การเสื่อมของกระดูกและกระดูกอ่อน รวมถึงอาการปวดหลังส่วนบนนั้นอาจมีความเกี่ยวข้องสัมพันธ์กับการรับน้ำหนักที่กระทำต่อระบบกระดูกและกล้ามเนื้อของร่างกาย นอกจากนี้ อุบัติการณ์

ของกระดูกแตกร้าวที่เกิดจากความเครียดก็จะเพิ่มมากขึ้นตามระยะทางการวิ่งที่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ การวิ่งเป็นเวลาหลายปีก็จะส่งผ่านแรงกระแทกนับล้านครั้งต่อเนื้อเยื่อของร่างกาย รองเท้าวิ่งช่วยป้องกันการบาดเจ็บได้โดยการดูดซับและกระจายแรงดังกล่าวอย่างมีนัยสำคัญ ฉะนั้นการรู้ถึงอายุการใช้งานที่รองเท้าจะให้การปกป้องอย่างมีประสิทธิภาพนั้นมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง

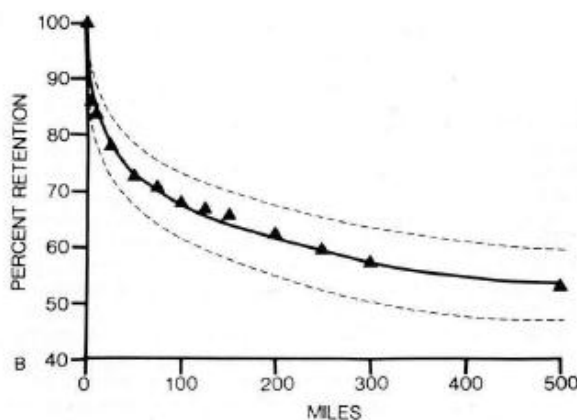
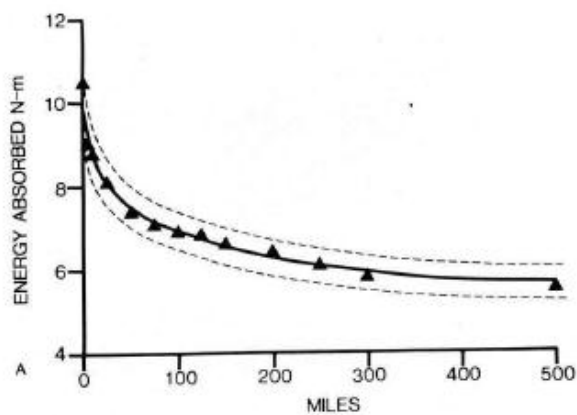
มีการศึกษาวิจัยโดยจัดหารองเท้าวิ่งรูปแบบต่างๆจากหลากหลายบริษัทผู้ผลิตและครอบคลุมทุกย่านราคาการขายปลีกมาใช้ทดสอบ ซึ่งมีการศึกษาจากรองเท้าวิ่งประมาณ 40 รุ่น โดยครอบคลุมรุ่นที่มีแผ่นพื้นรองเท้าหลากหลายในปัจจุบัน อันรวมถึงแบบที่มีเบาะอากาศ มีแผ่นพื้นรองเท้าใยแก้ว แบบหล่อทั้งชิ้น และวัสดุแผ่นพื้นรองเท้าแบบคอมโพสิต รองเท้าที่ถูกทดสอบถูกนำมาติดตั้งกับอุปกรณ์จับยึดออกแบบมาโดยเฉพาะ มีการลงน้ำหนักเพื่อเลียนแบบการวิ่งลงส้นเท้าซ้ำๆบนพื้นของเครื่องทดสอบจำลองการวิ่ง อุปกรณ์จับยึดนั้นใช้เท้าเทียมที่มีส้นเท้าเป็นเบาะซึ่งสัมผัสอยู่กับพื้นรองเท้าที่วางเป็นมุมเฉียงขึ้น 15 องศากับแนวระดับ การวางนี้เพื่อให้การลงน้ำหนักจุดแรกนั้นเกิดขึ้นบริเวณส่วนส้นเท้าของรองเท้าพอดี ใช้น้ำหนักทดสอบ 0-150 กิโลกรัม (หรือ 0-330 ปอนด์) ที่ความถี่ 2.5 เฮิรตซ์ การเสริมน้ำหนักทำให้การลงน้ำหนักส้นเท้าอยู่ในพิสัยสองถึงสามเท่าของน้ำหนักตัวนักวิ่งที่มีน้ำหนัก 68 กิโลกรัม (150 ปอนด์) ตามรายงานของ Cavanagh และคณะ และ Dickinson และคณะ



ภาพที่ 2.2 รองเท้าวิ่งที่นำมาทดสอบถูกยึดกับอุปกรณ์จับยึด ขณะทำการทดสอบเชิงกล

จำนวนครั้งต่อการวิ่งระยะทางหนึ่งไมล์นั้นประมาณโดยใช้ระยะก้าว 1 เมตร (39.3 นิ้ว) เทียบเท่าการกระแทก 805 ครั้งบนรองเท้าหนึ่งข้างในระยะทางหนึ่งไมล์ ซึ่งสอดคล้องเป็นอย่างดีกับรายงานของ Drez ว่าในการวิ่งระยะทางหนึ่งไมล์มีการลงเท้า 800 ครั้งบนเท้าข้างหนึ่ง มีการวัดการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าเป็นช่วงๆจนกระทั่งรองเท้าถูกใช้ไปเทียบเท่าระยะทางการวิ่งไปแล้ว

500 ไมล์ พลังงานที่ถูกดูดซับโดยรองเท้าวัดจากบริเวณพื้นที่ใต้ส่วนโค้งกราฟในช่วงจังหวะการลงน้ำหนักในแต่ละรอบ มีการทดสอบรองเท้าแบบเดียวกันจำนวนหลายคู่ เพื่อหาค่าความเที่ยงของการวัดและความผันแปรในแต่ละรอบการผลิตของรองเท้า นอกจากนี้ ความสามารถในการฟื้นสภาพการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้า ซึ่งอาจถูกบดบังด้วยการกระแทกซ้ำๆ จำนวนมากครั้งต่อเนื่องกันไปใน การทดสอบ ซึ่งแตกต่างจากการใช้รองเท้าจริงที่จะมีการพักเป็นช่วงๆ นั้น ประเด็นนี้ก็มีการประเมินไว้ ด้วย การทดสอบรองเท้าทำในลักษณะจำลองการใช้ของนักวิ่งที่วิ่งทุกวันหรือวันเว้นวันโดยการเว้น ช่วงให้รองเท้าที่ถูกทดสอบโดยอุปกรณ์นั้นได้พักเป็นระยะเวลา 24 ถึง 48 ชั่วโมงแล้วนำกลับมา ทดสอบใหม่โดยเปรียบเทียบกับค่าการดูดซับแรงกระแทกในการทดสอบครั้งก่อนหน้าเพื่อดูความ เปลี่ยนแปลงอย่างนี้เป็นช่วงๆ ตลอดอายุการใช้งานที่ทดสอบ เพื่อหาความสัมพันธ์กันระหว่างการ ทดสอบรองเท้าด้วยเครื่องจำลองการวิ่งกับการวิ่งจริง มีการนำรองเท้ามาทดสอบหลังจากที่นักวิ่ง อาสาสมัครนำไปใช้ในการฝึกซ้อมในสภาพปกติมาแล้ว รองเท้าเหล่านี้ถูกสวมใส่เฉพาะเมื่อวิ่งออก กำลังกายเท่านั้นและนำกลับมาเข้าการทดสอบเป็นระยะๆ ตามช่วงเวลาการทดสอบที่คล้ายกับรองเท้า ที่ทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองการวิ่ง อายุการใช้งานเพื่อทดสอบรองเท้าทุกคู่คือ 500 ไมล์



ภาพที่ 2.3 กราฟแสดงคุณลักษณะการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งที่ทดสอบด้วยเครื่องตามระยะทาง

A.กราฟแสดงพลังงานที่ถูกดูดซับในหน่วยนิวตัน-เมตร B.ร้อยละของการคงสภาพจากการดูดซับแรงกระแทกในตอนแรก เส้นโค้งประในภาพแสดงช่วงความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ภาพที่ 2.3 แสดงค่าเฉลี่ยของค่าการดูดซับแรงกระแทกตามระยะทางของรองเท้าทุกคู่ที่ทดสอบ และค่าเฉลี่ยของร้อยละของค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกที่เปลี่ยนไป รวมถึงช่วงระดับความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95 ก็แสดงไว้ด้วย พบว่า รองเท้ามีความสามารถในการดูดซับการกระแทกครั้งแรก (ที่ระยะ 0 ไมล์) แตกต่างกันโดยประมาณ ร้อยละ 33 (ค่าเฉลี่ย 10.5 ± 1.2 นิวตันเมตร พิสัย 8.6-13.1) โดยทั่วไป หลังจากผ่านการใช้ไปแล้ว 50 ไมล์ รองเท้าสามารถคงความสามารถในการดูดซับหรือรองรับแรงกระแทกได้ถึงร้อยละ 75 โดยประมาณเมื่อเทียบกับความสามารถในตอนต้น และลดลงเหลือร้อยละ 67 เมื่อผ่านการใช้ไปถึงระยะทาง 100 หรือ 150 ไมล์ ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าลดลงเหลือร้อยละ 55 เมื่อใช้ไปแล้ว 200 หรือ 250 ไมล์ และการเสื่อมถอยดังกล่าวนี้ก็ไม่ปรากฏว่าลดลงอีกจากจุดนี้ไป ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกที่ระยะทาง 500 ไมล์ คิดเป็นร้อยละ 45 ถึง 60 ของความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกในตอนแรก ไม่มีรองเท้าคู่ไหนแสดงอาการที่แปลกแยกแตกต่างออกไป แม้ว่ารองเท้าบางรุ่นมีความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกมากกว่ารุ่นอื่นบ้าง แต่ก็ไม่ปรากฏแนวโน้มหรือความแตกต่างที่ชัดเจนในด้านความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าไม่ว่าในตอนแรกหรือหลังจากใช้ไปแล้ว ไม่ว่าจะป็นรองเท้าจากผู้ผลิตรายไหน รุ่นใด ราคาใด

การทดสอบรองเท้ารุ่นเดียวกันหลายๆคู่แสดงให้เห็นว่าเครื่องที่ใช้ทดสอบให้ผลการทดสอบที่เที่ยงตรงเสมอ นอกจากนั้นยังแสดงถึงการควบคุมคุณภาพที่ดีของผู้ผลิตในขั้นตอนการผลิตอีกด้วย ในรองเท้ารุ่นเดียวกันนั้น ผลการทดสอบไม่มีความแตกต่างกันระหว่างคู่ไม่ว่าจะในตอนแรกหรือในระยะใดๆของการทดสอบ ค่าความเบี่ยงเบนสูงสุดคือร้อยละ 10 ไม่ว่าที่ระยะใดๆ ความแตกต่างสูงสุดอยู่ในพิสัยร้อยละ 2 ถึง 5 ส่วนรองเท้าที่ได้พักเป็นระยะเวลา 24 ถึง 48 ชั่วโมงระหว่างการทดสอบไม่ได้แสดงค่าที่แตกต่างออกไป ความแตกต่างสูงสุดที่สังเกตได้คือไม่เกินร้อยละ 3 แสดงว่า รองเท้าไม่สามารถฟื้นคืนความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกได้ให้เพิ่มกลับและดีขึ้นมาได้ ระยะทางการใช้งานสะสมก็ไม่มีผลใดกับการฟื้นคืนสภาพของรองเท้า

รองเท้าที่สวมใส่โดยนักวิ่งอาสาสมัครมีหลายประเด็นที่น่าสนใจ ในการใช้จริงนั้น ดูเหมือนว่าน้ำหนักตัวของผู้สวมใส่ไม่มีผลใดต่อน้ำหนักที่ตกลงบนรองเท้า เพราะรองเท้าวิ่งของนักวิ่งที่มีน้ำหนักตัวมากเกิดความเปลี่ยนแปลงด้านการดูดซับแรงกระแทกที่คล้ายกับความเปลี่ยนแปลงดังกล่าวของรองเท้าที่สวมโดยนักวิ่งน้ำหนักตัวน้อยกว่า การสูญเสียความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกที่เกิด

จากการวิ่งจริงๆนั้นไม่มากเท่ากับที่เกิดจากเครื่องจำลองสภาพการวิ่ง เครื่องจำลองสภาพการวิ่งมีผลทำให้รองเท้าสูญเสียความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ณ ระยะทางช่วงต่างๆได้มากกว่าการวิ่งจริงๆถึงประมาณร้อยละ 25 ซึ่งผลดังกล่าวไม่มีความแตกต่างไปตามรุ่นรองเท้าที่ทดสอบ ในการใช้วิ่งจริงนั้น รองเท้าสามารถคงความสามารถในการดูดซับหรือรองรับแรงกระแทกได้ถึงร้อยละ 80 โดยประมาณเมื่อเทียบกับความสามารถในตอนต้นเมื่อผ่านการใช้ไปถึงระยะทาง 150 ไมล์ และร้อยละ 70 ที่ระยะทาง 500 ไมล์ ในการตรวจสอบทางกายภาพ รองเท้าที่ใช้ทดสอบกับเครื่องจำลองการวิ่งนั้นดูเหมือนจะเกิดการอัดตัวแน่นบริเวณสันรองเท้ามากกว่ารองเท้าที่ใช้ทดสอบโดยอาสาสมัครนักวิ่งจริงๆ

รองเท้าที่ทดสอบนั้นล้วนใช้วัสดุแผ่นพื้นรองเท้ารวมถึงการออกแบบรองเท้าที่หลากหลาย แต่การดูดซับพลังงานบริเวณสันรองเท้ามีความแตกต่างกันน้อยมาก รุ่นของรองเท้าที่แตกต่างกันมีความแตกต่างด้านการดูดซับแรงกระแทกในตอนแรกถึงร้อยละ 33 แต่อย่างไรก็ตาม ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าเหล่านั้นลดลงไปอย่างมีนัยสำคัญตามระยะทางการใช้ที่เพิ่มขึ้น เป็นแนวโน้มที่เกิดกับรองเท้าทุกคู่ไม่ว่ารุ่นใดๆ และเป็นไปได้มากที่สุดว่าการลดลงนี้เป็นคุณลักษณะของวัสดุ EVA (Ethylvinyl acetate) หรือการผสมผสานของวัสดุที่ใช้ในแผ่นพื้นรองเท้า ข้อเท็จจริงที่ว่ารองเท้าบางรุ่นแสดงความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกในตอนแรกมากกว่ารุ่นอื่นๆ แต่ก็มีกรณีเสื่อมคุณลักษณะนั้นไปอย่างรวดเร็วมากกว่าด้วย ซึ่งนี้อาจชี้ให้เห็นได้ว่า การเลือกรองเท้าจากความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกในตอนแรกนั้น อาจเป็นเหตุผลในการเลือกหรือแนะนำรองเท้าที่เบี่ยงเบนจากความเป็นจริงไป และการไม่พบความแตกต่างใดๆระหว่างรองเท้าที่มีราคาขายต่างกันก็ชี้ให้เห็นไปในทางเดียวกัน ว่าราคานั้นไม่ได้เป็นตัวชี้วัดที่บอกถึงความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกเลย อย่างไรก็ตามคุณลักษณะอย่างอื่นด้านคุณภาพรองเท้าเช่น การควบคุมการเคลื่อนไหวของเท้าและการให้ความมั่นคงนั้น ขึ้นอยู่กับราคาขายของรองเท้าและควรต้องนำไปพิจารณาเมื่อเลือกซื้อรองเท้าบางรุ่น การที่รองเท้าที่ทดสอบโดยการใช้งานจริงมีการเสื่อมสภาพน้อยกว่ารองเท้าที่ทดสอบด้วยเครื่องจำลองการวิ่งมีผลมาจากหลายๆปัจจัย น้ำหนักของนักวิ่งและน้ำหนักเท้าที่กระแทกลงมายังรองเท้านั้นเทียบเคียงได้กับการเสริมน้ำหนักของเครื่องจำลองการวิ่ง เพราะฉะนั้นจึงไม่ใช่ปัจจัยที่มีผลของความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนั้น ไม่ปรากฏการฟื้นคืนสภาพในรองเท้าคู่ใดเลย และด้วยเหตุนี้ ปัจจัยนี้จึงมีผลน้อยมาก อย่างไรก็ตาม เครื่องจำลองการวิ่งที่ใช้ทดสอบรองเท้าไม่ได้เป็นไปตามลักษณะรูปแบบการเดินวิ่งปกติของนักวิ่ง แรงที่เครื่องกระทำนั้นเน้นหนักไปยังส่วนสันของรองเท้าและน่าจะเป็นสาเหตุของการเสื่อมสภาพและการลดลงของความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกได้มากที่สุด นอกจากนั้น พื้นผิวการวิ่งในชีวิตจริงนั้นมีหลากหลายตั้งแต่พื้นผิวถนนลาดยางแอสฟัลต์หรือถนนคอนกรีตที่แน่นมากไปจนถึงพื้นหญ้าและดินอันอ่อนนุ่ม ส่วนพื้นที่ใช้ในเครื่องจำลองการวิ่งนั้นถือว่าเป็นพื้นผิวที่แข็งอย่างสุดขีด อีกทั้งเนื้อเยื่อไม่

ว่าแข็งหรืออ่อนนุ่มในสรรพางค์ร่างกายของนักวิ่งก็ช่วยลดแรงหรือน้ำหนักที่กดกระแทกลงไปที่รองเท้า อย่างไรก็ตาม การลดลงของความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าเมื่อระยะทางเพิ่มขึ้นนั้นเป็นที่สังเกตเห็นได้ในทั้งสองกรณี

ปัจจัยอื่นที่จะมีผลต่อความแตกต่างในความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าระหว่างสภาพการใช้งานจริงกับในเครื่องทดสอบก็คือ สภาพแวดล้อม และสภาพแวดล้อมนี้เองที่จะลดทอนความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าในสภาพการใช้งานจริงได้มากกว่า ที่น่าสนใจคือ สภาพรองเท้าที่เปียกไม่ว่าจากเหงื่อหรือน้ำฝนมีผลในการลดความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าไปอย่างมาก แต่เมื่อถูกปล่อยให้แห้ง ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าก็กลับมาในสภาพเดิมตามระยะทางสะสมที่ใช้งานไปแล้ว ฉะนั้นการวิ่งในสภาพแวดล้อมที่เลวร้ายส่งผลให้เกิดแรงกระแทกสู่ร่างกายได้มากขึ้น

มีการประมาณว่า การวิ่งสัปดาห์ละ 50 ถึง 70 ไมล์มีผลให้อาจเกิดอาการบาดเจ็บที่หัวเข่าได้ประมาณร้อยละ 50 แน่นอนว่าความเสี่ยงในการบาดเจ็บลักษณะนี้เกิดจากน้ำหนักที่กระทำซ้ำๆกับข้อเข่า และความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้ามีผลอย่างมากทีเดียว แน่นอนว่าการสูญเสียความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าย่อมมีผลให้ความเสี่ยงในการบาดเจ็บเพิ่มขึ้น รองเท้าวิ่งที่ออกแบบอย่างเหมาะสมต้องมีทั้งคุณลักษณะในการรองรับแรงและเสริมความมั่นคงไปพร้อมกัน แฝมต้องมีความยืดหยุ่นและน้ำหนักรองเท้าที่เหมาะสมอีกด้วย แม้ว่าจะไม่มีการประเมินด้านการควบคุมการเคลื่อนไหวและความมั่นคงของรองเท้าในการทดสอบครั้งนี้ แต่จากแบบของรองเท้ารุ่นต่างๆพอจะบอกได้ว่ามีการศึกษาวิจัยมากมายในเรื่องนี้และเห็นได้จากการออกแบบรองเท้านั่นเอง และนอกจากนั้น ปรากฏชัดเจนว่ายังต้องมีการศึกษาวิจัยอีกมากที่จะช่วยพัฒนาความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้า อนึ่ง เห็นได้ชัดว่า นวัตกรรมการออกแบบใหม่ๆ และการผสมผสานวัสดุแผ่นพื้นรองเท้ามีผลน้อยมากในการพัฒนาเพิ่มความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่สวมใส่มาเป็นระยะเวลาหนึ่ง และดูเหมือนว่า วัสดุที่ใช้ในการผลิตแผ่นพื้นรองเท้าจะเป็นปัจจัยจำกัดในด้านคุณภาพการใช้งานรองเท้า และยังคงต้องพัฒนาปรับปรุงหรือปรับเปลี่ยนหากจำเป็นต้องให้การปกป้องเท้าในระยะยาวที่ดีกว่าเดิม

รองเท้าวิ่งให้การดูดซับแรงกระแทกและการควบคุมการเคลื่อนไหวแก่นักวิ่งการเปลี่ยนแปลงความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าเปลี่ยนแปลงไปตามระยะทางที่วิ่งไปแล้ว มีการนำรองเท้าวิ่งหลากหลายรูปแบบหลายรุ่น จากหลายผู้ผลิต และหลากหลายย่านราคามาทำการทดสอบทางกายภาพเพื่อจำลองสภาพการลงน้ำหนักของส้นเท้าในการวิ่ง พลังงานที่ถูกดูดซับไปในรองเท้าวัดจากพื้นที่ใต้กราฟเส้นโค้งในช่วงต่างๆตั้งแต่เริ่มจนถึงระยะการใช้งานสะสมรวม 500 ไมล์ และมีการทดสอบวัดค่าดังกล่าวของรองเท้าที่ใช้งานโดยนักวิ่งอาสาสมัครในสภาพการฝึกซ้อมจริง ที่ช่วงระยะ

การใช้งานใกล้เคียงกันด้วยพบว่า ในบรรดารองเท้ารุ่นต่างๆที่นำมาทดสอบ ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าในตอนแรกมีความแตกต่างกันประมาณร้อยละ 33 โดยทั่วไป รองเท้าสามารถคงความสามารถในการดูดซับหรือรองรับแรงกระแทกได้ถึงร้อยละ 75 โดยประมาณเมื่อเทียบกับความสามารถในตอนต้นหลังจากผ่านการใช้ไปแล้ว 50 ไมล์ และลดลงเหลือร้อยละ 67 เมื่อผ่านการใช้ไปถึงระยะทาง 100 หรือ 150 ไมล์ เมื่อใช้ไปแล้ว 200 หรือ 250 ไมล์ ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกจะเหลือร้อยละ 60 เมื่อเทียบกับความสามารถในตอนต้น รองเท้าวิ่งที่ทดสอบการใช้งานโดยนักวิ่งอาสาสมัครก็มีความเสื่อมคุณภาพไปในรูปแบบที่คล้ายกันแต่มีการเสื่อมคุณภาพไม่มากเท่ารองเท้าที่ทดสอบด้วยเครื่อง โดยรองเท้าหลังจากผ่านการใช้ไปแล้ว 500 ไมล์สามารถคงความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกได้ถึงประมาณร้อยละ 70 เมื่อเทียบกับความสามารถในตอนต้น ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกไม่มีความแตกต่างเมื่อเปรียบเทียบระหว่างผู้ผลิตหรือระดับราคา นอกจากนี้รองเท้าที่มีความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกมากกว่าในตอนต้นมักจะมีการเสื่อมสภาพได้ในอัตราที่เร็วกว่า

ส่วนประกอบของพื้นรองเท้า

พื้นชั้นในของรองเท้าผลิตจากส่วนประกอบของวัสดุพื้นฐาน 2 ชนิดคือ

- EVA (Ethyl vinyl acetate)

มีส่วนประกอบของ Ethylene และ Vinyl acetate ผ่านกระบวนการผลิตเป็นรูปแบบต่างๆ คุณสมบัติคือ มีน้ำหนักเบา ยืดหยุ่นตัวดี มีความหนาแน่น ยืดให้ยาวได้ ต้านทานแรง ลดการกระแทกได้ดีเยี่ยมสามารถผลิตได้หลายระดับความหนาแน่น แสดงเป็นแถบสีทึบ เสริมในส่วนที่ต้องการปรับการเคลื่อนไหว ใช้ทั่วไปในรองเท้าวิ่งที่มีคุณภาพ มีทั้งในรูปแบบแผ่นบางและมีรูปแบบตามแม่พิมพ์

- PU (Polyurethane)

เป็น Liquid polyester สามารถทำให้อยู่ในรูปแบบเซลล์โป่ง มีประโยชน์หลายอย่างและใช้ในส่วนชั้นในพื้นรองเท้า มีความหนาแน่น หนักกว่า EVA และทนทานกว่า ในรูปแบบใหม่ถูกพัฒนาให้มีน้ำหนักเบาขึ้น ทั้ง EVA และ PU สามารถใช้ใส่ในแคปซูล หรือเป็นวัสดุสำหรับลดการกระแทก เช่น Air bags (Nike และ Etonic) Gel (Asics) Silicone (Brooks) Honeycomb pads (Reebok และ Puma) และ EVA (New Balance)

สำหรับการศึกษาเกี่ยวกับ โฟม EVA มีงานวิจัยของ Chiu & Shiang ทำการศึกษาประสิทธิภาพของพื้นรองเท้าและการดูดซับแรงของโฟมบริเวณส้น สรุปข้อมูลในการอภิปรายผลไว้ดังตารางล่าง (Chiu & Shiang, 2007)

ตารางที่ 2.2 แสดงค่าผลการเปรียบเทียบวิธีการทดสอบวัสดุในงานวิจัยที่ผ่านมา

ผู้ทำการวิจัย	Impact mass (kg)	Impact energy (J)	Peak deceleration (g)
Frederick et al., 1984	7.3	3.58	9.8
Henning & lafortune, 1991	7.8	3.22	9.1
Henning et al., 1993	8.5	4.17	11
McNair & Marshall, 1994	9	4.41	9.6
Milani et al., 1997	7.3	3.36	9.6
McCaw et al., 2000	8	3.91	8.7
Chiu & Shiang, 2007	6.2	1.82-6.08	9.6-20.2

การวิจัยเหล่านี้ใช้เครื่องมือกดเพื่อทำให้พื้นรองเท้าเสื่อมสภาพโดยใช้แรงกดและพลังงานที่แตกต่างกัน เป็นการศึกษาประสิทธิภาพของพื้นรองเท้าและคุณสมบัติการดูดซับแรงของโฟมบริเวณส้นรองเท้าในรองเท้ากีฬาที่แตกต่างกัน วิธีทดสอบด้วยการกดเพื่อตัดสินประสิทธิภาพการดูดซับแรงของรองเท้าเมื่อได้รับพลังงานจากการกดที่แตกต่างกัน จากการศึกษาที่ผ่านมาใช้พลังงานในการกดอยู่ในช่วง 3.2-4.5 J สำหรับการทดสอบในรองเท้าชนิดต่างๆ ดังตารางด้านบน เนื่องจากรองเท้าที่ใช้ทดสอบมีความแตกต่างกันในแต่ละงานวิจัย งานวิจัยของ Chiu & Shiang พบว่ามี Peak deceleration กว้างกว่าในงานวิจัยอื่น (Chiu & Shiang, 2007)

โมเดลการจำลองกลไกการเคลื่อนไหวช่วงส้นเท้าสัมผัสพื้น

การศึกษากลไกการเกิดแรงกระแทกซ้ำๆ หลายๆ ครั้งระหว่างการวิ่ง โดยให้ความสนใจเรื่องมวลและการกระจายแรง มีขั้นตอนการทดสอบแรงกระแทกที่ทำให้เกิดการเสียรูปของรองเท้าชนิดพื้นแข็งกับพื้นนุ่มโดยใช้โมเดลทดสอบแบบเพนดูลัม (pendulum) ซึ่งเป็นรูปแบบการทดสอบแรงกระแทกโดยอาศัยหลักการของการแกว่งลูกตุ้ม เพื่อทดสอบการเคลื่อนที่ของเนื้อเยื่ออ่อนขาช่วงล่างในการทดสอบความแตกต่างของความแข็งของพื้นชั้นในของรองเท้า (Aerts & De Clercq, 1993; Aerts, Ker, De Clercq, Ilesley, & Alexander, 1995; Liu & Nigg, 2000; Nigg & Liu, 1999; Wright, Neptune, van Den Bogert, & Nigg, 1998; Zadpoor, Nikooyan, & Arshi, 2007) พบว่าในรองเท้าพื้นแข็งมีแรงกระแทกสูงสุดในแนวตั้งประมาณ 2 เท่าของน้ำหนักตัวในระยะเวลา 23 มิลลิวินาที ภายหลังก้าวสัมผัสพื้น (Liu & Nigg, 2000) เช่นเดียวกับในการศึกษาแรงกระแทกขณะ

วังกับผลของคุณสมบัติพื้นรองเท้าและความไม่ยืดหยุ่นของพื้นดินในการออกแบบพื้นรองเท้า ได้นำโมเดลทดสอบแบบเพ้นดูลุ่มใช้ในการทดสอบโมเดลการสัมผัสพื้นของส่วนสันเท้า (Ly, Alaoui, Erlicher, & Baly, 2010) และการศึกษาแรงกดบริเวณส่วนสันโดยดัดแปลงโมเดลการทดสอบแบบเพ้นดูลุ่มและการใช้เครื่องทดสอบแบบเซอร์โวไฮดรอลิกเพื่อทดสอบแรงดึงแรงอัดและความแข็งดึงและเปรียบเทียบความแตกต่างของพลังงานที่ใช้ในวิธีการทดสอบทั้งสองแบบ (Aerts et al., 1995)

การทดสอบมาตรฐานรองเท้าวิ่ง

ในปัจจุบันมีวิธีสำหรับใช้ประเมินคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของวัสดุ ที่ได้รับการยอมรับจากผู้ดำเนินการในธุรกิจรองเท้ากีฬา ดังนี้

วิธีทดสอบรองเท้ากีฬาที่เป็นมาตรฐานในขั้นตอน A ของ ASTM F1614 - 06 เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ในรูปแบบที่มีการเคลื่อนไหว เป็นการทดสอบและประเมินคุณสมบัติของส่วนประกอบชั้นต่างๆของพื้นรองเท้าในการตอบสนองต่อการทดสอบแรงกระแทก การยุบตัวเมื่อถูกแรงกดลงพลังงานที่ใช้เมื่อได้รับแรงกระแทกในช่วงที่สอดคล้องกับการใช้งานจริง การทดสอบมาตรฐานนี้ไม่ได้ครอบคลุมเรื่องความปลอดภัยทั้งหมด แต่ตอบสนองสำหรับการใช้งานโดยคำนึงถึงความปลอดภัยและสุขภาพ

EN ISO 20344: 2004 – 5.14 การวิเคราะห์ที่ไม่มี การเคลื่อนไหว เป็นวิธีทดสอบความปลอดภัยของรองเท้าที่ประเมินจากการดูดซับพลังงานบริเวณพื้นรองเท้า นอกจากนี้ยังมีวิธีอื่นๆที่คล้ายกับการประเมิน คุณสมบัติการดูดซับแรงบริเวณพื้นสัมผัส ตัวอย่างเช่น มาตรฐานยุโรป EN 14808: 2005 เป็นวิธีเฉพาะสำหรับการวัดคุณลักษณะการดูดซับแรงของพื้นโดยประยุกต์ใช้น้ำหนัก 20 กิโลกรัมให้ตกลงบนแผ่นสปริงบนชั้นทดสอบ มาตรฐานยุโรป EN 1177: 2008 และคล้ายๆกับ ASTM 1292: 2004 วิธีทดสอบความสูงของการตกกระแทก การให้นิยามคำจำกัดความเกี่ยวกับการลดแรงกระแทกของวัสดุที่เป็นพื้น (Silva et al., 2009) การศึกษาที่ใช้การทดสอบ SATRA PM 142 และ IBV ซึ่งยังไม่เป็นวิธีทดสอบที่ถือว่าเป็นมาตรฐาน วิธีทดสอบการดูดซับแรงกระแทก SATRA PM 142 ทำการทดสอบลักษณะใกล้เคียงกับวิธีทดสอบ ASTM F1614 - 06 แต่มีความแตกต่างกันในรายละเอียด ส่วนวิธีทดสอบ IBV แตกต่างอย่างสิ้นเชิงกับการทดสอบวิธี Drop test (Gerritsen, Van Den Bogert, & Nigg, 1995) ซึ่งเลียนแบบช่วงแรกของการเดินบนวัสดุที่ใช้ทดสอบ วิธีนี้มุ่งประเมินความไม่ยืดหยุ่นขณะเคลื่อนที่และอัตราการกระจายของพลังงาน (Silva et al., 2009) รูปแบบอื่นๆของการทดสอบเช่น ในการศึกษากลไกการเกิดแรงกระแทกโดยการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงการตอบสนองของโฟมบริเวณชั้นในของพื้นรองเท้าซึ่งรับแรงกระแทกซ้ำๆกัน การตอบสนองต่อความเค้น ความเครียดของโฟมชนิดต่างๆขณะสัมผัสพื้น โดยแสดงผลด้วยค่าความถี่ของแรงกระแทกและการกระจายของแรงกดสูงสุด (Verdejo & Mills, 2004b)

ลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อเข่าขณะใส่รองเท้าวิ่ง

จากการพบการบาดเจ็บของข้อเข่าที่วิ่งมีเพิ่มขึ้น ทำให้ Ramsey ทำการวิเคราะห์งานวิจัยต่างๆที่ศึกษากลไกการทำงานของเข่าโดยใช้ markers แบบเข็มหมุดกำหนดตำแหน่งแล้วทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าแบบ 3 มิติ ในท่าเดินเปรียบเทียบกับท่าวิ่ง พบว่าข้อต่อ tibiofemoral ในช่วงจังหวะ heel strike มีการงออยู่ในช่วง 10 – 20 องศา ขณะที่กระดูก tibia มีการบิดเข้าด้านในประมาณ 4 องศา (Ramsey & Wretenberg, 1999) ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2.3 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อ tibiofemoral ขณะใส่รองเท้าวิ่ง (Ramsey & Wretenberg, 1999)

การศึกษาวิจัย	Flexion/extension	Ab/adduction	Int/external rotations
McClay, 1990	ช่วง heel strike 10 – 20 องศา flexion 30 – 40 องศา คิดเป็น 40% ของ stance เหยียดเล็กน้อยก่อน toe – off และ flex ช่วง swing total range 21 องศา	Tibia adduct 6 องศา จาก heel strike ถึง 40% ของ stance total range 8 องศา	ช่วง heel strike 3.81 องศา Peak internal 14.52 องศา Peak external 2.81 องศา total range 11.71 องศา
Reinschmidt, 1997	ช่วง heel strike 0 - 15 องศา	Adduction 4 องศา (6 – 9 องศา)	จาก internal ไป external 2 – 9 องศา

ในการวิจัยที่ศึกษาของมุมการบิดของข้อต่อ patellofemoral พบว่า อุปสรรคที่สำคัญของการทำวิจัยคือข้อต่อ patellofemoral มีขนาดเล็ก การกำหนดตำแหน่ง ในการวิเคราะห์ระหว่างการวิ่งทำได้ยาก ทำให้ผลที่ได้ยังมีความสอดคล้องกันน้อย ขึ้นอยู่กับนิยามและการกำหนดตำแหน่งของนักวิจัย แต่กลไกของข้อต่อ patellofemoral จะเหมือนกันคือขณะเหยียดข้อเข่า ข้อต่อ patellofemoral จะเหยียดเพิ่มมากขึ้น ซึ่งเกี่ยวข้องกับรูปร่างของส่วนปลายกระดูก femur ในช่วง heel strike ข้อเข่างอเล็กน้อยทำให้เกิดการเหยียดของข้อ patellofemoral ไม่เต็มที่และกระดูก patella บิดเข้าด้านในมากขึ้นเมื่อมีการงอเข่า แสดงค่าตามตารางที่ 3 หรือกระดูก patella จะอยู่

ด้านหน้าทางฝั่งด้านในของกระดูก femur ตั้งแต่ช่วง heel strike ต่อกไปอีกประมาณ 50 มิลลิเมตรสำหรับตำแหน่งการกดของกระดูก patella ในช่วง heel strike จะอยู่สูงจากส่วนปลายกระดูก femur 27.5 มิลลิเมตร จากนั้นจะเป็นจังหวะที่มีการงอเข่าลงน้ำหนักในช่วง mid stance กระดูก patella จะเลื่อนต่ำลงที่ตำแหน่ง 23.1 มิลลิเมตร ไปทางด้านหลังทางฝั่งด้านข้างของกระดูก femur ต่อเนื่องด้วยจังหวะการเหยียดข้อเข่าสุด กระดูก patella เลื่อนขึ้นไปตำแหน่ง 32.2 มิลลิเมตรและลดต่ำลงมาที่ตำแหน่ง 0.6 มิลลิเมตร ในช่วงจังหวะการถีบปลายเท้า

ตารางที่ 2.4 แสดงมุมการเคลื่อนที่ของข้อ patellofemoral (Ramsey & Wretenberg, 1999)

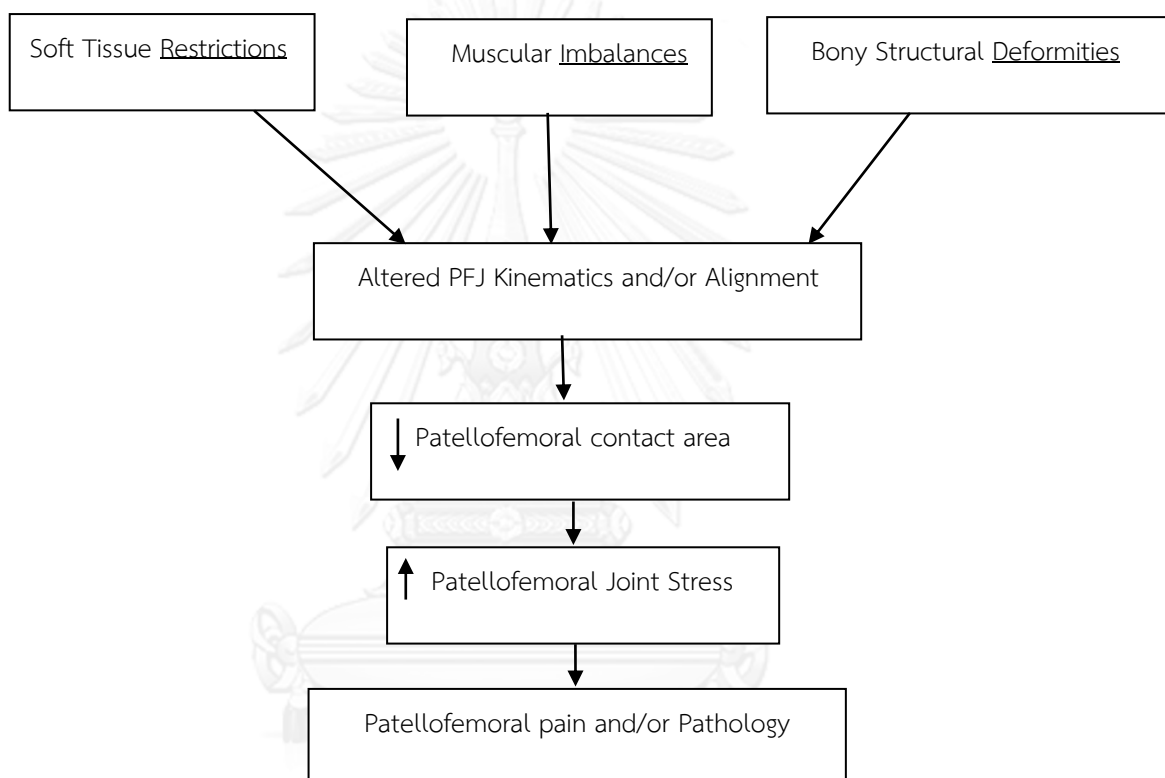
การศึกษาวิจัย	Flexion/extension	Ab/adduction	Int/external rotations
McClay, 1990	ช่วง heel strike (- 0.64) องศา งอเข่า (- 12) องศา 40% stance เหยียดเล็กน้อยก่อน toe - off (-2.0) องศา 90% stance total range 11 องศา	heel strike มี adduct (-1.7) องศา ช่วง toe - off (-4.8) องศา	ช่วง heel strike (-1.48) องศา Peak internal (-0.36) องศา Peak external (-3.9) องศา total range 3.7 องศา
Lafortune, 1992	ช่วง heel strike ถึง mid stance เหยียด 0 - 18 องศา อยู่ในช่วง 12.5 - (-16.1) องศา จะติดลบขณะงอเข่า	Neutral align adduction 0.6 องศา Heel strike adduction 2 องศา จนถึง 50% stance Mid stance abduct 6.2 องศา	Heel strike มี external 5 องศา จนถึง 50% stance

Patellofemoral pain

สามารถพบได้บ่อยในการรักษาการบาดเจ็บทางการกีฬา ซึ่งพบได้ถึง 20% - 40% ของการบาดเจ็บบริเวณข้อเข่า ผู้ป่วยส่วนใหญ่เป็นวัยรุ่นหญิง มักมีอาการปวดบริเวณด้านหน้าข้อเข่า จะแย่งเมื่อนั่งเก้าอี้ งอเข่าย่อตัวลงหรือขึ้นบันได อาจมีอาการข้อเข่าบวม ข้อต่อเคลื่อนไหวยากหรือไม่

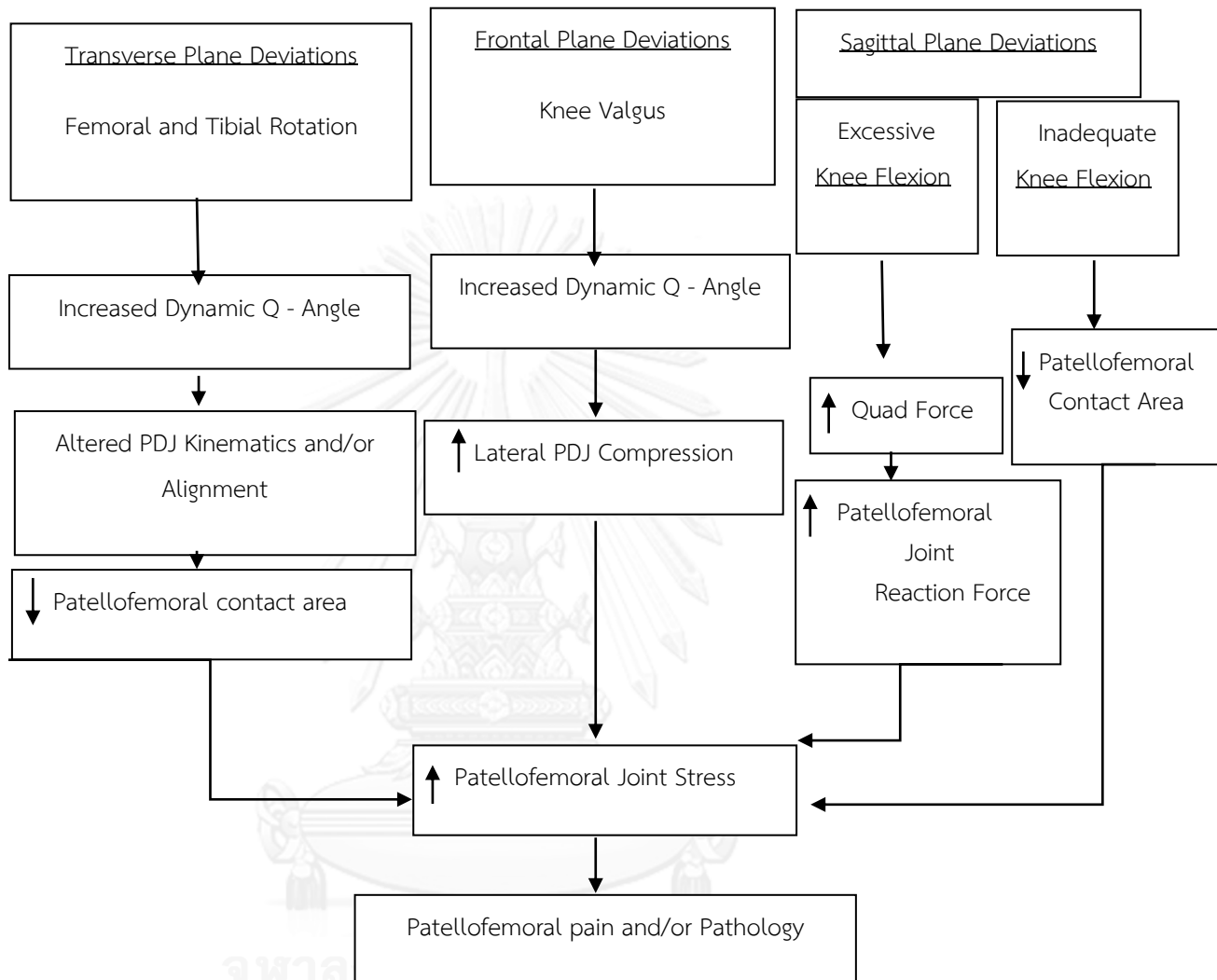
สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวได้ตามต้องการ อาจเคยมีอาการกระดูก patella เคลื่อนผิดปกติหรือ ผลักออกจากแนวเดิม แต่ไม่พบประวัติการบาดเจ็บที่พบปกติ (Heng & Haw, 1996) การวินิจฉัยมีความซับซ้อน เนื่องจากความผิดปกติของข้อ patellofemoral สามารถเกิดได้จากหลายสาเหตุ พอสรุปสาเหตุต่างๆ ได้ดังรูปด้านล่าง (Magee et al., 2009; Mason, Leszko, Johnson, & Komistek, 2008)

1. การเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของข้อต่อ patellofemoral



ภาพที่ 2.4 แสดงสาเหตุ patellofemoral pain จากการเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของข้อต่อ patellofemoral (Magee et al., 2009)

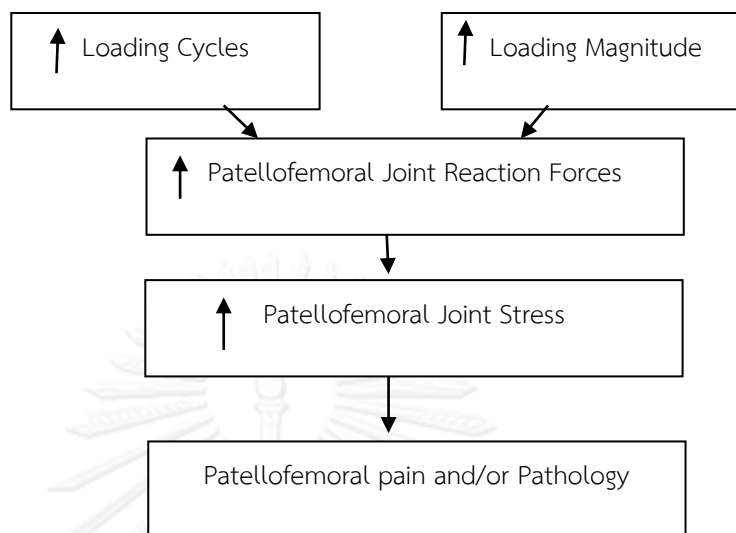
2. การเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของส่วนขา



ภาพที่ 2.5 สาเหตุ patellofemoral pain จากการเปลี่ยนแปลงกลไกการเคลื่อนไหวของส่วนขา

(Magee et al., 2009)

3. การใช้งานมากเกินไป (Overuse)



ภาพที่ 2.6 แสดงสาเหตุ patellofemoral pain จากการใช้งานมากเกินไป (Magee, Zachazewski, & Quillen, 2009)

สาเหตุของ patellofemoral pain สามารถเกิดขึ้นจากหลายๆ ส่วน หลายๆ ปัจจัย ตัวอย่างเช่น กลุ่มเนื้อเยื่อเช่น บริเวณใต้กระดูกอ่อน เยื่อข้อ แผ่นเนื้อเยื่อที่ยึดตรึงข้อและชั้นไขมันที่รองรับข้อที่มีความเกี่ยวข้องกับ patella ซึ่งอาจจะเป็นตำแหน่งที่ทำให้เกิดการ แรงดึงที่มากเกินไปในเนื้อเยื่อเหล่านี้เชื่อว่าเป็นสิ่งกระตุ้นตัวรับรู้สึกรวด Dye เสนอว่าความแตกต่างของน้ำหนักที่ภายในตัวของเนื้อเยื่อได้รับและการขาดสมดุล (Dye, 2005) ซึ่งในกระบวนการซ่อมแซมรักษาของเนื้อเยื่อเองจะมีการลดแรงดึงที่เกิดขึ้นจึงทำให้อาการดีขึ้น Powers ให้หลักฐานสนับสนุนโดยพบว่ากลุ่มผู้มีอาการ patellofemoral pain มีแรงกดภายในข้อ patellofemoral มากในขณะเดินเมื่อเปรียบเทียบกับคนปกติ การทรานสแลนไคที่เกิดขึ้นเมื่อข้อต่อรับน้ำหนักมากและความผิดปกติที่เกิดขึ้นมีความสำคัญมากเพราะการที่มีแรงกดภายในข้อ patellofemoral มากนั้นจะทำให้เกิดอาการ patellofemoral pain แต่อาการที่เกิดขึ้นจะแย่งอีกหากมีการเคลื่อนไหวของข้อ patellofemoral หรือส่วนของขาผิดปกติและมีการใช้งานข้อมากเกินไปไปด้วย ซึ่งกลไกและปัจจัยเหล่านี้จะมีส่วนช่วยให้แพทย์วินิจฉัยโรคและตัดสินใจว่าผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการผ่าตัดหรือไม่ (Powers, 2003)

กลไกด้านชีวกลศาสตร์ของ Patellofemoral joint

Patellofemoral joint reaction forces และ Patellofemoral joint stress

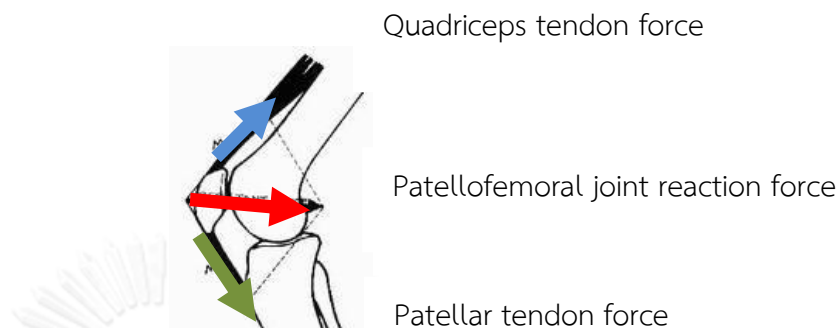
โดยมากการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของข้อต่อ patellofemoral มักจะเป็นการศึกษาจากกล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นหลัก เนื่องจาก กล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นกล้ามเนื้อเพียงมัดเดียวที่

ผ่านข้อ patellofemoral ในอดีต ผู้วิจัยมักตั้งสมมติฐานว่า แรงและสมดุขของโมเมนต์แรง quadriceps และแรง patellar ligament จะมีค่าเท่ากัน แต่ต่อมาเมื่อมีการทดลองและคำนวณ แสดงให้เห็นว่ากระดูก patella ทำหน้าที่คล้ายคานทำให้แรงที่เกิดขึ้นในเอ็น quadriceps และ patellar ligament ที่สร้างขึ้นแตกต่างกัน แรงที่ต่างกันเกิดจาก 1. รูปทรงของส่วนปลายกระดูก femur และกระดูก patella 2. การเปลี่ยนของตำแหน่งสัมผัสระหว่างกระดูกทั้งสองขณะมีการงอ และเหยียดเข่า 3. แรงปฏิกิริยาของข้อต่อจะวัดจากการกดของกระดูก patella ต่อกับกระดูก femur 4. มุมของการงอเข่า และ 5. แรงจากกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นแรงลัพธ์จากแรงกล้ามเนื้อ quadriceps และแรง patella ligament ที่อยู่ในทิศทางตรงข้ามกัน แรงปฏิกิริยาของข้อ patellofemoral ที่เกิดขึ้นเป็นแรงที่กดลงบนกระดูกอ่อนของข้อต่อ patellofemoral พบว่าขณะเดินเกิดแรงกดต่อข้อจะมีประมาณ 1 เท่าของน้ำหนักตัวและจะเพิ่มเป็น 3.8 เท่าเมื่อเดินลงทางลาดชันและ 7 – 11 เท่าของน้ำหนักตัวระหว่างการวิ่ง

จากกลไกดังกล่าวทำให้เกิดการวัดแรงกดของข้อ patellofemoral คือแรงปฏิกิริยาของข้อ patellofemoral หาด้วยพื้นที่ผิวสัมผัสของข้อต่อ patellofemoral ค่าของแรงปฏิกิริยาของข้อต่อที่สูงไม่ได้หมายความว่า จะเกิดอันตรายต่อข้อ เพราะแรงกดสามารถลดลงได้จากผิวสัมผัสที่กว้างขึ้น แต่ถ้ามีแรงปฏิกิริยาของข้อต่อมีค่าสูงขึ้นและผิวสัมผัสมีค่าน้อย อาจจะทำให้เป็นอันตรายได้เนื่องจากความเค้น ณ บริเวณข้อต่อมีค่าเพิ่มขึ้นอย่างมาก มีหลายศึกษาที่ทำการวัดแรงกดโดยตรงจากส่วนเข่า ชากมนุษย์ โดยใช้แผ่นฟิล์มวัดแรงกด หรือการประมาณค่าแรงกดในข้อ patellofemoral ในสิ่งมีชีวิต โดยการใส่ค่าแรงปฏิกิริยาของข้อต่อหาด้วยพื้นที่ผิวสัมผัส ซึ่งพื้นที่ผิวสัมผัสสามารถหาได้จากงานวิจัยที่ทำการศึกษาในอดีตหรือข้อมูลจาก MRI ซึ่งพบว่าในการเดิน ค่าแรงกดในข้อ patellofemoral จะมีประมาณ 2 MPa และจะเพิ่มถึง 6 MPa ขณะลงบันได (Arnheim & Prentice, 2002)

แบบจำลองของข้อ Patellofemoral

คำนวณค่าแรงปฏิกิริยาของข้อ Patellofemoral



ภาพที่ 2.7 แสดงแรงปฏิกิริยาของข้อ patellofemoral

มีแบบจำลองที่คำนวณน้ำหนักที่ผ่านข้อ patellofemoral เป็นจำนวนมากโดยในระยะแรกๆ แบบจำลองมีลักษณะ static แบบ 2 มิติ โดยตั้งสมมติฐานในการคำนวณว่าข้อต่อมีลักษณะคล้ายรอกที่มีแรงเสียดทานน้อย ต่อมาการคำนวณกลไกข้อเข้าพบว่าในขณะงอเข้าแรงในเอ็น patella มีค่าน้อยกว่าแรงที่เกิดขึ้นในเอ็น quadriceps เพื่อให้แบบจำลองสามารถตอบความแตกต่างระหว่างท่าทางการวิ่งของคนที่แตกต่างกันได้ จึงมีการพัฒนาสำหรับการเคลื่อนไหวเฉพาะคน โดยพิจารณามุมของข้อเข้าและโมเมนต์ จากการศึกษาจากแบบจำลองพบว่าขณะเดินมีแรงสูงสุด 2 แรงเกิดขึ้นผ่านข้อต่อปรากฏในช่วงแรกๆ ของการลงน้ำหนักและขณะขาลอยเหนือพื้น ซึ่งค่าแรงปฏิกิริยาขณะเดินอยู่ในช่วงประมาณ 385 นิวตัน ขณะขึ้นหรือลงบันไดประมาณ 2,400 – 2,500 นิวตัน ขณะกระโดดลงสู่พื้นประมาณ 5,972 นิวตัน

ต่อมาได้มีพัฒนาการคำนวณแรงจาก 2 มิติ เป็น 3 มิติ (Powers, Chen, Scher, & Lee, 2006; Ren, Jones, & Howard, 2008; Shin, Carpenter, Majumdar, & Ma, 2007) โดยใช้ข้อมูลจากเครื่องมือการวิเคราะห์การวัดการเคลื่อนไหวของส่วนขา โมเมนต์ของข้อเข้าและมีการวัดการทำงานของกลุ่มกล้ามเนื้อต่างๆร่วมด้วย นอกจากนี้มีการใช้ MRI มาประกอบการสร้างโมเดล โดยวิเคราะห์ข้อมูลเกี่ยวกับ 1. การปรับตัวของกล้ามเนื้อ vastus 2. แสดงขนาดพื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อ quadriceps 3. มุมของกระดูก patella และ 4. พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างข้อต่อ patellofemoral ขณะมีการงอเข้าที่องศาต่างกัน ดังนั้นแบบจำลองแบบ 3 มิติ จึงสามารถคำนวณแรงจากทางด้านหลัง ด้านบน และด้านข้างของข้อ patellofemoral ในการทำงานเช่น การเดินและวิ่ง

การคำนวณค่าแรงกดของข้อ patellofemoral

เมื่อต้องการทราบการทำลายกระดูกอ่อนของข้อ patellofemoral จำเป็นต้องทราบแรงกดซึ่งสามารถประมาณได้จากการหารแรงปฏิกิริยาของข้อต่อด้วยขนาดของพื้นที่ผิวสัมผัสที่ต้องทำการวัด ในการศึกษาซากมนุษย์ พบว่าค่าแรงกดของข้อสำหรับการเดินในช่วงประมาณ 2 MPa ขณะกระโดดลงสู่พื้น 55 MPa ผิวสัมผัสของข้อจะเปลี่ยนแปลงตามมุมของการงอเข้าเช่นเดียวกับแรงกดในข้อ เมื่อพิจารณาการศึกษาแบบจำลองข้อเข้าในซากมนุษย์ขณะเริ่มงอเข้า พบว่าเมื่อเริ่มงอเข้าค่าแรงกดที่ทำต่อข้อ patellofemoral จะมีค่าใกล้เคียงกับแรงกดที่ทำต่อข้อ patellofemoral ขณะมีการงอเข้าที่มุมมากกว่า 45 องศา สอดคล้องกับที่พบในผู้มี patella อยู่สูงกว่าปกติ เมื่อเริ่มต้นการงอเข้าพื้นที่ผิวสัมผัสน้อยทำให้ค่าแรงกดต่อข้อสูง ข้อมูลนี้ยังสอดคล้องกับการวัดค่า Q – angle ซึ่งพบว่าหากมุมเปลี่ยนไป 10 องศา จะมีค่าแรงกดสูงสุดต่อข้อ patellofemoral เพิ่มขึ้น 45% และเมื่อค่า Q – angle ลดลงแรงกดสูงสุดต่อข้อต่อก็จะลดลงด้วย (Feller et al., 2007)

ตารางที่ 2.5 สรุปการศึกษาที่ใช้แบบจำลอง Patellofemoral

การศึกษาวิจัย	Models	parameters	ลักษณะ
Huberti, 1984	Mathematical models Two-dimension Twelve autopsy knees Experimental data	1. มี Q – angle ที่องศาต่างๆและ งอเข้า 20 – 120 องศาหาค่า patellofemoral contact pressures มากที่สุดมุม 90 องศา มีค่า 4,600 N (6.5 เท่า BW)	แสดงความแตกต่างของค่า Q – angle กับ contact area และ contact pressure (มากที่สุดมุม 60 – 90 องศา)
		2. Q – angle เพิ่ม 20 องศาค่า peak pressure เพิ่ม 45% หาก Q – angle ลดลงค่าจะลดลงด้วย	
Van Eijden et al., (1985, 1986)	Mathematical models Sagittal plane Two-dimension Ten autopsy knees Radiographs	1. คำนวณการเปลี่ยนตำแหน่งของ patella, patellar ligament, quadriceps tendon 2. จุดสัมผัสของ patellofemoral	<u>ข้อดี</u> เป็นการทดลองที่มีการแสดงการคำนวณอย่างละเอียด <u>ข้อจำกัด</u> 1. Sagittal plane ไม่

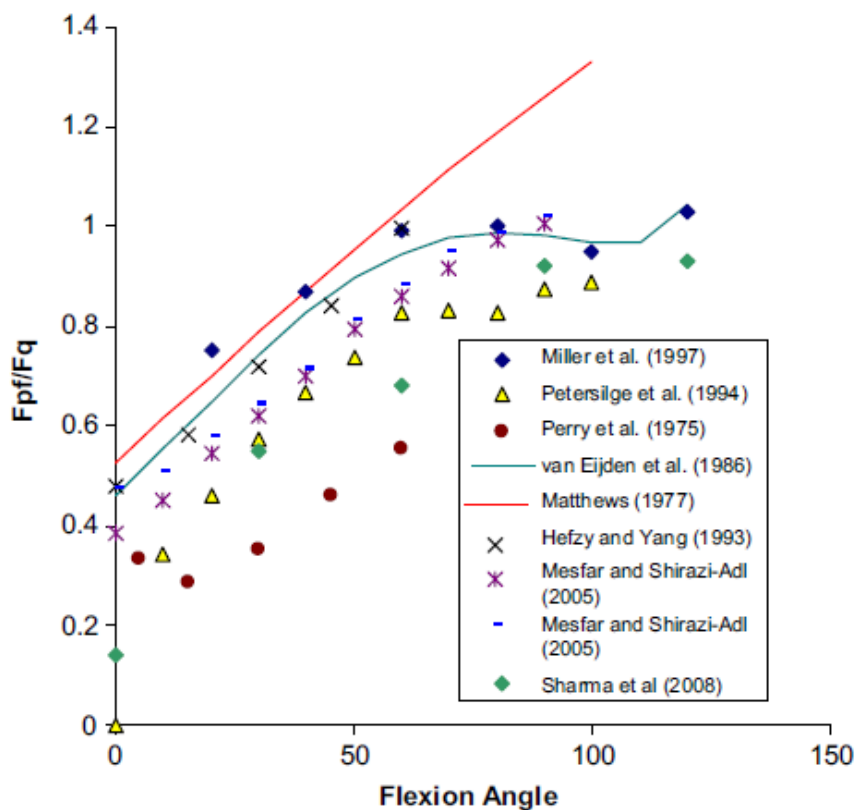
	Experimental data ทดสอบ 130 ครั้ง	3.แรงกด patellofemoral 4.แรง patellar ligament ขณะงอเข่า 0 – 120 องศา	รวมผิวข้อ, มุมระหว่าง patellar ligament และ quadriceps tendon ใน frontal plane (Q- angle) 2. ศึกษาการเปลี่ยน ตำแหน่งของจุดสัมผัสของ ข้อต่อ
การศึกษาวิจัย	Models	parameters	ลักษณะ
Gill, 1996	Mathematical models (geometry) Sagittal plane Two-dimension มี ligament ใน model ทดลองใน autopsy knees ใช้ข้อมูล MRI Experimental data งอเข่า 0 – 140 องศา	1. Quadriceps forces 2. Patellar tendon forces 3. Patellofemoral contact force	มีความชัดเจนในการ คำนวณ 2 มิติที่มี องค์ประกอบต่างๆ เหมือนจริง <u>ข้อจำกัด</u> ต้องการข้อมูลการ เคลื่อนไหวเหมือนจริง เพิ่มขึ้นและใช้ patellofemoral contact point
Cheng, 1996	Mathematical models Sagittal plane (forward และ Backward tilt โดย หมุน plane) Two-dimension มีการศึกษา normal patellar tracking Six healthy adults ข้อมูลจากFluoroscopy	1. การเปลี่ยนแปลง ของ patellar thickness หาก patellar thickness ลดลง quadriceps forces เพิ่มขึ้นแต่ patellofemoral joint reaction force ลดลง 2. Backward tilting ของ patella ทำให้ quadriceps forces และ patellofemoral joint	ใช้เปรียบเทียบก่อนหลัง ทำ knee arthroplasty ทั้ง patellar thickness และ tilting มีผลต่อการ ลดลงของ medial และ lateral articular surfaces

	Experimental data	reaction force ลดลงและเพิ่มอัตราส่วนของ patella tendon/ quadriceps forces	
Miller et al., (1997)	Mathematical models Three - dimension Six autopsy knees ใช้แรงกดด้านหน้ากระดูก patella Experimental	1.คำนวณ patellofemoral force magnitude 2. ทิศทาง patellofemoral force 3.patellofemoral force center of pressure 4.อัตราส่วนของแรง patella/quadriceps tendon	<u>ข้อดี</u> เป็นวิธี non – invasive อธิบาย patellofemoral force ในขนาด ทิศทาง จุดที่ให้แรง <u>ข้อจำกัด</u> 1. คำนวณการงอเข้าได้ จาก 0 – 120 องศา 2. ไม่สามารถยืนยันการเปลี่ยนตำแหน่ง center of pressure เนื่องจากเกี่ยวข้องกับแรงหลายแรง
การศึกษาวิจัย	Models	parameters	ลักษณะ
Elias, 2004	Computation models Geometry Three - dimension Four autopsy knees Pressure sensor ข้อมูล CT data Experimental ทดสอบ Excessive lateral force	1. Predict contact pressure distribution (element analysis technique) 2. maximum lateral contact pressure เพิ่มจาก Q – angle ในขณะที่ maximum medial contact pressure ลดลง	1.สามารถปรับเปลี่ยนแนวแรง patellofemoral และการกระจายแรงได้หลากหลาย 2. มีความแม่นยำ
Caruntu, 2004	3 – D anatomical dynamic model	1. Quadriceps tendon	สามารถใช้วิเคราะห์การตอบสนองของข้อจากการ

	ประกอบด้วย femur, forces tibia, patella เน้นศึกษา articular surface ใช้ Coons' bicubic Six-degrees of freedom tibiofemoral และ patellofemoral joint ใช้ Differential Algebraic Equations และ Algebraic System Solver	2. Contact Force ของข้อ	ปรับเปลี่ยนน้ำหนัก ใช้ในกลไกการบาดเจ็บ ผลของแรงในการเคลื่อนไหว
Sharma, 2007	3 - D Inverse dynamic Mathematical model จากข้อมูล kinematic ประกอบด้วย kinematic chain จากข้อเท้าถึงข้อสะโพกรวมทั้ง femur tibia patella เ้าติดกับพื้น	1. มีค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น 2. patellar ligament force 3. Quadriceps muscle group force 4. patellofemoral contact force 5. hip joint reaction force และ weight ของ segments	ค่านำไปคำนวณ model ของ patellofemoral joint

การคำนวณแรง quadriceps, patellofemoral และ patella ligament

การศึกษาข้อ patellofemoral มีการศึกษาตั้งแต่ปี 1972 โดยใช้การคำนวณแบบ Inverse Dynamic ที่อาศัยข้อมูลจาก forceplate เป็นหลัก ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดของข้อต่อ patellofemoral และแรง quadriceps ตามองศาต่างๆของการงอเข้า สามารถสรุปได้ดังภาพที่ 2.8 (Mason et al., 2008)

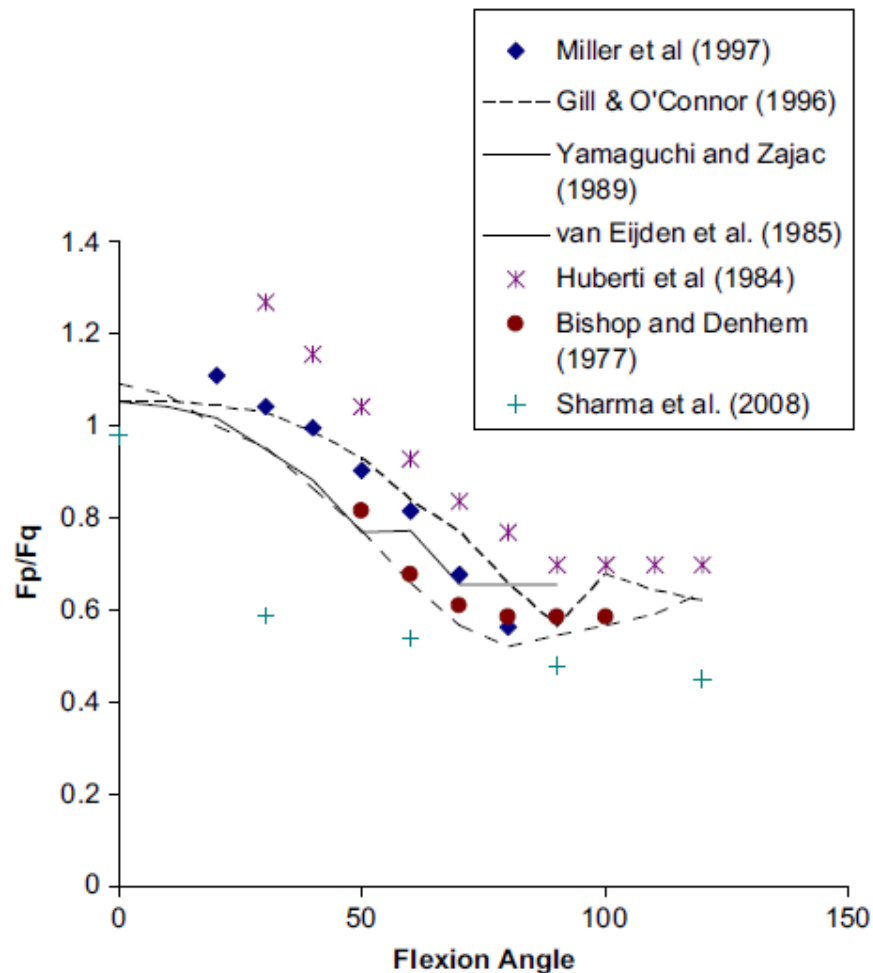


ภาพที่ 2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดของข้อต่อ patellofemoral และแรง quadriceps ตามองศาต่างๆของการงอเข่า (Mason et al., 2008)

งานวิจัยเหล่านี้ใช้การคำนวณจากค่าแรงปฏิกิริยา GRF จาก force plate และคำนวณแรงกระทำต่อข้อโดยวิธี inverse dynamic ไปสู่ข้อเข่าและแรงของข้อ patellofemoral ค่าจากการทดลองของ Miller, et al., 1997; Petersilge, et al., 1994 แสดงข้อมูลจากการทดลองที่ยืนยัน mathematical models ของ (van Eijden, Kouwenhoven, Verburg, & Weijs, 1986) และ Matthews, 1977 จากการพิจารณาพบว่าผลการศึกษาของ Miller, et al., 1997 อาจมีความแม่นยำสูงเมื่อเทียบกับการศึกษาอื่น ค่าของ Petersilge, et al., 1994 ก็ได้รับการยอมรับแม้จะอยู่ในระดับต่ำ แต่ก็ถือว่ามีแนวโน้มในลักษณะเดียวกันกับค่าที่คำนวณได้จากแบบจำลองของ (van Eijden et al., 1986) แบบจำลองของ Van Eijden เป็นการศึกษาที่ถูกนำมาอ้างอิงถึงบ่อยครั้งในการคำนวณ patellofemoral joint loads

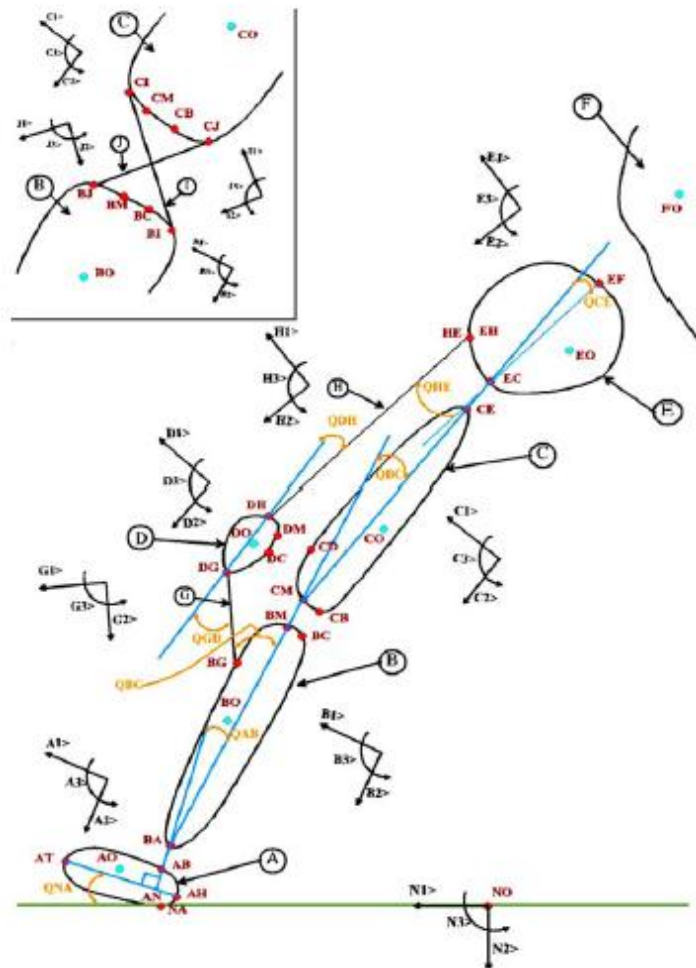
แบบจำลองของ Matthews, et al., 1977 เป็นต้นแบบของการศึกษาโมเดลของนักวิจัยหลายคนที่ต้องการศึกษาความสัมพันธ์ของแรงใน patella tendon กับแรงใน quadriceps; Ahmed, et al., 1987; Reilly, and Martents, 1972; Sharma, et al., 2008; Smidt, et al., 1973; Gill, and O'Connor, 1996; Maquet, et al., 1976; Yamaguchi, and Zajac, 1989 ใน

กลุ่มนี้การศึกษาของ Miller, et al., 1997 จะมีความชัดเจนที่สุด จากภาพที่ 2.9 แสดงความสัมพันธ์ของแรง patella tendon กับแรง quadriceps ตามองศาการงอเข่าด้านล่าง



ภาพที่ 2.9 แสดงความสัมพันธ์ของแรง patella tendon กับแรง quadriceps ตามองศาการงอเข่า (Mason et al., 2008)

ในการศึกษาของ (R.D. Komistek, Kane, & Mahfouz, 2005) อธิบายกลไก patellofemoral และ tibiofemoral joint การคำนวณค่าแรงใช้ข้อมูลที่ได้จาก MRI และ fluoroscopy แบบจำลองเป็นระบบกระดูกและเนื้อเยื่อจาก mathematical model ที่นำทฤษฎีของเคน (Kane's theory) มาใช้ ซึ่งเป็นการคำนวณแบบ Inverse Dynamic โดยเริ่มจากกำหนดน้ำหนักที่เกี่ยวข้องข้อ และมีการทดลองทฤษฎีที่ใช้การเคลื่อนไหวในคน ดังแสดงในภาพที่ 2.10



ภาพที่ 2.10 แสดง free body diagram ของ Planar human leg model (Komistek, et al., 2005)

ปัจจุบันในการศึกษาผลของการลดลงของความยาวกล้ามเนื้อ hamstring ในข้อ patellofemoral ขณะทำท่า squat (Whyte, Moran, Shortt, & Marshall, 2010) โดยใช้ MRI การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติและแผ่นวัดแรง ได้มีการคำนวณแรงกดภายในข้อ patellofemoral โดยใช้แบบจำลองของ Van Eijden พบว่าตัวแปรที่ต้องการสำหรับแบบจำลองนี้คือ

- มุมของเข่า (ข้อมูลจาก 3D motion analysis)
- โมเมนต์ของการเหยียดเข่า (ข้อมูลจาก 3D motion analysis, แผ่นวัดแรงและข้อมูล anthropometric)
- Net knee extensor moments คำนวณจาก standard inverse dynamics (Kerrigan et al., 2009; Ren et al., 2008)
- พื้นที่ผิวสัมผัสของข้อ patellofemoral (ส่วนใหญ่ทำการวัด MRI)

การคำนวณแรงของกล้ามเนื้อ quadriceps (F_q) ที่มุม (x°) (จาก Whyte, et al., 2010)

มี 2 ขั้นตอนคือ

1. หา LA_{eff} คือ ระยะทางตั้งฉากกับจุดหมุนของกล้ามเนื้อ quadriceps ที่ตำแหน่งการงอเข่ามุม x° ดังสมการที่ 1 โดยใช้ค่าจาก

$$LA_{\text{eff}(x)} = 8(10 - 8)(x^\circ)^3 + -1.29(10 - 5)(x^\circ)^2 + 2.8(10 - 4)(x^\circ) + 0.0462 \quad (1)$$

2. แล้วนำไปหารโมเมนต์ของการเหยียดเข่า $M_{\text{ext}(x^\circ)}$ ดังสมการที่ 2

$$F_{q(x^\circ)} = \frac{M_{\text{ext}(x^\circ)}}{LA_{\text{eff}(x^\circ)}} \quad (2)$$

คำนวณค่าแรงปฏิกิริยาที่ข้อ patellofemoral หา k จะได้ในสมการที่ 3 และ 4

$$k = \frac{-3.83(10^{-5})(x^\circ)^2 + 1.47(10^{-7})(x^\circ) + 0.462}{-6.98(10^{-7})(x^\circ^3) + 1.55(10^{-4})(x^\circ^2) - 0.0162(x^\circ) + 1} \quad (3)$$

$$\text{PFJ reaction force}_{(x^\circ)} = kF_{q(x^\circ)} \quad (4)$$

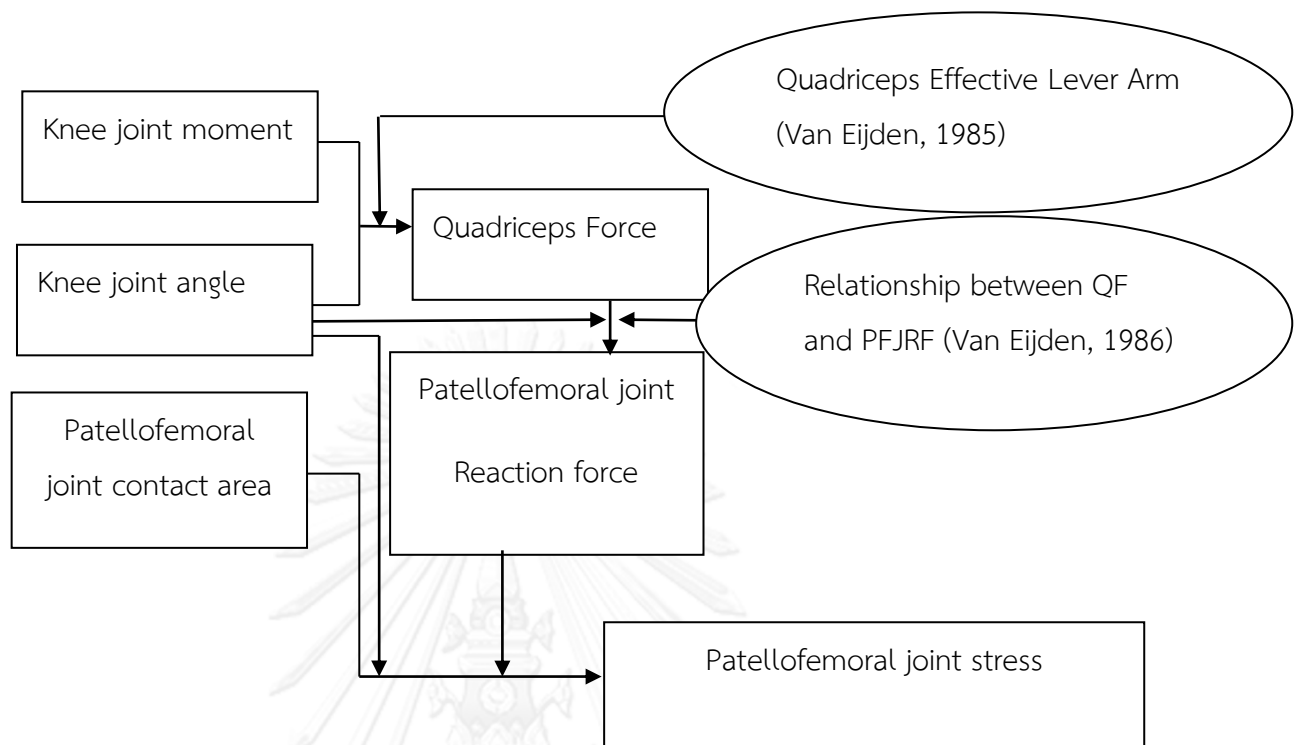
คำนวณแรงกดในข้อ patellofemoral จากสมการที่ 5 และ 6

$$\text{PFJ stress}_{(x^\circ)} = \frac{\text{PFJ reaction force}_{(x^\circ)}}{\text{PFJ contact area}_{(x^\circ)}} \quad (5)$$

$$\text{Medial PFJ stress}_{(x^\circ)} = \frac{(\text{Total PFJ stress}_{(x^\circ)})(\text{Medial PFJ contact area}_{(x^\circ)})}{\text{Total PFJ contact area}_{(x^\circ)}} \quad (6)$$

เนื่องจากพื้นที่ผิวสัมผัสมีรูปแบบต่างๆ ในการศึกษาวิจัยจึงมีทั้งขนาดพื้นที่ผิวสัมผัสและตำแหน่งทางด้านขวาและด้านซ้ายแสดงให้เห็นชัดเจนในการศึกษา (Connolly, Ronsky, & Westover, 2009) หรือเป็นค่าเฉลี่ยของทั้งหมด (R. D. Komistek, Dennis, Mabe, & Walker, 2000)

การศึกษาของ (Ward & Powers, 2004) ซึ่งต้องการหาค่าแรงกดข้อ patellofemoral ในผู้มีลักษณะ patella อยู่สูงกว่าปกติขณะเดินเร็วและเดินปกติ และ (Brechtel & Powers, 2002) ทำการวัดค่าแรงกดข้อ patellofemoral ขณะขึ้นหรือลงบันไดระหว่างผู้มีอาการ patellofemoral pain และคนปกติ โดยการคำนวณใช้ขั้นตอนดังภาพที่ 2.11



ภาพที่ 2.11 แสดงขั้นตอนการคำนวณ patellofemoral joint stress (Brechtel & Powers, 2002)

เนื่องจากปัจจุบันมีการใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์มากขึ้นจึงมีการศึกษาความแม่นยำเปรียบเทียบกับ การทดลอง เช่น การศึกษาค่า patellofemoral joint reaction force ที่วัดได้จากชาวมุขุขัยกับค่าที่ได้จากการประมาณค่าจากแบบจำลองคอมพิวเตอร์ พบความสัมพันธ์ของค่าทั้งสองอยู่ในระดับสูง $R^2 = 0.91$, $p < 0.001$ ถึงแม้ว่าแบบจำลองคอมพิวเตอร์จะมีความแม่นยำในการประเมินแรงจากด้านหลังเข่า แต่ทำได้ไม่ดึนักในแรงจากด้านบนและด้านข้าง (Powers et al., 2006) และการประเมินอิทธิพลของ vastus medialis obliquus

ในการกระจายแรงกดสูงสุดในข้อ patellofemoral ค่าที่วัดได้จากชาวมุขุขัยและจากแบบจำลองคอมพิวเตอร์แตกต่างกันเล็กน้อยยกเว้นที่การงอเข่ามุม 40 องศา ทั้งสองมีแรงกล้ามเนื้อลดลงยกเว้นแรงกดสูงสุดด้านข้างเพิ่มขึ้นประมาณ 10% จากผลของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ quadriceps ที่มีผลต่อแรง patellofemoral และการกระจายของแรงกดแต่ยังไม่ชัดเจนในกระดูกอ่อน (Elias, Kilambi, & Cosgarea, 2010)

จากการศึกษาวิจัยที่ผ่านมาพบว่าแรงกดของ patellofemoral เป็นปัจจัยสำคัญปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อการบาดเจ็บ patella pain นอกจากนี้ความเสื่อมสภาพของร่องเท้าวิ่งก็มีผลทำให้

ร่างกายได้รับแรงกระทำที่สูงขึ้น แต่งานวิจัยในปัจจุบันยังไม่มี การเชื่อมโยงองค์ความรู้ทั้งสองด้าน ดังนั้นงานวิจัยขึ้นนี้จึงต้องการศึกษาถึงความเชื่อมโยงดังกล่าวว่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral จะเปลี่ยนแปลงไปอย่างไรเมื่อนักวิ่งสวมใส่รองเท้าวิ่งที่เสื่อมสภาพ

การคำนวณแรงกดต่อข้อ patellofemoral ในระหว่างการวิ่ง

งานวิจัยของ Roos, Barton et al 2012 คำนวณค่าแรงกดต่อข้อ patellofemoral ในการวิ่งปกติและการวิ่งถอยหลัง การคำนวณเกี่ยวข้องกับปัจจัย เช่น โมเมนต์ของ Knee extensor , โมเมนต์อาร์ม patellar แรงของกล้ามเนื้อ quadriceps และ แรงของเอ็นกล้ามเนื้อ patellar ที่เกี่ยวข้องกับมุมของข้อเข่าและแรงของกล้ามเนื้อ quadriceps ส่วนปัจจัยที่สำคัญสำหรับค่าของโมเมนต์ Knee ขึ้นอยู่กับขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ตำแหน่งของข้อเข่าและความเร่งเชิงมุมของขา (Roos, Barton, & Van Deursen, 2012)

การคำนวณแรงกดต่อข้อเข่า patellofemoral จากการหา patellar tendon moment arm (dPT)

$$dPT = a (1.092 + 0.02\alpha - 0.000001\alpha^2)$$

$$\text{เมื่อ } a = 0.04 \text{ ถ้าสูง } \leq 1.65 \text{ เมตร}$$

$$a = 0.045 \text{ ถ้า } 1.65 \text{ เมตร} < \text{ความสูง} < 1.75 \text{ เมตร}$$

$$a = 0.05 \text{ ถ้าความสูง} \geq 1.75 \text{ เมตร}$$

$$PFJCF = \frac{RFq - Fpl}{Fq}$$

$$Fq = \frac{Mk(\max)}{dPT}$$

$$RFq - Fpl = 0.633 + 0.01 \alpha - 0.00005 \alpha^2$$

บททวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

มีการศึกษาเรื่องผลของแผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกต่อคุณสมบัติการรองรับแรงกระทำของรองเท้ากีฬา (Chiu, 2007) การศึกษามีความมุ่งหมายจะตรวจสอบผลของแผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกต่อคุณสมบัติการรองรับแรงกระทำของรองเท้ากีฬานิตต่าง ๆ ด้วยวิธีการทดสอบแรงกระทำ ในการทดสอบใช้รองเท้ากีฬาสามยี่ห้อที่แต่ละข้างได้สอดวางแผ่นโฟมดูดซับแรงกระทำ (TPE5020 Vers Tech Science CoLtd. ใต้หวัน) ที่มีความหนา 2 มิลลิเมตร ไว้ใต้แผ่นรองในรองเท้าด้านในบริเวณสันเท้า ใช้แรงกระทำแปดครั้งจากพลังงานศักย์

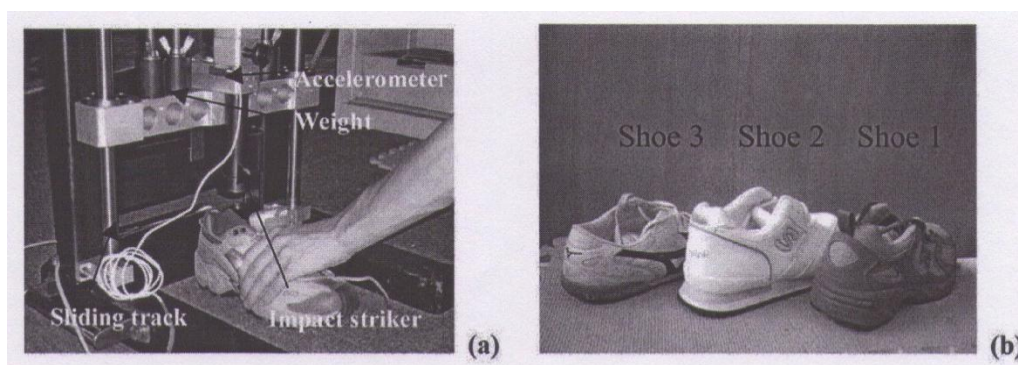
ตั้งแต่ 1.82 ถึง 6.08 จูล ลงที่บริเวณสันเท้า ตามลำดับต่อไป นี้ รอบแรกกระแทกโดยไม่มีแผ่นรองในรองเท้า รอบสองมีแผ่นรองในรองเท้า และรอบสามสอดวางแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกในรองเท้าแต่ละคู่ ใช้เครื่องวัดความเร่งที่ติดไว้ที่ตัวกระแทกวัดค่าความหน่วงที่เกิดขึ้นขณะกระแทก ผลการทดสอบดูเหมือนว่า แผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกทำหน้าที่ได้ดีในการดูดซับแรงกระแทกสำหรับรองเท้าที่แผ่นพื้นรองเท้ารองรับแรงกระแทกได้จำกัด นอกจากนี้ เราพบว่าแผ่นรองในรองเท้าดูดซับแรงได้มากกว่า มากถึงร้อยละ 24 ถึง 32 ของแรงกระแทกพลังงานต่ำ ดูเหมือนว่าแผ่นรองในรองเท้ามีบทบาทสำคัญกว่าต่อคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬาภายใต้สภาวะแรงกระแทกพลังงานต่ำ

การรองรับแรงกระแทกเป็นหน้าที่สำคัญประการหนึ่งของรองเท้ากีฬา ในโครงสร้างของรองเท้ากีฬานั้น แผ่นพื้นรองเท้า (midsole) มีบทบาทสำคัญที่สุดในการลดแรงกระแทก แต่แผ่นรองในรองเท้า (insole) นั้นมีความสามารถในการลดแรงกระแทกน้อยกว่าเนื่องจากความหนาที่น้อยกว่า การศึกษาของ Nigg และคณะ (1988) แสดงว่า แผ่นรองในรองเท้าที่ยืดหยุ่นของรองเท้าวิ่งสี่แบบนั้น ไม่มีความแตกต่างกันในด้านตัวแปรแรงกระแทกแนวตั้งเมื่อเทียบกับแผ่นรองในรองเท้าธรรมดาหลายๆ ที่ติดมากับรองเท้าวิ่งเมื่อนักวิ่งวิ่งที่ความเร็ว 4 เมตรต่อวินาที อย่างไรก็ตาม ในอีกการศึกษาหนึ่งกล่าวว่า แผ่นรองในรองเท้ามีการดูดซับแรงกระแทกได้ดีกว่าเท้าเปล่า (Chiu และคณะ 1998; Gillespie & Dickey, 2003) หรือการสอดไว้ในรองเท้าพื้นแข็ง เช่น รองเท้าพื้นหนัง รองเท้าบุททหาร เป็นต้น (Windle และคณะ 1999; Folman และคณะ 2004) ผลการศึกษาของ Nigg และคณะได้รับการอธิบายว่า รองเท้าวิ่งมีการออกแบบให้มีคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกในตัวเองที่ดีกว่าอยู่แล้ว ดังนั้นจึงทำให้การดูดซับแรงกระแทกที่เพิ่มเติมขึ้นมาในรูปแบบของแผ่นรองในรองเท้าจึงมีประสิทธิผลน้อยลง (Windle และคณะ 1999)

การศึกษาเมื่อเร็วๆ นี้เรื่องการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬา มีการขอให้ผู้ทดสอบวิ่งบนแผ่นวัดแรง (Aguinaldo & Mahar, 2003; De Wit และคณะ 1995, Henning และคณะ 1996) หรือบนลู่วิ่งออกกำลังกาย (Verdejo & Mills, 2004) อย่างไรก็ตาม การทดสอบกับนักวิ่งดูเหมือนจะใช้เวลานานและมีความแปรผันระหว่างบุคคลสูงกว่าความแปรผันระหว่างรองเท้า (Nigg 1986; Knicker และคณะ 1993) วิธีการทดสอบแรงกระแทกนำมาใช้ศึกษาสมบัติเชิงกลของพื้นรองเท้าได้รวดเร็ว และลดระยะเวลาการทดสอบและได้รับคำแนะนำว่าเป็นวิธีที่ดีกว่าในการทดสอบคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้า (Chiu & Shiang 1999) ในการศึกษาส่วนใหญ่ก่อนหน้านี้ที่ศึกษาคุณสมบัติดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าโดยใช้วิธีการทดสอบแรงกระแทกนั้นใช้มวลและการตกจากความสูงคงที่ในการทดสอบรองเท้าในสถานะต่างๆ กัน (Frederick และคณะ 1984; Henning & LaFortune 1991; Henning และคณะ 1993; McNair & Marshall 1994; Milani และคณะ 1997; McCaw และคณะ 2000) อย่างไรก็ตาม พลังงานจากแรงกระแทกครั้งเดียว ($E = m \times g \times h$) ไม่

สามารถจำลองภาพการวิ่งที่ความเร็วต่างๆกัน ดังนั้น การทดสอบหลายครั้ง (ด้วยพลังงานในการกระแทกที่หลากหลาย) จึงจำเป็นต้องใช้เพื่อจำลองผลตอบสนองที่แตกต่างกัน ในการศึกษาของ Chiu (2000) มีการใช้น้ำหนักตกระแทกและความสูงที่ตกระแทกอันหลากหลายเพื่อทดสอบการรองรับแรงกระแทกของรองเท้า ผลที่ได้แสดงว่าการเพิ่มพลังงานในการกระแทกทำให้เกิดแรงกระแทกที่มากขึ้น นอกจากนั้น เปรียบเทียบกับการทดสอบด้วยบุคคลสวมรองเท้าวิ่ง คู่เดียวกันนั้น กราฟส่วนโค้งของแรงปฏิกิริยาแนวตั้งจากพื้นในขณะลงเท้ากระแทกพื้นในการวิ่ง คล้ายกันกับผลของการทดสอบแรงกระแทก Chiu แนะนำว่า ในการเปลี่ยนพลังงานกระแทกให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม (3-7 จูล) ในการทดสอบแรงกระแทกจะช่วยประเมินอัตราแรงกระแทกที่เกิดขึ้นในขณะวิ่งจริงที่ความเร็ว 3 เมตรต่อวินาที

ความหน่วงสูงสุดที่เกิดกับตัวกระแทกหรืออัตราแรงกระแทกของแรงปฏิกิริยาแนวตั้งจากพื้น ได้รับการแนะนำว่าเป็นตัวแปรที่ดีในการประเมินคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬาที่ใช้วิธีการทดสอบแรงกระแทก ในการศึกษาก่อนหน้านี้ ประเมินการรองรับแรงกระแทกของรองเท้า โดยวัดพลังงาน พลังงานที่ถูกดูดซับไปในการศึกษาครั้งนี้วัดจากพื้นที่ใต้กราฟ (Cook และคณะ 1985; Swigart และคณะ 1993) วิธีนี้แสดงพลังงานที่ถูกดูดซับโดยรองเท้า รวมหมดตั้งแต่พื้นใต้รองเท้า (outsole) แผ่นพื้นรองเท้า (midsole) และแผ่นรองในรองเท้า (insole) อย่างไรก็ตามไม่สามารถคำนวณหาพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นรองในรองเท้าอย่างเดียวได้ ทุกวันนี้ สรุปว่าหน้าที่หลักของแผ่นรองในรองเท้าคือการสลายแรงกตจากเท้า ในปัจจุบันมีการเน้นประเด็นการศึกษาไปที่การวัดแรงกตจากเท้าเพื่อประเมินการทำงานของแผ่นรองพื้นที่ทำขึ้นเฉพาะบุคคล (Bus และคณะ 2004; Tsung และคณะ 2004) อย่างไรก็ตามมีงานวิจัยไม่มากที่พยายามประเมินคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของแผ่นรองในรองเท้าในขณะรับแรงกระแทก ฉะนั้น การศึกษาครั้งนี้จึงมุ่งเน้นการประเมินผลของแผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่เพิ่มเข้าไปเพื่อคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬา โดยใช้วิธีการทดสอบแรงกระแทก นอกจากนั้นยังพยายามที่จะวัดค่าพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นรองในรองเท้าของรองเท้ากีฬา และแยกแยะบทบาทของแผ่นรองในรองเท้าสำหรับคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬาด้วย



(a) อุปกรณ์วัดแรงกระแทกแบบเคลื่อนย้ายได้ (b) รองเท้าสามรุ่นที่ใช้ทดสอบ

ภาพที่ 2.12 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในขั้นตอนการทดสอบ

อุปกรณ์ทดสอบแรงกระแทกแบบเคลื่อนย้ายได้ซึ่งออกแบบมาโดยเฉพาะให้กระแทกรองเท้ากีฬาด้วยพลังงานการกระแทกที่แตกต่างกัน ตามรูป 1a อุปกรณ์นี้ประกอบด้วยตัวกระแทกที่ปล่อยจากความสูงต่างๆ ลงมากระแทกสันรองเท้าในแนวดิ่ง เครื่องวัดความเร่งน้ำหนักน้อย (ความถี่ตัวอย่าง 2000 เฮิรท์ซ) ติดตั้งอย่างแน่นหนากับตัวกระแทก (มวล 6.2 กิโลกรัม) เพื่อวัดความเร่งของตัวกระแทก มีการทดสอบรองเท้ากีฬาสามรุ่น (รูป 1b) รองเท้า ๑ (M803AT New Balance) และรองเท้า ๒ (Sionple) เป็นรองเท้าวิ่ง ส่วนรองเท้า ๓ (18KM-2200g Misuno) เป็นรองเท้ากีฬาในร่ม เพื่อกีฬาป้องกันซึ่งแผ่นพื้นรองเท้า (midsole) จะบางกว่ารองเท้าวิ่งสองคู่แรก รองเท้า ๑ ซึ่งมีวัสดุรองรับแรงกระแทกอย่างดีในแผ่นพื้นรองเท้ามีการโฆษณาว่ามีคุณสมบัติรองรับแรงกระแทกได้ดีกว่ารองเท้า ๒ ซึ่งมีแค่แผ่นโฟม EVA (Ethyl vinyl acetate) ความหนาของพื้นรองเท้า ๑ รองเท้า ๒ และรองเท้า ๓ บริเวณสันเท้าโดยไม่มีแผ่นรองในรองเท้าเท่ากับ 2.8, 2.3, และ 1.0 เซนติเมตรตามลำดับ แผ่นรอง ๑ (แผ่นรองในรองเท้าของรองเท้า ๑) ประกอบด้วยโฟมโพลียูรีเทนความหนาประมาณ 0.46 เซนติเมตรที่สันเท้า แผ่นรอง ๒ (แผ่นรองในรองเท้าของรองเท้า ๒) ทำจากโฟมลาเท็กซ์ความหนาประมาณ 0.34 เซนติเมตรที่สันเท้า แผ่นรอง ๓ (แผ่นรองในรองเท้าของรองเท้า ๓) เป็นโฟม EVA ความหนาประมาณ 0.42 เซนติเมตรที่สันเท้า รองเท้า ๑ และ ๒ อยู่ในสภาพใหม่ ส่วนรองเท้า ๓ อยู่ในสภาพใช้แล้ว แผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทก (TPE5020; Vers Tech Science Co.Ltd.) ความหนา 2 มิลลิเมตรถูกสอดไว้ใต้แผ่นรองด้านในรองเท้าแต่ละคู่เพื่อตรวจหาอิทธิพลของคุณสมบัติต่างๆ ของรองเท้าที่มีผลต่อการรองรับแรงกระแทกของโฟมชนิดเดียวกันที่สอดเพิ่มเข้าไปจะช่วยให้เข้าใจอิทธิพลของแผ่นรองพื้นรองเท้า (midsole) ต่อการรองรับแรงกระแทกของแผ่นรองในรองเท้า (insole) ในการศึกษาครั้งนี้

จากผลการศึกษาของ Chiu (2000) พลังงานกระแทกระหว่าง 3 ถึง 7 จูล สามารถประเมินอัตราแรงกระแทกที่เกิดในการวิ่งจริงที่ความเร็ว 3 เมตรต่อวินาที แม้ว่าไม่มีผลการเดินของผู้ทดสอบ

แสดงไว้ในการศึกษาี้ แต่สามารถคาดหมายว่าพลังงานการกระแทกจะต่ำกว่าเนื่องจากการเดิน ฉะนั้น ในการศึกษาครั้งนี้จึงใช้ความสูงต่างๆกันเพื่อปล่อยตัวกระแทก จำนวนรวมการกระแทก ทั้งหมดแปดครั้งด้วยพลังงานศักย์ตั้งแต่ 1.82 ถึง 6.08 จูล (กระจายสม่ำเสมอ) ตอนแรก ทดสอบกับ รองเท้าที่ไม่มีแผ่นรองในรองเท้า และที่มีแผ่นรองในรองเท้า ตอนหลังทดสอบโดยสอดแผ่นโฟมดูดซับ แรงกระแทกเข้าไปด้วย ตัวกระแทกถูกปล่อยลงเพื่อกระแทกบริเวณสันเท้า แต่ครั้งมีการวัดค่า ความหน่วงสูงสุดไว้ แถบค่าวิเคราะห์สัญญาณความเร่งแสดงให้เห็นว่า พลังงานของสัญญาณส่วนใหญ่ มีความถี่ต่ำกว่า 600 เฮิรท์ ฉะนั้นก่อนการวิเคราะห์ ข้อมูลค่าความเร่งถูกกรองโดยใช้ตัวกรองค่าต่ำ 600 เฮิรท์ แต่ละสภาวะการกระแทกทำการทดลอง 5 ครั้ง และทำการคำนวณค่าเฉลี่ยความหน่วง สูงสุดจากค่าความหน่วงสามค่าโดยตัดเอาค่าสูงและต่ำสุดออกไป หลังจากนั้น สมการถดถอยเชิงเส้น ระหว่างค่าความหน่วงสูงสุดเฉลี่ยและพลังงานการกระแทกใช้คำนวณสำหรับรองเท้าแต่ละสภาวะการ ทดสอบ ค่าความหน่วงสูงสุดที่วัดได้เท่ากันจากการทดสอบรองเท้าคู่เดียวกันที่มีและไม่มีแผ่นรองใน รองเท้าแสดงให้เห็นความสามารถในการรองรับแรงกระแทกที่เท่ากัน ฉะนั้น พลังงานที่ถูกดูดซับ (ΔE ระหว่างสภาวะที่มีและไม่มีแผ่นรองในรองเท้าที่มีค่าความหน่วงสูงสุดเท่ากัน) โดยแผ่นรองในรองเท้า ในการศึกษาี้สามารถคำนวณได้จากสมการถดถอยดังนี้

$$as = \alpha \times E \times \beta = \alpha i \times Ei + \beta i$$

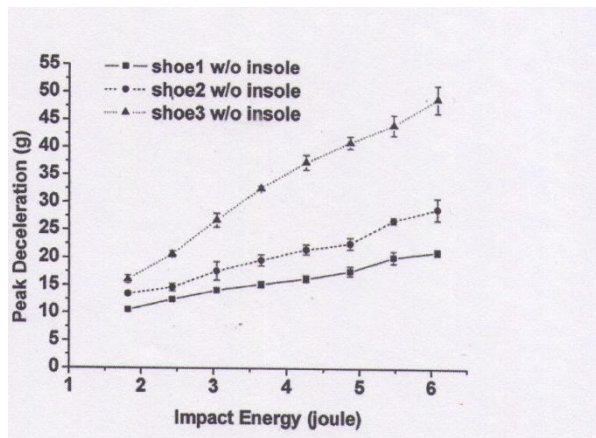
ซึ่ง α , β , αi และ βi เป็นค่าสัมประสิทธิ์ของสมการถดถอยเชิงเส้นในสภาวะที่ไม่มีแผ่นรองใน รองเท้าและมีแผ่นรองในรองเท้าตามลำดับ คำว่า as แสดงค่าความหน่วงสูงสุดในแต่ละสภาวะ ส่วน E กับ Ei เป็นแรงกระแทกที่ทำให้ได้ค่าความหน่วงสูงสุดเดียวกันของสภาวะที่ไม่มีและมีแผ่นรองใน รองเท้าตามลำดับ ค่า Ei มากกว่าค่า E เนื่องจากความสามารถในการรองรับแรงกระแทกของแผ่น รองในรองเท้าและ

$$E = Ei - E = [(\alpha - \alpha i) \times Ei + (\beta - \beta i)]/\alpha \quad (1)$$

อีกสภาวะหนึ่งของการทดสอบ แผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกถูกสอดใต้แผ่นรองในรองเท้า ด้วยวิธี เดียวกัน เราสามารถคำนวณค่าพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกได้จากสมการ ถดถอยเชิงเส้นสำหรับสภาวะที่มีเฉพาะแผ่นรองในรองเท้าและสภาวะที่มีแผ่นรองในรองเท้ากับแผ่น โฟมดูดซับแรงกระแทก

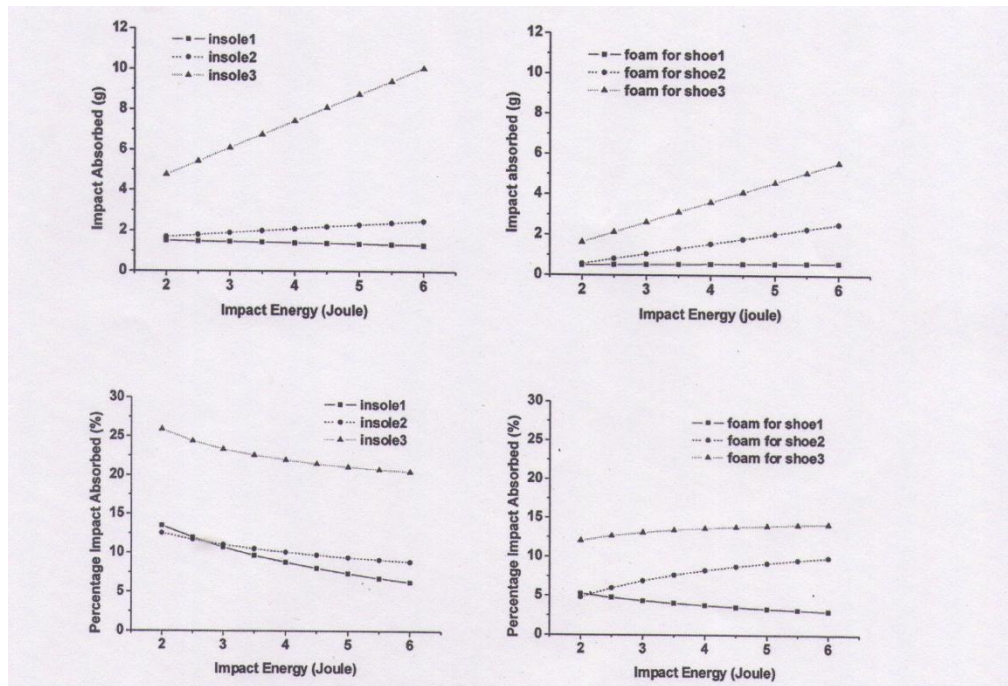
ในการศึกษาี้ มีการทดสอบรองเท้าสามรุ่นและสภาวะพลังงานการกระแทกแปดแบบ เพื่อการ ระบุหาความแตกต่างของความสามารถในการรองรับแรงกระแทกของรองเท้าสามรุ่น โดยปราศจาก

แผ่นรองในรองเท้าภายใต้สภาวะแรงกระแทกแบบแตกต่างกัน พบว่ามีค่าความหน่วงสูงสุดสามค่าในแต่ละสภาวะ การวิเคราะห์ ANOVA แบบสองทางด้วยโปรแกรมสถิติ SPSS เพื่อหาผลของพลังงานกระแทกและสภาวะรองเท้าที่แตกต่างกัน ($p < 0.05$) ใช้วิธีการเปรียบเทียบเป็นคู่ๆของ Tukey ในการระบุความแตกต่างจำเพาะระหว่างระดับพลังงานและสภาวะรองเท้า



ภาพที่ 2.13 ค่าเฉลี่ยค่าความหน่วงสูงสุดของรองเท้าแต่ละข้างโดยปราศจากแผ่นรองในรองเท้าภายใต้พลังงานกระแทกที่แตกต่างกัน

ผลการศึกษา ค่าเฉลี่ยค่าความหน่วงสูงสุดของรองเท้าแต่ละข้างโดยปราศจากแผ่นรองในรองเท้าภายใต้พลังงานกระแทกที่แตกต่างกันแสดงในภาพที่ 2.13 เมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น ค่าความหน่วงสูงสุดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญในแต่ละสภาวะของรองเท้า $F_{(impact\ energy)} = 352.5, p < 0.05$ มันมีความสำคัญที่ว่าค่าความหน่วงสูงสุดที่มากที่สุดเกิดขึ้นในรองเท้า ๓ และน้อยที่สุดในรองเท้า ๑ $F_{(impact\ energy)} = 1633.5, p < 0.05$ เมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น ความแตกต่างของค่าความหน่วงสูงสุดระหว่างสภาวะรองเท้าก็เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ $F_{(impact\ energy)} = 44.3, p < 0.05$



ภาพที่ 2.14 การลดลงของค่าความหน่วงสูงสุดสำหรับสภาวะรองเท้าสามแบบที่มีแผ่นรองในรองเท้าหรือแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่ใส่เพิ่ม

จากค่าความต่างของการถดถอยเชิงเส้นระหว่างรองเท้าทั้งสาม การลดลงของค่าความหน่วงสูงสุดโดยที่มีแผ่นรองในรองเท้าหรือมีแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกสามารถคำนวณภายใต้พลังงานกระแทกที่แตกต่างกัน ภาพที่ 2.14 สำหรับรองเท้า ๓ การลดลงของค่าความหน่วงสูงสุดโดยที่มีแผ่นรองในรองเท้าหรือมีแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกมีค่าสูงกว่ารองเท้า ๒ และรองเท้า ๑ มาก สำหรับรองเท้า ๓ การลดลงนั้นมีค่ามากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น การลดลงของค่าร้อยละของความหน่วงสูงสุดสำหรับรองเท้าทุกคู่ที่มีแผ่นรองในรองเท้า ($\Delta a/a$ *without insole*) ลดลงเมื่อพลังงานการกระแทกเพิ่มขึ้น แผ่นรอง ๓ มีความสามารถในการรองรับแรงกระแทกมากกว่าแผ่นรองอื่นๆมาก (ร้อยละ 22 ถึง 26 โดยประมาณ) ค่าร้อยละของค่าความหน่วงสูงสุดที่ถูกดูดซับลดลงเป็นประมาณร้อยละ 7 สำหรับแผ่นรอง ๑ ภายใต้พลังงานกระแทกสูง ($E = 6$ จูลล์) เมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น ร้อยละการดูดซับของค่าความหน่วงสูงสุดโดยแผ่นดูดซับแรงกระแทก ($\Delta a/a$ *with insole*) เพิ่มขึ้น สำหรับรองเท้า ๒ และรองเท้า ๓ แต่ลดลงในรองเท้า ๑

ตามสมการ ๑ จะต้องคำนวณพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นโฟมกันกระแทกโดยแผ่นรองในรองเท้าด้วยพลังงานกระแทกที่แตกต่างกัน (2-6 จูลล์) เมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น พลังงานที่ถูกดูดซับก็เพิ่มขึ้น (ΔE ในสมการ ๑) สำหรับรองเท้า ๒ และรองเท้า ๓ แต่ลดลงสำหรับรองเท้า ๑ การสอดแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกเข้าในรองเท้าทั้งสามแบบก็ให้ผลออกมาแบบเดียวกัน สำหรับแผ่นรองในรองเท้าทั้งหมดนั้น ร้อยละของพลังงานที่ถูกดูดซับ ($\Delta E/E$ ในสมการ ๑) ลดลงเมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น

สำหรับแผ่นรอง ๑ อัตราส่วนของพลังงานที่ถูกดูดซับลดลงอย่างกระทันหัน (จากร้อยละ 32 เป็นร้อยละ 10) อย่างไรก็ตาม แผ่นรอง ๓ ยังดูดซับพลังงานประมาณร้อยละ 25 ของพลังงานกระแทกภายใต้ภาวะพลังงานกระแทกสูง เมื่อเปรียบเทียบกับผลกับสถานะที่ใช้แผ่นรองในรองเท้า เป็นที่น่าสนใจว่า ค่าร้อยละของพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่ใส่ในรองเท้า ๒ เพิ่มขึ้นเมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้น

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้คือตรวจสอบผลของแผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกต่อคุณสมบัติการรองรับการกระแทกของรองเท้ากีฬาชนิดต่างๆ มีการใช้วิธีทดสอบแรงกระแทกเพื่อตรวจสอบผลต่อความสามารถในการลดแรงกระแทกของรองเท้าในสถานะพลังงานกระแทกต่างๆกัน ในการศึกษาที่ผ่านมา พลังงานกระแทกครั้งเดียวที่อยู่ในช่วงตั้งแต่ 3.2 ถึง 4.5 จูลส์ ในการทดสอบการกระแทกกับรองเท้ากีฬาชนิดต่างๆ เนื่องจากมีการใช้รองเท้าที่แตกต่างกัน จึงเลือกเฉพาะผลของรองเท้าที่รองรับแรงกระแทกได้ดีมาแสดงในตาราง ค่าความหน่วงสูงสุดของการศึกษาครั้งนี้จะมากกว่าในผลการศึกษาอื่นๆ ค่าความหน่วงสูงสุดที่มากขึ้นดูเหมือนจะเด็กจากมวลกระแทกที่น้อยกว่า (6.2 กิโลกรัม) ที่ใช้ ค่าแรงเฉื่อยสูงสุด (ค่ามวลกระแทก x ค่าความหน่วงสูงสุด) คำนวณเพื่อแสดงน้ำหนักของแรงกระแทกที่เกิดต่อมวลของตัวกระแทกต่างๆกัน (Chiu และคณะ 2001) ในตารางที่ 2 แรงเฉื่อยสูงสุดที่มากขึ้นมักจะเกิดภายใต้สถานะพลังงานกระแทกที่สูงขึ้น และแรงสูงสุดต่างๆที่วัดได้อยู่ในพิสัยของผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้

ผลของการทดสอบการกระแทกสำหรับรองเท้าที่ไม่มีแผ่นรองในรองเท้า แสดงว่า แผ่นพื้นรองเท้า (midsole) ของรองเท้า ๑ มีคุณสมบัติรองรับแรงกระแทกที่ดีกว่ารองเท้าอีกสองคู่ภายใต้สถานะพลังงานกระแทกที่แตกต่างกัน แผ่นพื้นรองเท้าที่แข็งกว่าของรองเท้า ๒ ซึ่งความหนาใกล้เคียงกับของรองเท้า ๑ ภายใต้สถานะที่ไม่มีแผ่นรองในรองเท้า และแผ่นพื้นรองเท้าของรองเท้า ๓ ที่บางกว่า อาจเป็นเหตุผลที่ว่าทำไมจึงทำให้เกิดค่าความหน่วงสูงสุดที่สูงกว่า ผลการศึกษาล้ำกับผลการศึกษาของ Frederick และคณะ (1984) โดยเฉพาะแผ่นพื้นรองเท้าของรองเท้า ๓ ที่มีค่าความหน่วงสูงสุดเฉลี่ยที่สูงกว่ารองเท้า ๑ และรองเท้า ๒ (ถึง 50 กรัม) ภายใต้สถานะพลังงานกระแทกที่สูงขึ้น

แม้ว่าแผ่นรองในรองเท้าทั้งสามมิได้ถูกทดสอบเดี่ยวๆในการศึกษาครั้งนี้ แต่การลดลงของค่าความหน่วงสูงสุดที่ลดลงมากกว่ามากในแผ่นรองของรองเท้า ๓ ดูเหมือนว่าแผ่นรอง ๓ มีความสามารถในการลดแรงกระแทกสูงกว่าแผ่นรอง ๑ และ ๒ อย่างไรก็ตามการเสื่อมลงตามสภาพของแผ่นรองในรองเท้าเช่นแผ่นรอง ๓ ที่ใช้งานมาแล้ว พบว่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกลดลง (Dixon และคณะ 2003) เมื่อทำการสอดแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่เหมือนกันลงในรองเท้าทั้งสามคู่ที่ทดสอบ พบว่าการลดค่าความหน่วงสูงสุดเกิดในรองเท้า ๓ มากกว่ารองเท้า ๑ และ ๒ และ

ผลในการลดค่าความหน่วงสูงสุดนี้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้นสำหรับรองเท้า ๓ ฉะนั้น ดูเหมือนว่าแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกเหมือนกันที่ใส่ลงไปใรรองเท้าทั้งสามคู่มีผลในการดูดซับแรงกระแทกที่แตกต่างกัน สำหรับรองเท้าที่มีการรองรับแรงกระแทกที่ไม่ดี (เช่นรองเท้า ๓ ที่มีแผ่นพื้นรองเท้าบางและใช้งานมาแล้วในงานศึกษาครั้งนี้) แผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่ใส่เพิ่มเข้าไปจะดูดซับค่าความหน่วงสูงสุดได้มากขึ้น ดังนั้น แม้ว่าการใส่แผ่นรอง ๓ จะดูดซับความหน่วงได้มากกว่าแผ่นรอง ๒ และ ๑ ไม่ได้เป็นการชี้ชัดว่าแผ่นรอง ๓ มีความสามารถในการลดแรงกระแทกที่ดีกว่า อิทธิพลของคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นพื้นรองเท้า (midsole) ควรนำมาพิจารณา จากการเปรียบเทียบรายงานข้อมูลของ Dixon และคณะ (2003) เรื่องของสภาพรองเท้าบุททหารภายใต้สภาวะพลังงานกระแทก 4.17 จูลล์ ค่าร้อยละของการดูดซับค่าความหน่วงสูงสุดของแผ่นรอง ๓ ในการศึกษา (ประมาณร้อยละ 22 ถึง 26)ต่ำกว่าค่าของแผ่นรอง A (ร้อยละ 28) แผ่นรอง B (ร้อยละ 32) และแผ่นรอง C (ร้อยละ 50) แต่สูงกว่าค่าของแผ่นรอง D (ร้อยละ 5) ในการศึกษาของ Dixon และคณะ อย่างไรก็ตาม คุณสมบัติของวัสดุใรรองเท้าบุททหารจะแข็งกว่ารองเท้ากีฬาในการศึกษาครั้งนี้อยู่มาก และอาจเป็นเหตุผลของร้อยละที่สูงขึ้นของการลดค่าความหน่วงสูงสุดสำหรับรองเท้าบุททหาร

แผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ออกแบบมาใช้ในการวิจัยหลายงาน เช่น อุปกรณ์กันกระแทกของอุปกรณ์ไฟฟ้า ในสนามกีฬา จักรยาน เป็นต้น ในการศึกษาครั้งนี้ ค่าร้อยละของการดูดซับค่าความหน่วงสูงสุดของแผ่นโฟมเพิ่มขึ้นเมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้นสำหรับรองเท้า ๒ และรองเท้า ๓ ซึ่งมีแนวโน้มต่างออกไปจากผลการศึกษาแผ่นรองใรรองเท้าที่ทดสอบ การที่ค่าร้อยละของการดูดซับค่าความหน่วงสูงสุดของแผ่นรองลดลง เมื่อพลังงานกระแทกเพิ่มขึ้นนั้นสามารถอธิบายได้จากความหนาที่น้อยกว่าของแผ่นรองใรรองเท้า อย่างไรก็ตาม ความหนาของแผ่นโฟม (2 มิลลิเมตร) ยังน้อยกว่าความหนาของแผ่นรองใรรองเท้า (3.4 ถึง 4.6 มิลลิเมตร) แสดงว่าวัสดุของแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกสามารถให้ผลในการรองรับแรงกระแทกที่ดีกว่าสำหรับรองเท้าที่มีการรองรับการกระแทกที่ไม่ดีภายใต้สภาวะพลังงานกระแทกสูง

ผลการทดสอบการกระแทกภายใต้สภาวะแรงกระแทกแตกต่างกันในการศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่า แม้ว่าจะใช้การรองรับแรงกระแทกโดยใช้แผ่นรองใรรองเท้าหรือแผ่นสอดรองส้นเท้าก็ตาม ผลการดูดซับแรงกระแทกอาจจะลดลงหากว่ารองเท้านั้นมีคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกที่ดีกว่า ข้อสังเกตนี้สามารถอธิบายผลงานศึกษาของ Nigg และคณะ (1988) ที่กล่าวไว้ว่า การดูดซับแรงกระแทกของแผ่นรองใรรองเท้าที่ยืดหยุ่นได้นั้น มีประสิทธิผลน้อยลงในรองเท้าวิ่ง งานศึกษาของ Folman และคณะ (2004) ขอให้ผู้ทดสอบสวมรองเท้าที่พื้นรองเท้าทำจากหนังและมีข้อจำกัดด้านการดูดซับแรงกระแทกแล้วเดินไปตามทางเดินอย่างเป็นธรรมชาติ พบว่าการสอดแผ่นรองใรรองเท้าซึ่งยืดหยุ่นช่วยลดแรงปฏิกิริยาจากพื้นและค่าความหน่วงสูงสุดอย่างมีนัยสำคัญ ในการศึกษาครั้งนี้

เมื่อพลังงานการกระแทกเพิ่มขึ้น การดูดซับค่าความหน่วงสูงสุดก็เพิ่มขึ้นด้วยเมื่อวางแผ่นรองในรองเท้าหรือแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกสำหรับรองเท้า ๒ และ ๓ แม้ว่างานของ Folman จะไม่มีผลการทดสอบวิ่งด้วยบุคคลอาสาสมัครก็ตาม การดูดซับแรงกระแทกที่มากขึ้นก็ไม่เกินความคาดหมาย เนื่องจากการวิ่งทำให้เกิดการกระแทกมากกว่าการเดินอยู่แล้ว

ตามที่มีการคำนวณค่าพลังงานที่ดูดซับโดยแผ่นรองในรองเท้าหรือแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทก สามารถระบุบทบาทของแผ่นรองในรองเท้าหรือแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่อยู่ในรองเท้าวิ่งได้ เมื่อพลังงานการกระแทกเพิ่มสูงขึ้น ค่าร้อยละของพลังงานที่ถูกดูดซับโดยแผ่นรองในรองเท้าลดลง เนื่องจากความหนาที่น้อยลง ดังนั้นแผ่นพื้นรองเท้า (midsole) จะดูดซับพลังงานการกระแทกได้มากกว่า (Chiu & Cheng 2004) การลดลงอย่างรวดเร็วของอัตราส่วนของพลังงานที่ถูกดูดซับสำหรับแผ่นรอง ๑ เมื่อพลังงานการกระแทกเพิ่มขึ้น อาจจะได้จากความสามารถในการลดแรงกระแทกที่ดีที่สุดของแผ่นพื้นรองเท้า ๑ ซึ่งดูดซับพลังงานการกระแทกส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม แผ่นรอง ๓ ยังดูดซับพลังงานประมาณร้อยละ 25 ของพลังงานการกระแทกภายใต้สภาวะพลังงานการกระแทกสูงเนื่องจากความสามารถการรองรับการกระแทกที่ไม่ดีของรองเท้า ๓ แม้ว่ารองเท้า ๒ มีการรองรับแรงกระแทกของแผ่นพื้นรองเท้าจำกัดก็ตาม ความหนาที่น้อยกว่าและวัสดุแผ่นรองในรองเท้าที่มีการรองรับแรงกระแทกที่ไม่ดีมีผลให้พลังงานที่ถูกดูดซับน้อยกว่ารองเท้า ๓ โดยเฉพาะอย่างยิ่งภายใต้สภาวะพลังงานการกระแทกสูง ค่าร้อยละของพลังงานที่ถูกดูดซับที่เพิ่มมากขึ้นโดยแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกที่สอดเข้าไปในรองเท้า ๒ เมื่อพลังงานการกระแทกสูงขึ้นนั้นบ่งชี้อีกครั้งว่าคุณสมบัติพิเศษทางวัสดุของแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกสามารถแสดงผลการรองรับแรงกระแทกได้ดีภายใต้สภาวะแรงกระแทกสูงของรองเท้า ๒ เชื่อกันว่าแผ่นพื้นรองเท้า (midsole) ของรองเท้าก็หาดูดซับแรงกระแทกมากกว่าแผ่นรองในรองเท้า (insole) และพื้นรองเท้า (outsole) อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ แผ่นรองในรองเท้าดูดซับพลังงานการกระแทกภายใต้สภาวะพลังงานการกระแทกต่ำได้มากกว่า คิดเป็นประมาณร้อยละ 24 ถึง 32 ผลการศึกษาดังกล่าวแสดงว่าแผ่นรองในรองเท้ามีบทบาทในด้านคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬาที่สำคัญกว่า ภายใต้สภาวะพลังงานการกระแทกต่ำ

การกำหนดพิสัยของพลังงานการกระแทกในการศึกษานี้เป็นการเปรียบเทียบค่าแรงปฏิบัติจากพื้นในแนวตั้งระหว่างการทดสอบแรงกระแทกกับการวิ่งทดสอบโดยบุคคล จากการศึกษาของ Chi และ Schmitt (2005) มีการคำนวณประสิทธิผลของมวลเท้า (foot mass; M_{eff}) ของนักวิ่งที่กระแทกลงบนพื้นโดยใช้วิธี impulse-momentum และมีการวัดพลังงานเชิงกลของ M_{eff} จากผลรวมของพลังงานจลน์และพลังงานศักย์ Chi และ Schmitt แนะนำว่าเป็นการเหมาะสมที่จะใช้ค่า M_{eff} ที่แตกต่างกันในลักษณะการเดินวิ่งที่ต่างกัน เช่น ร้อยละ 6.3 ของมวลร่างกายเมื่อเดิน (ความเร็ว 0.98-2.06 เมตรต่อวินาที) และร้อยละ 5.3 ของมวลร่างกายเมื่อวิ่ง (ความเร็ว 1.77-3.63 เมตรต่อวินาที) พลังงานเชิงกลของ M_{eff} จังหวะก่อนการกระทบพื้นเท่ากับ 0.24-2.90 จูลล์สำหรับการเดินเท้าเปล่า

และ 0.44-3.99 จูลล์สำหรับการวิ่งเท้าเปล่า เห็นได้ชัดว่าค่าประมาณพลังงาน 3-7 จูลล์ในการศึกษาของ Chiu (2000) สำหรับบุคคลที่วิ่งนั้นสูงกว่าผลการศึกษาของ Chi และ Schmitt อย่างไรก็ตาม นักวิ่งในการศึกษาของ Chiu ถูกขอให้วิ่งโดยสวมรองเท้าวิ่ง สำหรับการวิ่งเท้าเปล่าแล้ว นักวิ่งจะงอเข่ามากกว่าและมีความเร็วของการงอเข่ามากกว่าการวิ่งโดยสวมรองเท้าเมื่อเท้าสัมผัสพื้น (De Wit และคณะ 2000) กลวิธีการจัดร่างกายในการลงแตะพื้นของเท้าเปล่าขณะวิ่งนั้นเชื่อว่าเป็นการลดมวล (effective mass) ของขาข้างที่สัมผัสพื้น (Write และคณะ 1998 Chi & Schmitt 2005) ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่าทำไมพลังงานกระแทกสำหรับการวิ่งเท้าเปล่าจึงน้อยกว่าการวิ่งโดยสวมรองเท้านั่นเอง ในการศึกษาของเรา พลังงานกระแทกตั้งแต่ 1.82 ถึง 6.02 จูลล์เป็นพิสัยของพลังงานกระแทกที่คำนวณโดยการศึกษาของ Chiu (2000) และ Chi & Schmitt (2005) สำหรับการเดินและการวิ่ง

การศึกษาครั้งนี้ศึกษาผลของแผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกต่อคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งสามแบบภายใต้สภาวะพลังงานกระแทกที่แตกต่างกัน แผ่นรองในรองเท้าและแผ่นโฟมดูดซับแรงกระแทกสามารถทำหน้าที่การดูดซับแรงกระแทกได้ดีในรองเท้าคู่ที่แผ่นพื้นรองเท้า (midsole) มีข้อจำกัดในการรองรับแรงกระแทก ผลการศึกษากการทดสอบการกระแทกให้ผลที่สอดคล้องกับการทดสอบที่ผ่านมาว่าแผ่นรองในรองเท้าจะช่วยดูดซับแรงกระแทกได้ดีได้มากขึ้นในรองเท้าที่มีแผ่นพื้นรองเท้า (midsole) ที่มีรองรับแรงกระแทกได้ไม่ดี เช่น รองเท้าพื้นหนัง หรือรองเท้าบูททหาร โดยสรุป การทดสอบการกระแทกดูเหมือนเป็นวิธีการทดสอบที่รวดเร็วในการประเมินคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬา และวิธีใหม่ที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ซึ่งคำนวณพลังงานที่ถูกดูดซับไปโดยแผ่นรองในรองเท้าแสดงให้เห็นว่าแผ่นรองในรองเท้ามีบทบาทที่สำคัญมากขึ้นในด้านคุณสมบัติการรองรับแรงกระแทกของรองเท้ากีฬาภายใต้สภาวะพลังงานกระแทกต่ำ

มีการประเมินกันว่านักวิ่งใช้เท้าสัมผัสพื้นแต่ละข้างประมาณ 500 ครั้ง/กม. หรือ 700-800 ครั้ง/ไมล์ และนักวิ่งชายที่หนัก 70 กก. อาจต้องเผชิญกับแรงถึง 70 ตันในหนึ่งกิโลเมตรในเท้าแต่ละข้าง (Cook, Brinker, & Poche, 1990) เมื่อนักวิ่งต้องรับภาระแรงกระแทกอย่างสูงในระหว่างการวิ่งรองเท้าวิ่งต้องมอบการกันกระแทก การรองรับ และความเสถียรให้แก่ นักวิ่งได้ นอกจากนั้นรองเท้าต้องเบา ยืดหยุ่น และสามารถส่งพลังงานคืนกลับได้เพื่อการปรับปรุงด้านการประหยัดพลังงานในการวิ่ง

มีรายงานระบุว่ารองเท้าวิ่งเป็นปัจจัยอันสำคัญยิ่งต่อจลนศาสตร์ การศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย และประสิทธิภาพ มีการวิจัยมากมายตั้งสมมติฐานว่ากลไกต่างๆ ในการวิ่งเช่น เวลาในการย่างก้าว แรงกดสูงสุด ศูนย์กลางแรงกด และมุมของการกดปลายเท้าลง และการกระดกปลายเท้าขึ้น ล้วนเกิดจากคุณลักษณะรองเท้า เช่น วัสดุทำแผ่นรองรับฝ่าเท้าและแผ่นคั่นพื้นรองเท้าที่

ต่างกัน การออกแบบที่ต่างกัน และ/หรือสภาวะที่ต่างกัน (Hardin, Van Den Bogert, & Hamill, 2004, Rethnam & Makwana, 2011, Kong, Candelaria, & Smith, 2009, Saito, Muraki, & Tochiara, 2007, De Clercq, Aerts, & Kurmer, 1994, Bishop, Fiolkowski, Conrad, & Burnt, 2006) ยิ่งไปกว่านั้น การบาดเจ็บอาจเกิดขึ้นได้จากรองเท้าที่ไม่พอดีและการชำรุด (Wilk, Fisher, & Gutierrez, 2000, Burns, Leese, & McMurdo, 2002) เมื่อไม่นานนี้ Taunton และคณะ (2003) พบว่ามีข้อเชื่อมโยงกันระหว่างการสึกหรอทรุดโทรมของรองเท้าและการบาดเจ็บในนักวิ่ง

รองเท้าวิ่งที่สามารถลดแรงตบสนองจากพื้นซึ่งมักเรียกกันว่า ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก (SAC) หรือคุณสมบัติกันกระแทก มีความสำคัญมากเนื่องจากสามารถลดการบาดเจ็บในนักวิ่งได้ Cook, Kester, & Burnet (1985) พบว่ารองเท้าวิ่งจะสูญเสียความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกไปตามระยะทางการวิ่ง จากกรณีศึกษา รองเท้าวิ่งถูกกระแทกซ้ำๆ กันด้วยเท้าเทียมเพื่อจำลองการกระแทกสั้นเท้าจากการวิ่ง แรงกระแทกมีน้ำหนัก 150 ปอนด์ (เป็นของนักวิ่งที่หนัก 68 กก.) และรองเท้าถูกกระทบ 805 ครั้งต่อไมล์ ผู้เขียนได้วัดความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ซึ่งเป็นพลังงานที่ดูดซับโดยรองเท้าวิ่งและได้แสดงให้เห็นว่า รองเท้าวิ่งจะสูญเสียความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกไป 30% ใน 75 ไมล์แรก (~120 กม.) และสูญเสียไป 50% ใน 500 ไมล์ (~800 กม.) อย่างไรก็ตาม ผู้เขียนได้เสนอแนะว่าผลการทดสอบจากห้องปฏิบัติการไม่ได้สะท้อนถึงการวิ่งจริงโดยนักวิ่งซึ่งพบว่ารองเท้าจากนักวิ่งนั้นมีความเสียหายน้อยกว่า และควรบันทึกไว้ด้วยว่าผู้เขียนไม่ได้รายงานไว้ว่าวัสดุที่ใช้ทำแผ่นพื้นรองเท้ารับเท้าและแผ่นคั่นพื้นรองเท้าคืออะไร

แทนที่จะทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพด้วยเครื่องจักร นักวิจัยหลายคน (Kong, Candelaria, & Smith, 2009, Wang, Xian, Hong, & Zhou, 2010, Wang, Hong, & Li, 2012) ทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพด้วยการวิ่งของมนุษย์จริงๆ Kong และคณะ (2009) แสดงนัยของความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก จากเวลาอย่างก้าวของนักวิ่งที่เข้าร่วมทดสอบ และมีข้อสรุปคือ ไม่ว่าเทคโนโลยีกันกระแทกจะเป็น เจล อากาศและสปริง กลไกการวิ่งของนักวิ่งผู้เข้าร่วมทดสอบจะเปลี่ยนไปเมื่อรองเท้าวิ่งเสื่อมสภาพ และความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าจะลดลงเมื่อระยะทางการวิ่งเพิ่มขึ้น Wang และคณะ (2010) ได้ทดสอบความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ของรองเท้าวิ่งที่มีแผ่นคั่นพื้นรองเท้า EVA ด้วยการใช้อุปกรณ์ทดสอบแรงกระแทกเพื่อค้นหาแรงกระแทกสูงสุดในระยะทาง 500 กม. จากนั้นผู้เขียนได้แสดงนัยของความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ในลักษณะของเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างรองเท้าวิ่งในสภาพที่ทรุดโทรมแล้วกับรองเท้าวิ่งในสภาพใหม่ พวกเขาพบว่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่วิ่งไป 500 กม.มีข้อมูลทางสถิติที่แตกต่างไปจากความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งใหม่ (วิ่งไป 0 กม.) แม้จะผ่านไป 500 กม. รองเท้าวิ่งได้รับแรงกระแทกมากขึ้นเล็กน้อย (เพิ่มขึ้น 5% จากรองเท้าวิ่งที่วิ่งไป

0 กม.) Wang และคณะ (2012) ได้ทำการสานต่องานวิจัยของ Wang และคณะ (2010) ในเวลาต่อมาเพื่อรวมเอารองเท้าวิ่งที่มีแผ่นคั่นพื้นรองเท้า PU เข้าไว้ด้วย เป็นที่น่าสนใจว่า ขณะที่ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งที่มีแผ่นคั่นพื้นรองเท้าแบบ PU ไม่ได้ลดลงตามระยะทาง แต่กลับมีค่าขึ้นๆลงๆ ไปตามระยะทางที่วิ่งไป ซึ่งมีการถกเถียงว่าค่าขึ้นลงดังกล่าวเกิดจากกลไกการวิ่งที่ปรับเปลี่ยนไปเพราะรองเท้าเกิดการสึกหรอ

สิ่งที่เห็นได้ชัดคือการศึกษาศักยภาพความสามารถในการดูดซับแรงช็อกยังห่างไกลบทสรุปอยู่มาก โดยธรรมชาติแล้ว ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ควรจะลดลงไปตามระยะทางที่วิ่ง แม้กลไกการวิ่งของมนุษย์จะมีการปรับเปลี่ยนเพื่อลดการรับภาระแรงจากภายนอกก็ตาม เนื่องจากรองเท้านั้นเกิดความเสียหายไปในทุกก้าวที่นักวิ่งก้าวไปอยู่แล้ว จากการศึกษา สามารถเก็บค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก ได้จากหลายเทคนิค อาจคำนวณได้เป็นเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างเมื่อเทียบกับรองเท้าวิ่งสภาพสมบูรณ์ (Cook et al., 1985, Chiu & Shiang, 2007, Wang et al., 2010, Wang et al., 2012), อาจสามารถแสดงเป็นนัยได้จากเวลาย่างก้าว (Kong et al., 2009), หรืออาจสามารถสันนิษฐานได้จากความสูงของส้นเท้า (Schwanitz & Odenwald, 2008) ยิ่งไปกว่านั้น นักวิจัยต่างๆ ยังตกลงกันไม่ได้ว่าควรใช้วิธีการใดเพื่อหาค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกขณะที่การวัดค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกจากนักวิ่งจริงดูจะเป็นตัวเลือกที่สมเหตุผลที่สุด Wang และคณะ (2012) โต้แย้งว่า เนื่องจากการควบคุมกลไกการวิ่งในนักวิ่งจริงเป็นไปได้ยาก เครื่องทดสอบการกระแทกน่าจะมีความเหมาะสมมากกว่าแม้จะไม่สามารถเลียนแบบการวิ่งจริงได้อย่างแท้จริงก็ตาม

งานวิจัยที่ทดสอบเกี่ยวกับการวิ่ง

งานวิจัย	ชนิดของรองเท้า	ลักษณะการทดสอบ	ผลการทดสอบ
(McNair & Marshall, 1994) ศึกษาความแตกต่างระหว่างรองเท้าเปล่ากับการใส่รองเท้า	Ethylene vinyl acetate (EVA)	-ทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ (Material test) และคุณสมบัติการดูดซับแรง โดยคำนวณจำนวนครั้งของการกระแทกบริเวณสันจากการคำนวณหาพลังงานจลน์ -รองเท้า 4 คู่ มีเบอร์ต่างกันให้นักวิ่งชาย	-การทดสอบคุณสมบัติของรองเท้าพบว่ามีความแตกต่างในคุณสมบัติของ midsole แต่ความแตกต่างไม่ชัดเจนแต่ความแตกต่างระหว่างการใส่และไม่ใส่รองเท้าทำให้ท่าทางการวิ่งต่างกันผู้วิจัยแนะนำการติดเครื่องวัดแรง

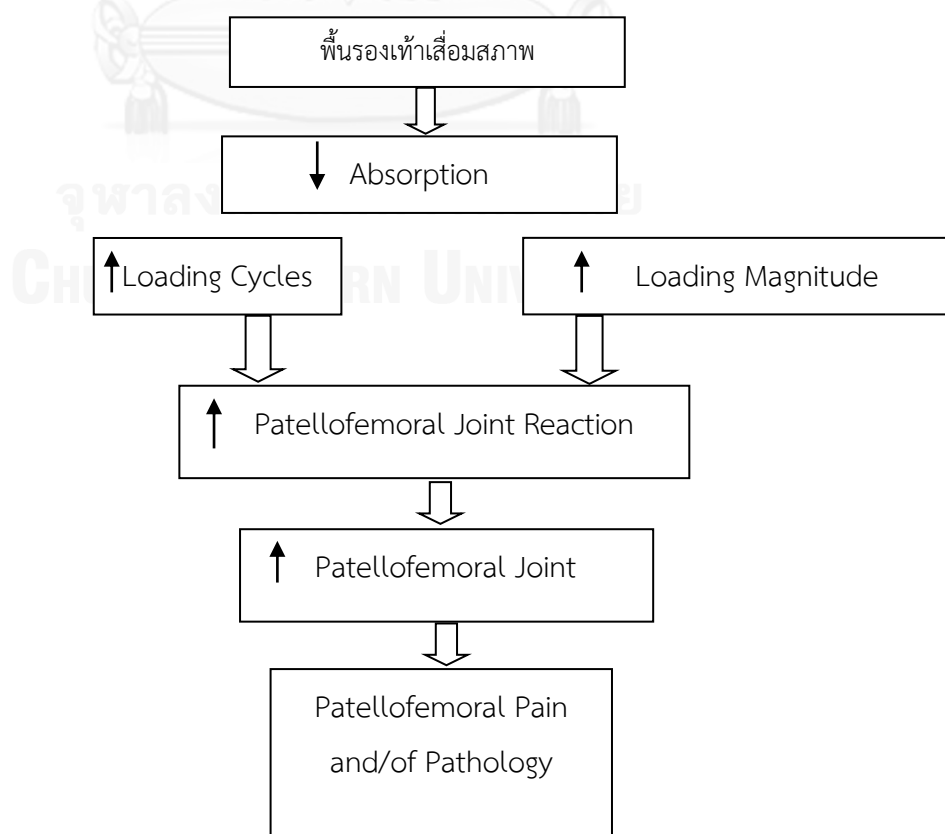
		10 คน ที่วิ่งแบบเอา สั่นลงติด accelerometer ที่ หน้าแข้ง 1000 Hz - วิ่งบนลู่วิ่งความเร็ว 3.5 ms ⁻¹ เก็บข้อมูล การเคลื่อนไหวขณะวิ่ง 3D ด้วยการศึกษา วิ่งคนละ 8 รอบ	ป้องกัน stress
(Torkki, Malmivaara, & Reivonen, 2002)	ทดสอบรองเท้าวิ่งใหม่ และเก่า	-ผู้เข้าร่วมการวิจัย 176 คน รองเท้าใหม่ 86 คน รองเท้าเก่า 90 คน -ประเมิน visual analogue scale และ ศึกษา ประเมินการล้า ของขาและ overuse injury	ภายหลังจาก 1 ปีพบว่า กลุ่ม 90 คนพบมีการ บาดเจ็บเพิ่มขึ้น โดยเฉพาะการอักเสบ ของข้อต่อ metatarsophalangeal joint เอ็นร้อยหวาย อักเสบ peroneus tendinitis และ Anterior knee pain
(Kong, Candelaria, & Smith, 2009)	ศึกษารองเท้า 3 ชนิด รองเท้าวิ่ง Air, Gel และ Spring	นักวิ่งชายหญิง (14:10) โดย เปรียบเทียบระหว่าง ใหม่กับเก่าและ ระหว่างชนิดของ รองเท้า ใช้ forceplate และกล้อง วัด ระยะทางที่ทดสอบ รองเท้าก่อนและหลัง 317 กิโลเมตร วิ่ง ทดสอบด้วยความเร็ว	-ระยะเวลาในการสัมผัส พื้นเพิ่มขึ้นในรองเท้า -โน้มลำตัวไปด้านหน้า น้อยลง -ข้อเท้าการกระดกปลาย เท้าลดลง โดยที่ข้อเข่า และข้อสะโพกรองเท้า เก่ากับรองเท้าใหม่มองศา ไม่แตกต่างกันชัดเจน

		4.5 ms ⁻¹	-องศารองเท้าใหม่/เก่า มุมข้อเท้า (-22)/(-19) มุมข้อเข่า (-0.3(8.3))/(0(9.8)) มุมข้อสะโพก (-14.7(9.1))/(-13.4(10.3))
(Hamill & Bates, 1988) ศึกษารองเท้าใส่ฝักวิ่งตั้งแต่เริ่มใช้งานโดยดูค่า GRF	ศึกษารองเท้าใส่ฝักวิ่ง 4 ชนิดในนักวิ่ง 6 คน ระยะทาง 140 km ใน 4 รายการซ้อมแข่งขันระยะทางรวม 400 km	-รองเท้าใส่วิ่งหรือแข่งขันยี่ห้อ ASICS คนที่ 1-3 เป็น cushion ชนิด EVA ที่มีคุณสมบัติ อ่อนนุ่ม และความแข็งตัวแตกต่างกันตามเบอร์ C1-4 -ทดสอบการวิ่งผ่าน forceplate	-เมื่อรองเท้าเก่าลงการดูดซับแรงลดลง 7.3% แต่ ความสูงของ peak ลดลงจากการทดสอบครั้งแรกน้อยกว่า 23-40% -ตัวแปรที่ศึกษา impact force, loading force
(Rethnam & Makwana, 2011) ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของรองเท้าตั้งแต่ใหม่จนถึง 792 km	ทดสอบรองเท้าในนักวิ่งหญิง 11 คน ระยะทาง 792 km โดยใส่รองเท้า Nike และวัดค่าแรงจาก insole	-รองเท้าใหม่ที่ใช้คือ ประมาณ 3-4 สัปดาห์ ส่วนรองเท้าเก่าอายุ 1.6-3.2 ปี	-ค่า peak pressure ในรองเท้าใหม่มากกว่าในรองเท้าเก่า ผู้วิจัยกล่าวว่าจะเกิดจากขาด flexibility - รองเท้าเก่ามี pressure-time integral น้อยกว่า รองเท้าใหม่คือ (100.7±24.0kPa)

			(110±28.3kPa)
(R. T. Cheung & Ng, 2009)	เปรียบเทียบระหว่าง motion control shoe กับ Neutral shoe	นักวิ่งหญิงจำนวน 20 คน มี pronation > 6 องศา ติด EMG ที่ Vastus medialis, Vastus obliquus, Vastus medialis, Vastus lateralis	-กล้ามเนื้อ Vastus medialis obliquus ทำงานชัดเจนเมื่อใช้ Neutral shoe เมื่อวิ่งผ่านไป 10 km Vastus medialis ทำงานลดลงในรองเท้าทั้งสองชนิด
ศึกษารองเท้า 10 คู่ สำหรับกลุ่มนักวิ่งที่มีเท้าแบน โดยสันนิษฐานว่าผู้มีปัญหา Vastus medialis obliquus จะทำให้เกิด patellofemoral pain			
(Wit, Clercq, & Lenoir, 1995) ศึกษาผลของความแข็งของพื้นรองเท้าหลายๆ ระดับเมื่อเท้าสัมผัสพื้นในการวิ่ง โดยศึกษามุมของข้อเท้า	นักวิ่งระยะไกลชาย จำนวน 7 คน พื้นรองเท้า EVA: C40 แบบนุ่ม C65 แบบแข็ง	-นักวิ่งวิ่งด้วยความเร็ว 4.5 ms ⁻¹ ผ่าน forceplate และกล้องความเร็วสูง	- peak ในแนวตั้งมีรูปร่างคล้ายๆกันเมื่อเปรียบเทียบระหว่างขาขวาและขาซ้าย - ผู้วิจัยให้พิจารณาการสร้างความสมดุลและลด impact forces และการลด pronation ของเท้าขณะสัมผัสพื้น
(Schwanitz & Odenwald) ศึกษา Life cycle stress	รองเท้า 13 คู่ ใช้เครื่องมือกดบริเวณสันรองเท้า คำนวณพลังงานที่ใช้กด การซ้ำ การสูญเสียพลังงานและ stiffness ของรองเท้า	ใช้เครื่องมือกดบริเวณสันรองเท้ากำหนดน้ำหนักและความถี่ เหมือนการวิ่ง 3.4-3.6 ms ⁻¹ ระยะทาง 600 km	-อธิบายกลไกการเสื่อมสภาพของพื้นรองเท้าที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความสามารถในการดูดซับพลังงาน
(Chiu & Shiang,	รองเท้า 3 คู่ รองเท้า	การทดสอบใช้โดย	-พื้นรองเท้าที่มีโฟมดูด

2007) ศึกษาประสิทธิภาพของพื้นรองเท้าและการดูดซับแรงของโฟมบริเวณสันขณะจำลองการกดรองเท้าคล้ายการลงน้ำหนักขณะวิ่ง	วิ่ง ยี่ห้อNewBalance เป็น EVAหนา 2.8 cm. thickness 0.46 cm., รองเท้าวิ่ง ยี่ห้อ Sionple เป็น EVAหนา 2.3 cm. thickness 0.42 cm., รองเท้าเล่นปิงปอง ยี่ห้อ Misuno เป็น EVAหนา 1.0 cm. thickness 2 mm.	จำลองการรกดบริเวณสันด้วยการใช้เครื่องมือที่มีความสูงและความถี่ในการกดรองเท้าต่อเชื่อมกับเครื่อง accelerometer พลังงานที่ใช้ในการกระแทก 3-7 จูล (1.82-6.08 จูล) Impact mass 6.2 kg. หรือเท่ากับความเร็ว 3 ms ⁻¹	ซับแรงสามารถดูดซับแรงได้ดี -วัสดุที่เป็นโฟมซึ่งมีการดูดซับแรงสามารถรับแรงได้ดีมีประสิทธิภาพกว่าวัสดุที่เป็นส่วนของรองเท้าที่รองรับแรงได้ไม่ดีภายใต้พลังงานจากการกระแทกสูงๆ
--	--	---	---

กรอบแนวคิดในการวิจัย



บทที่ 3

การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง

วิทยานิพนธ์เรื่องนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาผลของการเสื่อมสภาพของรองเท้าวิ่งที่มีผลต่อความเค้นที่เกิดขึ้นต่อข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งจ็อกกิ้ง เนื่องจากรองเท้าวิ่งมีผลต่อการป้องกันการบาดเจ็บให้แก่นักกีฬา แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาวิจัยที่แน่ชัดว่านักวิ่งสมควรจะต้องเปลี่ยนรองเท้าวิ่งเมื่อรองเท้าวิ่งผ่านการใช้งานแล้วเป็นระยะทางเท่าไร นอกจากนี้จากการทำการทบทวนวรรณกรรม ยังพบว่า งานวิจัยเกี่ยวกับการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติการรับแรงของรองเท้าวิ่งที่ผ่านการใช้งานแล้วยังไม่ชัดเจน

รูปแบบการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงปริมาณแบบการวิจัยกึ่งทดลอง เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งที่กระทำต่อเท้า แรงกดในรองเท้า กับการเปลี่ยนแปลงความเค้นบริเวณข้อต่อกระดูกสะบ้า โดยใช้เครื่องมือจำลองการวิ่งระยะทาง 800 กิโลเมตร ซึ่งระยะทางดังกล่าวได้จากค่าจำกัดความของการวิ่งจ็อกกิ้งและจากงานวิจัยที่สำรวจคนไทยออกกำลังกายด้วยการวิ่ง (นวรรตน์ บรรเจิดธีรกุล, 2550)

การศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถแบ่งเป็นโครงการย่อยได้ 3 โครงการดังนี้

1. การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง
2. การหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งส้นเท้าของนักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ
3. การหาความเค้น ณ ข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งเมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ

ในบทที่ 3 ผู้วิจัยจะกล่าวถึงขั้นตอนการสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง ซึ่งผู้วิจัยจะนำมาใช้ในการศึกษาวิจัยต่อไป

วัตถุประสงค์ในการสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง

เมื่อรองเท้าวิ่งได้ผ่านการใช้งานไปแล้ว คุณสมบัติทางกลศาสตร์ (mechanical property) ของรองเท้าวิ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงไป การทำให้รองเท้าวิ่งเสื่อมสภาพ หรือถูกใช้งานมาแล้ว สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 วิธีใหญ่ๆ ดังนี้

1. การทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้คนวิ่ง วิธีการนี้ผู้วิจัยจะขอให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยซึ่งเป็นนักวิ่งวิ่งจ็อกกิ้งโดยใช้รองเท้าวิ่งที่ผู้วิจัยคัดเลือกและเข้ามาทดสอบตามระยะทางผู้วิจัยที่กำหนด ข้อดีของการทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้คนวิ่งคือข้อมูลที่ได้เป็นข้อมูลที่เกิดขึ้นจากคน แต่ข้อเสียที่สำคัญคือนักวิ่งแต่ละคนมีกลศาสตร์ในการวิ่งที่แตกต่างกันไป ทำให้มีตัวแปรแทรกซ้อนค่อนข้างมาก (Kong, Candelaria et al. 2008)
2. การทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้เครื่อง จากการทบทวนวรรณกรรม นักวิจัยจะใช้เครื่องมือกระแทกที่สั่นรองเท้าโดยที่จำนวนครั้งที่กระแทกจะเท่ากับค่าเฉลี่ยของจำนวนก้าวหรือจำนวนครั้งที่นักวิ่งต้องกระแทกส้นเท้าลงกับพื้น ข้อดีของวิธีนี้คือผู้วิจัยสามารถควบคุมตัวแปรแทรกซ้อนได้ทั้งหมด แต่ข้อเสียของวิธีนี้คือผู้วิจัยไม่สามารถจำลองรูปแบบการกระแทกน้ำหนักของนักวิ่งที่เกิดขึ้นจริงต่อรองเท้าได้ ดังภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 การทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องมือ

ทั้งนี้เพื่อเป็นการควบคุมตัวแปรแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นของการทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้คนวิ่ง และจำลองรูปแบบการกระแทกน้ำหนักที่เกิดขึ้นจริงในรองเท้า ผู้วิจัยจึงต้องการสร้างเครื่องจำลองการวิ่งขึ้น โดยใช้เครื่องจำลองการวิ่งจะสามารถจำลองให้

1. ปริมาณน้ำหนักที่ตกลงบนพื้นรองเท้าด้านในและช่วงระยะเวลาในการสัมผัสพื้นของรองเท้าขณะวิ่งจ็อกกิ้งที่ทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องจำลองมีลักษณะคล้ายกับรูปแบบที่เกิดขึ้นโดยใช้คนวิ่ง
2. รูปแบบการกดของแรงบนพื้นด้านในของรองเท้าขณะวิ่งจ็อกกิ้งที่ทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องจำลองมีลักษณะคล้ายกับรูปแบบที่เกิดขึ้นโดยใช้คนวิ่ง

ในการสร้างเครื่องจำลองการวิ่งครั้งนี้ ทีมงานประกอบด้วย

อาจารย์ที่ปรึกษาในการสร้างเครื่องมือ

1. ผศ.ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์
2. ผศ. นพ. ดร. ภาสกร วัฒนธาดา
3. รศ. นพ. สมพล สงวนรังศิริกุล
4. อ.บุญศักดิ์ หล่อพิพัฒน์

ผู้ช่วยเหลือในการสร้างและปรับปรุงเครื่องมือ

1. นายยุทธพงษ์ ผลมั่ง
2. นายบุรีชัย ผลมั่ง
3. นายมนัส สอนสำแดง

สถานที่สร้างเครื่องมือ บ้านเลขที่ 13 ม.8 ต.สวนดอกไม้ อ.เสนาไห้ จ.สระบุรี

ส่วนประกอบของเครื่องมือ

ลักษณะของเครื่องมือเป็นเหมือนเกวียนซึ่งจะต้องลากด้วยรถ การสร้างเครื่องจำลองการวิ่งใช้น้ำหนักนักวิ่งสมัครเล่นหญิงมีน้ำหนักตัวประมาณ กิโลกรัม และวิ่งที่ระดับความเร็วประมาณ 3 เมตรต่อวินาที เนื่องจากเพศหญิงเป็นเพศที่มีความเสี่ยงต่ออาการปวดข้อต่อ patellofemoral มากกว่าเพศชาย (Magee et al., 2009) ดังนั้นการสร้างเครื่องจำลองการวิ่งนี้จึงสร้างโดยใช้พารามิเตอร์ของนักวิ่งดังกล่าวเป็นหลัก โดยเครื่องจำลองการวิ่งมีส่วนประกอบต่างๆดังนี้

1. โครงของเครื่องมือเป็นรูป 5 เหลี่ยม ลากพ่วงท้ายระดับขนานพื้น ตำแหน่งที่ยึดสูงจากพื้น 13.5 นิ้ว โครงของเครื่องมือประกอบด้วย เหล็กกล่องขนาด 1 นิ้ว x 2 นิ้ว จำนวน 6 ชิ้น ด้านข้างบริเวณเพลาติดตั้งลูกปืนทำให้เพลามุนได้อิสระ ด้านหลังติดคานเชื่อมด้วยลูกปืนน้ำหนัก 2 คาน ติดลูกปืนน้ำหนักข้างละ 17 กิโลกรัมสำหรับกระแทก เพื่อเพิ่มน้ำหนักกดที่ตำแหน่งปลายเท้า ดังภาพที่ 3.2 ตำแหน่ง 1

2. เพลารูปทรงกระบอกบนเพลารูปประกอบด้วย

- 2.1. ถังและถาดสำหรับใส่น้ำหนัก ขนาด 14 นิ้ว x 25 นิ้ว ตั้งอยู่กลางเพลามีลูกปืนทั้ง

- 2 ด้าน ขณะเพลามุนถังและถาดจะอยู่คงที่งานติดตั้งขาสำหรับเท้าเทียม ยึดติดกับเพลาด้วยการใส่ลิ้มเหล็ก แกนขาและเท้า

เทียมติดตั้งสปริงเพื่อปรับแต่งความสูงของสันเท้าและปลายเท้าเสมือนโซ๊ค โดยเมื่อใส่รองเท้า

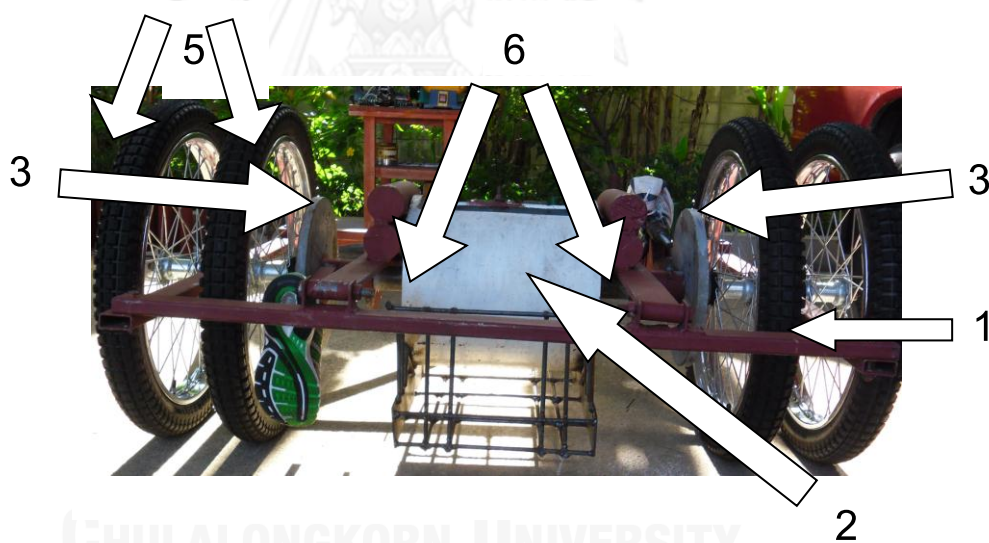
บริเวณสันเท้าจะอยู่สูงกว่าวงล้อ 2.5 เซนติเมตรและบริเวณปลายเท้าสูงกว่าวงล้อ 3 เซนติเมตร ดัง

ภาพที่ 3.2 ตำแหน่ง 3

2.2. จานลูกเบี้ยว สามารถปรับแต่งได้ยึดติดกับเพลลาในแนวเดียวกับที่ลูกน้ำหนักตก กระแทก ขณะฝ่าเท้าสัมผัสพื้น เพื่อเพิ่มแรงกดบริเวณปลายเท้า เนื่องจากการทดลองสร้าง เครื่องมือการไม่ใส่ลูกเบี้ยวดังกล่าวจะทำให้การเกิดขึ้นของ active peak หรือ peak ที่ 2 ของการวิ่ง ไม่ได้ค่าที่สูงกว่าการเกิดขึ้นของ impact peak หรือ peak ที่ 1 ดังภาพที่ 3.2 ตำแหน่ง 4

2.3. วงล้อ เป็นล้อรถจักรยานยนต์ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 27 นิ้ว จำนวน 4 วง อยู่ด้าน ในโครงเครื่องมืออัดแน่นกับงานขาเทียมให้หมุนไปพร้อมกันจำนวน 2 วงล้อและด้านนอก 2 วงล้อ หมุนอิสระ ช่วยพยุงและทำให้ตัวเครื่องมือมีการโคลงน้อยลง ดังภาพที่ 3.2 ตำแหน่ง 5

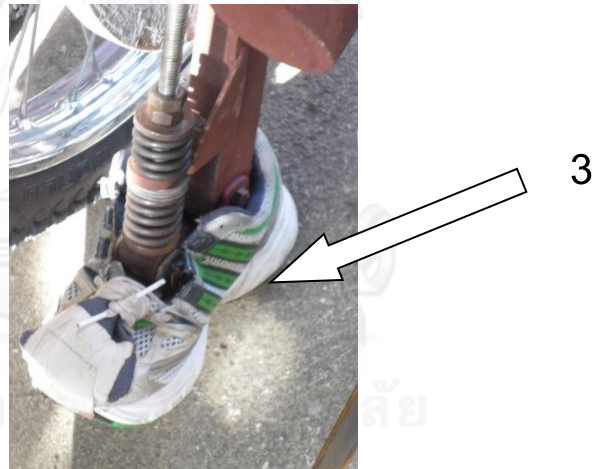
2.4. ลูกน้ำหนักสำหรับกระแทกวางบนแนวลูกเบี้ยว มีจุดหมุนอยู่บนโครงของเครื่องมือ บริเวณด้านหลัง ดังภาพที่ 3.2 ตำแหน่ง 6



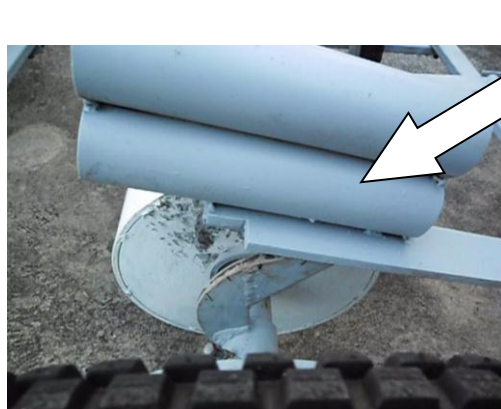
ภาพที่ 3.2 ด้านหลังของเครื่องมือจำลองการวิ่ง



ภาพที่ 3.3 ด้านหน้าของเครื่องมือจำลองการวิ่ง



ภาพที่ 3.4 การสัมผัสพื้นของเท้าเทียมและรองเท้า



ภาพตำแหน่งของจานลูกเบี้ยว
บนเพลลา

ภาพที่ 3.5 ลักษณะการควบคุมการตกของลูกน้ำหนัก

การสร้างเครื่องมือจำลองการวิ่งเพื่อให้รองเท้าเสื่อมสภาพ แล้วนำรองเท้าวิ่งสวมเข้ากับขาเทียมทำการจำลองการวิ่งจากขาเทียม ดังภาพที่ 3.6 โดยใช้น้ำหนักนักวิ่งสมัครเล่นหญิงที่ระดับความเร็วประมาณ 3 เมตรต่อวินาที เมื่อสามารถกำหนดพารามิเตอร์ของนักวิ่งที่ได้กับเครื่องจำลองการวิ่งของขาเทียมแล้ว ทำการจำลองการวิ่งโดยให้ขาเทียมทำการวิ่งตามโปรแกรมของการเสื่อมสภาพที่กำหนด



ภาพที่ 3.6 เครื่องมือจำลองการวิ่งสำหรับทำให้รองเท้าวิ่งเสื่อมสภาพ

แต่ภายหลังจากเริ่มทดลองลากเพื่อทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพได้ประมาณ 50 กิโลเมตรประสบปัญหาเพลลาหัก ได้ทำการกลึงเหล็กทำตัวรถใหม่ ก็ประสบปัญหาเดิม และทำให้รองเท้าชำรุดเสียหาย ทำให้ต้องทำการปรับเครื่องมือใหม่เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว การปรับปรุงทำให้เครื่องมือกระจายน้ำหนักได้ดีขึ้น โดยไม่มีผลต่อลักษณะการจำลองการวิ่ง ดังภาพที่ 3.7



ภาพที่ 3.7 เครื่องจำลองการวิ่งภายหลังการปรับปรุงใหม่

การวิเคราะห์ความตรงของเครื่องจำลองการวิ่ง (Machine Validation)

การวิเคราะห์ความตรงมีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างความมั่นใจว่าเครื่องจำลองการวิ่งสามารถสร้างรูปแบบการลงน้ำหนักให้กับรองเท้าคล้ายกับรูปแบบการลงน้ำหนักของการวิ่งของมนุษย์ ในการวิเคราะห์ความตรงนี้ ผู้วิจัยมีเกณฑ์การวิเคราะห์อยู่ 2 ประการใหญ่ๆ ได้แก่

1. ปริมาณน้ำหนักที่ตกลงบนพื้นรองเท้าด้านในและช่วงระยะเวลาในการสัมผัสพื้นของรองเท้าขณะวิ่งจ็อกกิ้ง
2. รูปแบบการกระจายแรงกดบนพื้นด้านในของรองเท้าขณะวิ่งจ็อกกิ้งที่ทำให้เสื่อมสภาพโดยใช้เครื่องจำลองมีลักษณะคล้ายกับรูปแบบที่เกิดขึ้นโดยใช้คนวิ่ง

การวิเคราะห์ความตรงโดยใช้ปริมาณน้ำหนักและระยะเวลาในการสัมผัสพื้นของรองเท้า

ตัวแปรที่สำคัญที่สุดตัวแปรหนึ่งในการใช้วิเคราะห์ความตรง ได้แก่ น้ำหนักที่กระทบรองเท้าในส่วน impact peak และ active peak โดยที่น้ำหนักหรือแรงที่กระทบใน peak ทั้ง 2 peak นี้จะต้องใกล้เคียงกัน

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นนักวิ่งเพศหญิง มีน้ำหนักตัวอยู่ในช่วง 55 – 58 กิโลกรัม จากการศึกษาของ Keller et al. (1996) การวิ่งจ็อกกิ้งมักจะวิ่งด้วยความเร็ว 3 เมตรต่อวินาที โดยจะมีแรงกดบนพื้นรองเท้าส่วนสันเท้า (impact peak) ประมาณ 2 เท่าของน้ำหนักตัวหรือช่วงน้ำหนักระหว่าง 110 – 116 กิโลกรัม และส่วนปลายเท้า (active peak) ประมาณ 3 เท่าของน้ำหนักตัวหรือช่วงน้ำหนักระหว่าง 165 – 174 กิโลกรัม และช่วงระยะเวลาที่เท้าสัมผัสบนพื้นอยู่ในช่วง 0.25 – 0.30 วินาที เพื่อเครื่องจำลองการวิ่งสร้างแรงกระแทกที่ impact peak และ active peak ให้ได้น้ำหนักอยู่ในช่วง 110-116 กิโลกรัม และ 165-174 กิโลกรัมตามลำดับนั้น ผู้วิจัยได้ทำการ trial and error โดยใส่น้ำหนักลงไปบนเครื่องจำลองเพื่อให้สามารถสร้างแรงกระแทกอยู่ในช่วงดังกล่าว และปรับความเร็วการวิ่งของรถลากเพื่อให้ได้แรงกระแทกในช่วงน้ำหนักและระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้น

จากการทำ trial and error พบว่าความเร็วของรถที่ใช้ลากจะอยู่ที่ 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง ซึ่งเทียบได้กับความเร็ว 3.33 เมตรต่อวินาที ในการควบคุมความเร็วรถที่ขั้วลากประมาณ 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง โดยต้องควบคุมรอบของเครื่องยนต์รถให้คงที่ จึงจะสามารถควบคุมช่วงระยะเวลาการสัมผัสพื้นของเท้าเทียบได้ใกล้เคียงกับการวิ่งจ็อกกิ้งของคนซึ่งอยู่ในช่วงประมาณ 0.27 – 0.30 วินาที และน้ำหนักของตัวเครื่องมือทำให้เกิดแรงกดที่สันเท้าอยู่ในช่วง 116 – 118 กิโลกรัม ในช่วง impact peak จังหวะการตกกระแทกของลูกน้ำหนักจากลูกเบียร์ทำให้เพิ่มแรงกดบริเวณปลายเท้า หรือ active peak ให้สูงขึ้นได้ในช่วง 169 -177 กิโลกรัม นอกจากนี้ถ้าสามารถควบคุมปัจจัย เช่น ความเร็วของการลากเครื่องมือ ความเรียบของพื้นถนนจะช่วยทำให้การกดลงของน้ำหนักบนพื้นรองเท้าทำได้เต็มที่ ตารางที่ 3.1 รายงานผลที่ได้จากการใช้เครื่องจำลองการวิ่ง ซึ่งพบว่า ระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้น และแรงกระแทกที่ impact peak จะค่อนข้างคงที่ ในขณะที่แรงกระแทกที่ active peak จะแปรปรวนมากกว่าแรงกระแทกที่ impact peak อย่างไรก็ตาม ข้อมูลของแรงกระแทกที่เกิดขึ้นที่ impact peak และ active peak รวมไปถึงระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้นอยู่ในข้อมูลที่ได้จากค่าเฉลี่ยที่ได้จากนักวิ่ง ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า เครื่องจำลองการวิ่งสามารถสร้างแรงกระแทกที่ impact peak และ active peak รวมไปถึงระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้นได้เหมือนกับการวิ่งของคน

ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการวิ่ง

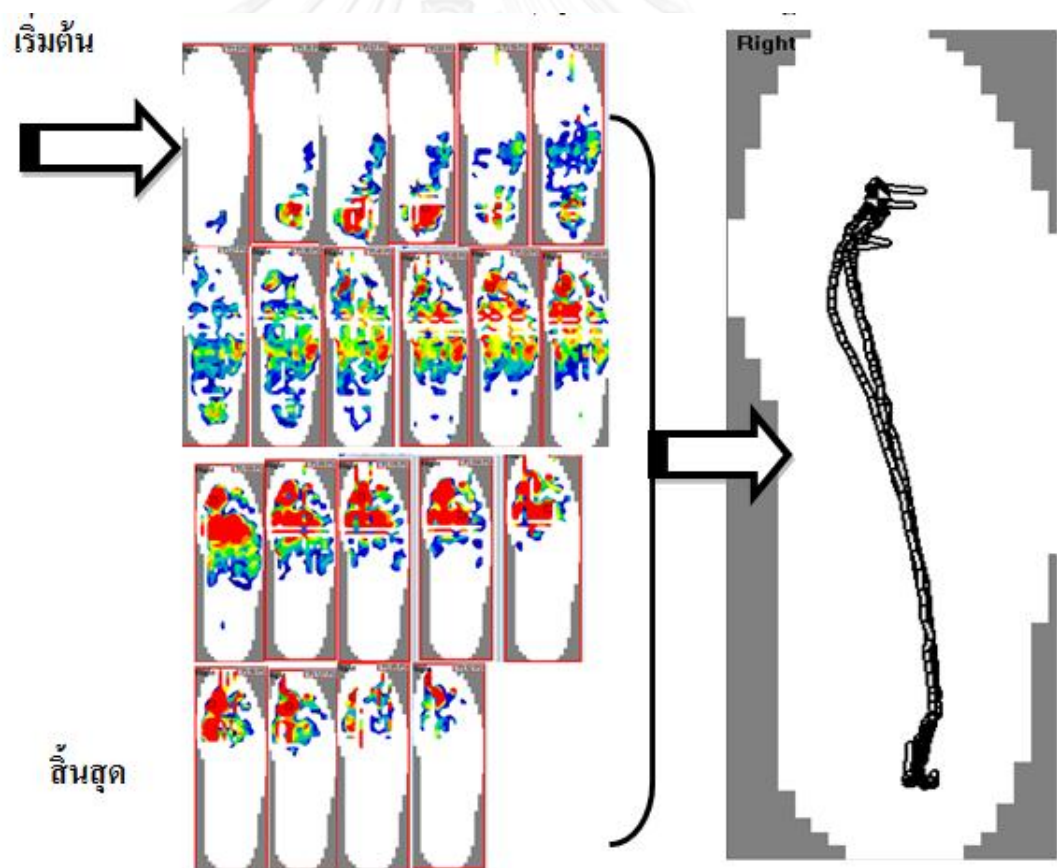
สัมผัสพื้น ครั้งที่	ระยะเวลา (วินาที)	น้ำหนักสั่นเท้า (กิโลกรัม) (impact peak)	น้ำหนักปลายเท้า (กิโลกรัม) (Active peak)
1	0.30	118	177
2	0.29	117	174
3	0.29	118	173
4	0.28	117	171
5	0.28	117	170
6	0.28	117	171
7	0.27	116	169
8	0.28	117	170
9	0.28	118	171
10	0.29	117	172

การวิเคราะห์ความตรงโดยใช้รูปแบบการกระจายแรงกดบนพื้นรองเท้า

เพื่อให้เครื่องจำลองการวิ่งสร้างแรงกระทำได้เหมือนกับคนวิ่งมากที่สุด ผู้วิจัยสนใจเรื่องรูปแบบของการกระจายแรงของแรงกดที่เกิดขึ้นบนพื้นรองเท้า และการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดัน (center of pressure) ที่เกิดขึ้น ภาพที่ 3.9 ได้แสดงรูปแบบการกระจายแรงของแรงกด และการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดัน จากภาพที่ 3.9 พบว่าบริเวณสันเท้าด้านนอกจะสัมผัสพื้นก่อนทำให้เกิดแรงกดขึ้นมาก่อน (ภาพที่ 3.9 ตอนเริ่มต้น) จากนั้นเท้าเทียมจะเริ่มเหยียบและถ่ายน้ำหนักลงสู่รองเท้าเข้ามาทางด้านในของรองเท้ามากขึ้นจนสิ้นสุดบริเวณปลายฝ่าเท้าด้านใน (ภาพที่ 3.9 ตอนสิ้นสุด) จากลักษณะการกระจายของแรงกดและการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดันพบว่าลักษณะดังกล่าวมีลักษณะคล้ายกับคนวิ่งมีรูปร่างเท้าปกติ



ภาพที่ 3.8 แสดงการติดตั้งเครื่อง F-Scan กับเครื่องจำลองการวิ่ง



ภาพที่ 3.9 แสดงลักษณะแรงบนพื้นด้านในรองเท้าและแนวการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางแรงกด

การจำลองการเสื่อมสภาพของรองเท้า

หลังจากที่ผู้วิจัยได้สร้างและพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งแล้ว ผู้วิจัยใช้รถลากเครื่องจำลองการวิ่ง (ภาพที่ 3.10) ด้วยความเร็วคงที่ของรถลากที่ 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง ทำให้เกิด impact peak, active peak และระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้นตามพารามิเตอร์ที่กำหนด



ภาพที่ 3.10 แสดงการลากรถจำลองการวิ่ง

รองเท้าที่จะนำมาทดสอบจะใช้เวลาลากประมาณ 5 วันเพื่อให้ได้ระยะทางเท่ากับคนวิ่ง 100 กิโลเมตร ในการลากแต่ละวันจะต้องหยุดพักทุก 30 นาที ในขณะที่หยุดพักผู้วิจัยจะใช้พัดลมเป่าให้รองเท้าไม่ร้อนจัด พร้อมตรวจเช็คสภาพเท้าเทียมและรองเท้าเสมอ ดังภาพที่ 3.11

หากเป็นช่วงกลางวันจะทำการฉีดน้ำบนพื้นถนนก่อนทำการลากเพื่อลดอุณหภูมิพื้นถนน ทั้งนี้ส่วนใหญ่ผู้วิจัยจะทำการจำลองการวิ่งในช่วงเวลา 6.00 น. ถึง 9.00 น. และ 16.00 น. ถึง 19.00 น. หากวันใดฝนตกก็จะทำให้ต้องเพิ่มระยะเวลาที่ใช้ในการลากเพิ่มจำนวนวันมากขึ้น



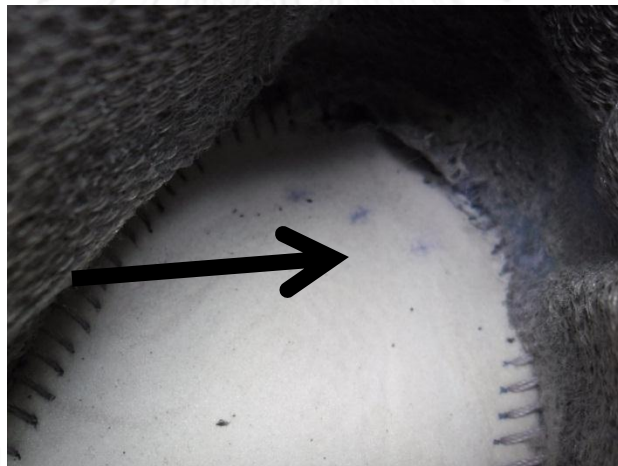
ภาพที่ 3.11 แสดงการลดอุณหภูมิร่องเท้าและการตรวจเช็คเครื่องมือ

ผู้วิจัยทำการบันทึกการเสื่อมสภาพทางกายภาพของร่องเท้าทุกๆ 100 กิโลเมตร จนถึง ระยะทาง 800 กิโลเมตร ทั้งนี้การเสื่อมสภาพของร่องเท้าสามารถวัดได้จากระยะความสูงที่เปลี่ยนแปลงไป ในงานวิจัยนี้จะวัดการเสื่อมสภาพทางกายภาพ โดยการวัดระยะที่สูงที่สุดของขอบร่องเท้าด้านหลังถึงส่วนที่ต่ำที่สุดของร่องเท้า (L) ดังแสดงในภาพที่ 3.12 และการสึกของร่องเท้า (D) คือระยะที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อนำร่องเท้าไปทำการวิ่งด้วยเครื่องจำลองการวิ่งตามระยะทางที่กำหนดเมื่อเทียบจากระยะ L ของร่องเท้าใหม่ (L_0) หรือ $D = L_d - L_0$ เมื่อ D คือการสึกของร่องเท้า L_d คือ ระยะ L ที่วัดตามภาพที่ 3.12 เมื่อร่องเท้าผ่านการใช้งานไประยะ d กิโลเมตร และ L_0 คือ ระยะ L ที่วัดตามภาพที่ 3.12 ของร่องเท้าใหม่ ในการวัดจะกำหนดจุดบริเวณส่วนพื้นด้านในร่องเท้าดังภาพที่ 3.13 โดยใช้เวอร์เนียคาลิเปอร์วัดความสูงของพื้นร่องเท้า และทำการวัดการเสื่อมสภาพของร่องเท้าตามภาพที่ 3.14

ผู้วิจัยนำร่องเท้าที่ผ่านการจำลองโดยเครื่องจำลองการวิ่งมาทดสอบที่ระยะทาง 0, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700 และ 800 กิโลเมตร เพื่อนำมาใช้ทดสอบกับผู้เข้าร่วมการวิจัยซึ่งจะกล่าวต่อไปในบทที่ 4



ภาพที่ 3.12 แสดงการวัดการสึกของรองเท้า



ภาพที่ 3.13 แสดงการกำหนดจุดบริเวณส่วนพื้นด้านในรองเท้า
โดยใช้หมึกทำเครื่องหมายไว้ด้านในบนพื้นรองเท้าเป็นตำแหน่งที่ใช้วัดการยุบตัวของพื้นรองเท้า



ภาพที่ 3.14 แสดงการวัดตามจุดที่กำหนดในพื้นที่รองเท้า

การเทียบค่าเครื่องจำลองการวิ่งกับการวิ่งของผู้เข้าร่วมการวิจัย

เพื่อให้ได้เครื่องจำลองการวิ่งที่จำลองการวิ่งได้เหมือนคนที่สุด ผู้วิจัยนอกจากจะสนใจ impact peak, active peak, ระยะเวลาที่รองเท้าสัมผัสพื้น รวมไปถึงรูปแบบการกระจายแรงของแรงกดและการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดัน (Center of Pressure) แล้ว ตัวแปรที่สำคัญอีกตัวแปรหนึ่งก็คือเรื่องของแรงดล (Impulse) เนื่องจากแรงดลคือผลคูณของแรงกระทำกับระยะเวลาที่แรงกระทำนั้นกระทำรองเท้า ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการ validation ข้อมูลของการวิ่งที่ได้จากขาเทียมและจากข้อมูลจากการวิ่งจริงที่ได้จากการทดสอบนักวิ่งเพศหญิงที่เป็นกลุ่มตัวอย่างโดยให้วิ่งที่ความเร็วประมาณ 3 เมตรต่อวินาทีเก็บข้อมูลด้วย force plate และกล้องความเร็วสูง เพื่อเป็นข้อมูลนำมาใช้ประกอบการ validation ของขาเทียม ซึ่งประกอบด้วย ค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force) ซึ่งอ่านได้จากค่า force plate ของผู้เข้าร่วมการวิจัย ความเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย (center of mass) ในแนวตั้งของผู้เข้าร่วมการวิจัย ซึ่งสามารถหาได้จากการวิเคราะห์ข้อมูลจากกล้องความเร็วสูงในส่วนของคุณค่าของนักวิ่งจริง และได้จากการคำนวณจากกฎของนิวตันสำหรับการวิ่งแบบจำลองโดยขาเทียมที่คำนวณ

ตารางที่ 3.2 แสดงค่าเฉลี่ย Velocity impact, Displacement shift และ Impluse การวิ่งของผู้เข้าร่วมการวิจัย 9 คน แสดงดังตารางด้านล่าง

subjects	legs	Velocity impact (ms ⁻¹)	Displacement shift (CM)	Impluse (Newton-second)
1	Rt	-0.937	10.27	203.207
	Lt	-0.013	6.41	164.447
2	Rt	-0.193	5.28	168.104
	Lt	-0.033	5.30	162.558
3	Rt	-0.286	6.01	182.674
	Lt	-0.442	10.39	229.99
4	Rt	-0.769	7.90	197.398
	Lt	-0.781	7.95	194.085
5	Rt	-0.624	8.98	218.392
	Lt	-0.547	9.50	205.537
6	Rt	-0.298	6.35	151.087
	Lt	-0.459	7.09	171.336
7	Rt	-0.043	4.38	124.931
	Lt	-0.028	4.71	148.056
8	Rt	-1.022	1.27	231.894
	Lt	-1.289	1.32	238.435
9	Rt	-0.883	1.03	210.770
	Lt	-0.879	1.22	224.040

ข้อจำกัดของเครื่องจำลองการวิ่ง

ถึงแม้ว่าผู้วิจัยจะทำการตรวจสอบความตรงของเครื่องจำลองการวิ่งเพื่อให้มั่นใจว่าเครื่องจำลองการวิ่งสามารถจำลองรูปแบบการลงน้ำหนักได้เสมือนกับคนวิ่งจริงมากที่สุด ผู้วิจัยพบว่าเครื่องจำลองการวิ่งมีข้อจำกัดบางประการดังนี้

1. จำนวนก้าวที่สัมผัสพื้น เนื่องจากเครื่องจำลองการวิ่งใช้ล้อซึ่งมีเส้นรอบวง 207 เซนติเมตร ดังนั้นรองเท้าแต่ละข้างจะกระทบพื้นทุกๆ 2 เมตร ทำให้ในการจำลองการวิ่งที่ระยะทาง 800 กิโลเมตร รองเท้าแต่ละข้างสัมผัสพื้นประมาณ 400,000 ครั้ง หรือประมาณ 800,000 ก้าว ซึ่งเทียบได้กับระยะก้าวเท่ากับ 1.03 เมตร แต่ปกติแล้วคนวิ่งจ็อกกิ้งมีก้าวยาว 0.7 เมตร หรือคิดคำนวณเป็นจำนวนก้าวเท่ากับ 1,142,857 ก้าว ซึ่งเป็นข้อจำกัดของเครื่องจำลองการวิ่ง ซึ่งอาจทำให้การเสื่อม

ของรองเท้าโดยเครื่องจำลองการวิ่งเกิดขึ้นช้ากว่าการเสื่อมของรองเท้าที่เกิดขึ้นโดยการวิ่งจริงของนักวิ่ง

2. ตำแหน่งการลงน้ำหนักของเท้าเทียมในรองเท้า เครื่องจำลองการวิ่งมีเท้าเทียมที่เป็นเหล็กมียางรองรับและพันด้วยเทปผ้าเป็นรูปลักษณะคล้ายเท้าขนาดพอดีกับรองเท้า จึงไม่สามารถเลื่อนไถลได้เหมือนในรองเท้าที่คนใส่วิ่งโดยปกติ ทำให้การลงน้ำหนักเกิดขึ้นที่ตำแหน่งเดิมทุกครั้งของการจำลองการวิ่ง ด้วยข้อจำกัดดังกล่าวอาจมีผลทำให้การเสื่อมของรองเท้าโดยเครื่องจำลองการวิ่งเกิดขึ้นเร็วกว่าการเสื่อมของรองเท้าที่เกิดขึ้นโดยการวิ่งจริงของนักวิ่ง ถึงแม้ว่าการเสื่อมของรองเท้าที่จำลองขึ้นจากเครื่องจำลองการวิ่งจะลงน้ำหนักที่ตำแหน่งเดิมทุกครั้ง ผู้วิจัยไม่สามารถระบุได้ว่าจะสามารถชดเชยกับระยะก้าวที่ยาวขึ้นหรือไม่

3. การระบายความร้อนในรองเท้า อุณหภูมิภายในรองเท้าหลังจากลากรถ 30 นาที ร้อนจัด เนื่องจากเท้าเทียมระบายความร้อนได้ไม่ดี ในการวิจัยต้องถอดรองเท้าและเอาพัดลมเป่าให้หายร้อน จึงทำการลากต่อ

สรุป

ผู้วิจัยได้สร้างและพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งที่สามารถสร้าง impact peak, active peak, ระยะเวลาที่เท้าสัมผัสกับพื้น รูปแบบการกระจายแรงของแรงกดบนพื้นรองเท้า การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดัน รวมไปถึงการเกิดขึ้นของแรงดล ให้มีลักษณะคล้ายกับการวิ่งของมนุษย์ ทั้งนี้เครื่องจำลองการวิ่งมีรูปร่างลักษณะคล้ายเกวียนและต้องถูกลากด้วยรถยนต์ที่ความเร็ว 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง จึงจะสามารถจำลองการวิ่งของนักวิ่งหญิงไทยที่มีน้ำหนักตัว 55-58 กิโลกรัม และวิ่งด้วยความเร็วประมาณ 3 เมตรต่อวินาทีได้

บทที่ 4

การลดลงของคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่เสื่อมสภาพ

ในบทที่ 3 ผู้วิจัยได้กล่าวถึงการสร้างและพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งที่สามารถจำลองรูปแบบการวิ่งที่เหมือนกับนักวิ่ง พร้อมทั้งทดสอบความเที่ยงและความตรงของเครื่องมือ รวมไปถึงการจำลองการวิ่งทุกๆ 100 กิโลเมตร จนถึงระยะ 800 กิโลเมตรแล้ว ในบทที่ 4 ผู้วิจัยต้องการศึกษาผลของคุณสมบัติของการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่เสื่อมสภาพ โดยใช้ระเบียบการวิจัยเชิงปริมาณ โดยนำรองเท้าที่ผ่านการจำลองการใช้งานแล้วมาให้กับผู้เข้าร่วมการวิจัยเพื่อนำมาทดสอบและวิเคราะห์คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกต่อไป

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ประชากรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้เป็นนักวิ่งสมัครเล่นเพศหญิง ชาวไทย

กลุ่มตัวอย่างคือ นักวิ่งสมัครเล่นเพศหญิงชาวไทย ที่มีอายุระหว่าง 20-40 ปี ซึ่งวิ่งออกกำลังกายสม่ำเสมอในบริเวณ สนามกีฬาแห่งชาติศุภชลาศัย การเลือกกลุ่มตัวอย่างจะใช้วิธีเลือกแบบเจาะจง (Purposive sampling) โดยความสมัครใจของผู้เข้าร่วมการวิจัยและมีการสัมภาษณ์ ทดสอบเพื่อค้นหาผู้เข้าร่วมการวิจัย

จากการศึกษาที่มีการสำรวจผู้นิยมออกกำลังกายด้วยการวิ่งและการบาดเจ็บพบว่าเพศหญิง จะเกิดการบาดเจ็บบริเวณข้อเข่ามากกว่า (Magee et al., 2009) จึงเลือกทำการศึกษาในนักวิ่งสมัครเล่นเพศหญิง น้ำหนักตัวอยู่ในช่วง 55-58 กิโลกรัมซึ่งใกล้เคียงกับน้ำหนักตัวเฉลี่ยของผู้หญิงไทย เท่ากับ 57.40 กิโลกรัม ช่วงอายุ 26-35 ปี จะมีน้ำหนักตัวเฉลี่ยเท่ากับ 56.26 กิโลกรัม ที่มีคุณสมบัติตามเกณฑ์การคัด ดังต่อไปนี้ มาเป็นกลุ่มตัวอย่าง

เกณฑ์การคัดเข้าร่วมการวิจัย

1. เป็นนักวิ่งสมัครเล่นเพศหญิง อายุระหว่าง 20-40 ปี
2. วิ่งสม่ำเสมออย่างน้อย 20 กิโลเมตรต่อสัปดาห์ อย่างน้อย 2 เดือนก่อนเข้าร่วมการวิจัย
3. ไม่มีการบาดเจ็บของขาและเท้าทั้ง 2 ข้างภายในช่วงระยะเวลา 3 เดือนก่อนเข้าร่วมการวิจัย
4. ไม่มีประวัติกระดูกขาหักหรือได้รับการผ่าตัดบริเวณส่วนขาเช่น ใส่เหล็ก มีรอยแผลผ่าตัด เป็นต้น
5. น้ำหนักตัวอยู่ในช่วง 55-58 กิโลกรัม (มีค่า BMI ปกติ)
6. มีความยาวขาทั้ง 2 ข้างไม่ต่างกันเกิน 1.5 เซนติเมตร
7. ไม่มีความผิดปกติของรูปเท้า

8. วิ่งลักษณะเอาส่วนส้นเท้าลง (heel-toe running)
9. ถนัดขาขวา

เกณฑ์การคัดออกจากการวิจัย

1. มีความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้างที่วัดจาก (Q-angle)
2. ผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่สามารถมาทำการทดสอบได้ครบตามจำนวนครั้งที่กำหนด
3. ผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่สามารถควบคุมน้ำหนักตัวให้อยู่ในช่วงที่กำหนดได้

การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

กำหนดค่าสถิติที่สำคัญได้แก่ อำนาจของการทดสอบทางสถิติ (Power of statistical test) เท่ากับ .80 ขนาดของผลที่หวังจะเกิดขึ้น (Effect size) เท่ากับ .70 กำหนดระดับมีนัยสำคัญ (Significance level) เท่ากับ .05 ผลจากการเปิดตารางโคเฮน (Cohen 1988) จะได้กลุ่มตัวอย่างจำนวน 10 คน ซึ่งในการ ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงกดใต้ฝ่าเท้าตามระยะทางการใช้งานในพื้นที่รองเท้าวิ่งชนิดโฟม EVA ของ Verdejo (2004) ใช้กลุ่มตัวอย่างจำนวน 3 คน การใช้กลุ่มตัวอย่างจำนวนน้อยเนื่องจากกลุ่มตัวอย่างมีความเฉพาะ (การกำหนดน้ำหนักตัว รูปแบบการลงน้ำหนักของเท้าและแนวของขาที่ปกติ วิ่งในลักษณะเอาส่วนส้นลงและออกกำลังกายด้วยการวิ่งอย่างสม่ำเสมอ) และอุปกรณ์แผ่น sensors วัดแรงกดใต้ฝ่าเท้ามีราคาค่อนข้างแพง มีความบอบบางไม่ทนทาน จำเป็นต้องเปลี่ยนบ่อยๆ ทำให้งานวิจัยที่ทดสอบด้วยเครื่องมือประเภทนี้ใช้กลุ่มตัวอย่างจำนวนไม่มากในการเก็บข้อมูลในนักวิ่ง

สถานที่เก็บข้อมูล

การวิจัยทำการศึกษาที่ศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์ทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์ การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยมีขั้นตอนดังนี้

ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยทำการแจกใบประชาสัมพันธ์แก่ผู้ที่สนใจตามสวนสาธารณะ สนามกีฬา เมื่อมีผู้สนใจติดต่อมา จะทำการนัดหมายเพื่อชี้แจงรายละเอียดและตรวจประเมินตามเกณฑ์การคัดเลือก
2. ผู้วิจัยทำการนัดผู้สนใจ ณ ศูนย์ทดสอบวิจัย วัสดุและอุปกรณ์ทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การ กีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย นักวิ่งจะได้รับกรอกรายละเอียดของโครงการวิจัยแล้ว เปลี่ยนชุดที่จัดเตรียมไว้ให้เพื่อทำการตรวจร่างกายตามเกณฑ์
3. ผู้สนใจเข้าร่วมการวิจัยจะทำการกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัว และตรวจร่างกาย ได้แก่
 - 3.1 ตรวจความผิดปกติและวัดขนาดของเท้า โดยทำ footprint ใช้ผ้าฝ้ายชุบสีย้อม

ผ้าปิดหมาดๆปูลงบนแผ่นพลาสติก วางกระดาษสีขาวบนผ้า ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยก้าวขาขวาวางบนแผ่นกระดาษแล้วก้าวเท้าซ้ายตาม เท้าทั้งสองข้างห่างกันพอประมาณ พยายามถ่ายน้ำหนักลงด้านในของฝ่าเท้า โดยไม่ขยับเท้าเปลี่ยนตำแหน่ง จากนั้นก้าวขาออกจากแผ่นกระดาษที่ละข้าง ผู้วิจัยจะตรวจลักษณะความผิดปกติของโครงสร้างของเท้าทั้งสองข้างจากภาพพิมพ์เท้าและวัดขนาดของเท้า ดังภาพที่ 4.1



ภาพที่ 4.1 การตรวจลักษณะรูปฝ่าเท้า โดย footprint

3.2 การวัดความผิดปกติของแนวขาทั้งสองข้าง (Q-Angle) ในท่ายืนลากเส้น

จากแนวเส้น anterior superior iliac spine (ASIS) ไปยังกึ่งกลางกระดูก patella กับแนวเส้นที่ลากผ่าน tibial tubercle กับบริเวณกึ่งกลางกระดูก patella วัดมุมระหว่างแนวเส้นตัดทั้งสอง ดังภาพที่ 4.2



ภาพที่ 4.2 การวัดแนวขาทั้งสองข้าง (Q-Angle)

3.3 การวัดความยาวขา และสัดส่วนของขาโดยให้ผู้ร่วมการวิจัยนอนหงายบนเบาะ

ความยาวของขาท่อนบน วัดจาก greater trochanter ถึง lateral knee joint ความยาวของขาท่อนล่าง วัดจาก medial knee joint ถึง medial malleolus ความยาวของขาแต่ละข้าง วัดจาก ASIS ถึง medial malleolus ดังภาพที่ 4.3



ภาพที่ 4.3 การวัดความยาวขา ในท่านอนหงาย

3.4 ทดสอบความถนัดของขา โดยให้ใช้นิ้วเท้าหีบดินสอ เขี่ยลูกบอล เขียนเลขแปดบนพื้น

3.5 ทดสอบลักษณะท่าทางการวิ่ง โดยให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยวิ่งผ่านกล่องความเร็วสูงเพื่อดูลักษณะการสัมผัสพื้นของเท้าขณะวิ่ง เพื่อคัดเลือกการวิ่งที่มีลักษณะ heel-toe running

4. เมื่อชี้แจงรายละเอียดของโครงการวิจัยแก่ผู้เข้าร่วมการวิจัยแล้ว หากผู้สนใจตกลงเข้าร่วมการศึกษาวิจัยจะให้ลงนามยินยอมในการเข้าร่วมการวิจัย

การชี้แจงรายละเอียดและความเสี่ยงจากการใส่รองเท้าเสื่อมสภาพ

ผู้วิจัยจะชี้แจงขั้นตอนการเก็บข้อมูลและความเสี่ยงจากการเสื่อมสภาพของรองเท้ากับโอกาสการเกิดการบาดเจ็บจากการทดลอง ซึ่งขึ้นอยู่กับปัจจัยต่างๆ ได้แก่ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อซึ่งทำหน้าที่ดูดซับแรงจากเท้า ถ้ากล้ามเนื้อส่วนขายังไม่เกิดความล้าโอกาสเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจะมีย่น้อย จากงานวิจัยของ Mizrahi, (2005) พบว่ากล้ามเนื้อจะเริ่มล้าเมื่อวิ่งด้วยความเร็ว 8-15 กิโลเมตรต่อชั่วโมง วิ่งติดต่อกันนาน 20 นาที แต่ที่จะทำการศึกษาจะให้วิ่งด้วยความเร็วประมาณ 10 กิโลเมตรต่อชั่วโมง ระยะทาง 8 เมตร (ประมาณ 5 ก้าวสัมผัส) วิ่งจำนวน 5 ครั้งและมีการพักระหว่างการวิ่งแต่ละครั้งนาน 5 นาที จึงไม่ควรเกิดการล้าของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้การอบอุ่นร่างกาย ยืดเหยียดกล้ามเนื้อขา ก่อนและหลังการทดสอบจะช่วยป้องกันการบาดเจ็บได้ (Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000) และหากพิจารณาความเสี่ยงของรองเท้า จากการสำรวจการใช้รองเท้าในนักวิ่งสมัครเล่นที่ออกกำลังกายที่สวนลุมพินีพบว่า 65.6% ใส่รองเท้าที่มีอายุการใช้งานเกิน 1 ปี (นวรรตน์ บรรเจิดธีรกุล, 2550) ซึ่งจากเครื่องจำลองการวิ่งเพื่อทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพที่ผู้วิจัยสร้าง นำหนักที่กดลงบนพื้นรองเท้าใกล้เคียงกับการลงน้ำหนักจริงขณะวิ่งจ็อกกิ้ง (เอกสารเครื่องจำลองการวิ่งสำหรับทำให้

รองเท้าเสื่อมสภาพ) ดังนั้นรองเท้าที่ใช้สำหรับทดสอบควรมีความเสื่อมากกว่าที่นักวิ่งไทยใส่ออกกำลังกายอยู่ตามปกติ และจากการทดสอบเปรียบเทียบแรงกดใต้ฝ่าเท้าระหว่างการวิ่งโดยใส่รองเท้าวิ่งใหม่และรองเท้าเก่าพบว่า รองเท้าเก่าที่ผ่านการใช้งานไม่ต่ำกว่า 6,000 กิโลเมตร (ประมาณ 2 ปี) มีแรงกดเพิ่มขึ้นประมาณ 1.8 เท่าของรองเท้าใหม่ แรงกดที่ผิวกระดูกอ่อน tibia ขณะวิ่ง 7 MPa c จะเกิดแรงกดที่กระดูกอ่อนประมาณ $1.8 \times 7 \text{ MPa}$ เท่ากับ 12.6 MPa (เอกสารการทดสอบประกอบหนังสือรับรองจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ) จากการศึกษาของ Quinn กล่าวว่าระดับของแรงที่ทำอันตรายต่อกระดูกอ่อนมีค่า 14 MPa (Quinn, Allen, & Schalet, 2001) ซึ่งการจำลองการวิ่งที่จะทำการวิจัยนี้มีระยะทางน้อยกว่า จึงน่าจะอนุมานได้ว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่เกิดจากการจากเข้าร่วมวิจัยไม่มากไปกว่าความเสี่ยงของกลุ่มตัวอย่างที่เข้าร่วมวิจัยในการทดลองที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการวิจัย

1. เอกสารแนะนำผู้เข้าร่วมการวิจัยและใบยินยอมเข้าร่วมโครงการ
2. แบบฟอร์มประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัย
3. เสื้อ กางเกงฝ้ายืด ถุงเท้าสีดำ สำหรับผู้เข้าร่วมการทดสอบ
4. อุปกรณ์ในการตรวจร่างกาย เช่น
 - 4.1 การวัดความผิดปกติและขนาดของเท้า โดยทำ footprint ประกอบด้วยอุปกรณ์ ผ้าสำลีชุบสีย้อมผ้า พลาสติกรองพื้น กระดาษ
 - 4.2 การวัดความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง (Q-Angle) ประกอบด้วยอุปกรณ์ ปากกา ไม้บรรทัดวัดมุม (goniometer) สำลี แอลกอฮอล์
 - 4.3 การวัดความยาวขา ประกอบด้วยอุปกรณ์ เบาะสำหรับนอน สายวัด ปากกา
 - 4.4 การวัดความถนัดของขา ประกอบด้วยดินสอ ลูกบอล



ภาพที่ 4.4 การวัดความถนัดของขา

5. เครื่องมือวัดสัดส่วนของร่างกาย (Anthropometric measurements)
6. เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติ

6.1 โปรแกรม DMAS6TM (Digital Motion Analysis System, USA) สำหรับ
ใช้วิเคราะห์ท่าทางการเคลื่อนไหว

6.2 กล้องความเร็วสูงจำนวน 4 ตัว ความถี่ 200 เฮิรตซ์



ภาพที่ 4.5 การจัดอุปกรณ์สำหรับการเก็บข้อมูล

6.3 แผ่นวัดแรง Force plate, AMTI(Advanced Mechanical
Technology, Inc., USA) ขนาด 46.4 X 50.8 เซนติเมตร จำนวน 2 แผ่น
วางต่อกันในแนวความยาว

7. อุปกรณ์วัดการกระจายแรงใต้ฝ่าเท้า F-Scan (Tekscan, Inc., USA)
8. เครื่องมือจำลองการวิ่งสำหรับทำให้รองเท้าวิ่งเสื่อมสภาพ
9. เครื่องวัดความเร็วในการวิ่ง 2 ตำแหน่ง (News Test, Finland)
10. รองเท้าวิ่ง จำนวน 8 คู่ ใช้ทำการทดสอบเครื่องมือ 7 คู่ ใช้สำหรับทำการวิจัย 1 คู่
ยี่ห้อ Adidas รุ่น Exerta 4 midsole EVA ผลิตในประเทศอินโดนีเซีย

11. เวอร์เนียคาลิปเปอร์



ภาพที่ 4.6 การวัดรองเท้า

12. อุปกรณ์ในการวัดรองเท้า



ภาพที่ 4.7 อุปกรณ์ในการวัดรองเท้า

วิธีการดำเนินการเก็บข้อมูล

1. อบอุ่นร่างกายและยืดเหยียดกล้ามเนื้อส่วนขาก่อนการทดสอบ 10 นาที
2. นักวิ่งใส่รองเท้าวิ่งที่ได้ถูกทำให้เสื่อมสภาพที่ได้จากขั้นตอนการทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพ ที่ได้จัดเตรียมไว้ให้โดยใส่ F – Scan บนพื้นชั้นในของรองเท้า (ซึ่งอยู่ระหว่างรองเท้ากับเท้า) เพื่อวัดค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่เกิดขึ้นกับเท้าในช่วงจังหวะที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น (heel strike) สำหรับนำไปใช้ในการคำนวณต่อไป
3. ติดอุปกรณ์สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว 3 มิติ โดยการติดตัวสะท้อนแสง (markers) ที่บริเวณ ASIS, PSIS, greater trochanter, knee joint, ankle joint, head of 5th metatarsal และ heel บนรองเท้าวิ่ง ดังภาพที่ 4.8



ภาพที่ 4.8 แสดงตำแหน่งการติด markers ในนักวิ่ง

4. วิ่งบนพื้นปกติตามทางที่กำหนดดังภาพที่ 4.9 ด้วยความเร็วของการจ็อกกิ้งซึ่งอยู่ระหว่าง $3.0(\pm 0.2)$ เมตรต่อวินาที จำนวน 7 ครั้งต่อคน ต่อหนึ่งระยะทางการทดสอบ โดยให้เท้าเหยียบตรงกลางของแผ่นวัดแรง เพื่อวัดค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดในจังหวะ heel strike ทั้งนี้ผู้วิจัยสามารถเก็บข้อมูลค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดซึ่งวัดจากแผ่นวัดแรง (force plate) และ แรงปฏิกิริยาสูงสุดซึ่งวัดจาก F - Scan สำหรับนำไปใช้ในการคำนวณต่อไป

ขณะวิ่ง ในขณะที่ค่า VGRFs ที่วัดค่าจาก F-scan เป็นแรงปฏิกิริยาที่เกิดจากรองเท้ากระทำต่อเท้าของผู้เข้าร่วมการวิจัย ดังนั้นความแตกต่างระหว่างค่า VGRFs จากแผ่นวัดแรงและจาก F-scan จะแสดงถึงคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทก (SAC) ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทก (SAC) สามารถวิเคราะห์ออกมาได้ 2 วิธี ดังนี้

1. คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกต่อน้ำหนักตัว (Shock Absorption Capability per Body Weight, SAC/BW) แสดงถึงคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกเมื่อเทียบกับน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัย SAC/BW เป็นปริมาณที่แสดงว่ารองเท้าดูดซับน้ำหนักตัวไปมากเท่าใดเมื่อระยะทางวิ่งเพิ่มมากขึ้น
2. เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทก (Percentage of Shock Absorption Capability, SAC%) SAC% แสดงถึงเปอร์เซ็นต์ของแรงที่ถูกดูดซับไปโดยรองเท้า SAC% สามารถคำนวณได้โดย:

$$\text{SAC\%} = (\text{VGRF โดยแผ่นวัดแรง} - \text{VGRF โดย F-scan}) / \text{VGRF โดยแผ่นวัดแรง} \times 100$$

ในการศึกษาวิจัยนี้ มีสมมติฐานว่าเมื่อระยะทางที่วิ่งเพิ่มขึ้น คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกจะลดลง การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (ANOVA) ชนิดวัดซ้ำ (One-way ANOVA with repeated measures) นำมาใช้พิจารณาความแตกต่างระหว่างเก้าระยะทาง (0, 100, ..., 800 กิโลเมตร) ในสี่ตัวแปรคงที่ ตัวแปรทั้งสองได้แก่ 1. VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดได้จากแผ่นวัดแรง 2. VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดได้จาก F-scan 3. ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกต่อน้ำหนักตัว (SAC/BW) และ 4. ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกเป็นเปอร์เซ็นต์ (SAC%) ในกรณีที่ทดสอบด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (ANOVA) ชนิดวัดซ้ำ แล้วพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผู้วิจัยจะใช้วิธีการของ Bonferroni ในการวิเคราะห์ต่อไป ในการวิจัยครั้งนี้ กำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติที่กำหนดไว้ที่ 0.05 นอกจากจะระบุไว้เป็นอย่างอื่น ทั้งนี้ก่อนที่จะทำการวิเคราะห์ความแปรปรวน ผู้วิจัยทำการทดสอบ Shapiro-Wilk เพื่อทดสอบว่าชุดข้อมูลเป็นไปตามการกระจายปกติ ผลการทดสอบแสดงว่าข้อมูลถูกกระจายอย่างปกติเมื่อ $p < 0.01$

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลในนักวิ่งและการคำนวณแรงที่เท้าขณะวิ่งในจังหวะที่ส้นเท้ากระแทกพื้น

นักวิ่งที่เข้าร่วมการวิจัยมีทั้งหมด 10 คน ภายหลังเหลือนักวิ่ง 9 คน เนื่องจากนักวิ่งมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเกินช่วงที่กำหนดและไม่สามารถมาได้ตามกำหนดนัดหมายในช่วงระยะใกล้จบการทดสอบ

คุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย

ตารางที่ 4.1 แสดงข้อมูลคุณลักษณะของผู้ร่วมการวิจัย

นักวิ่ง	อายุ (ปี)	ความสูง (เมตร)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	BMI (เมตร/ กิโลกรัม ²)
1	21	1.59	57.50	22.74
2	22	1.65	55.20	20.28
3	39	1.60	56.60	22.11
4	32	1.63	54.80	20.63
5	26	1.65	53.00	19.47
6	35	1.57	53.40	21.66
7	21	1.63	56.40	21.23
8	29	1.71	55.80	19.08
9	20	1.67	54.00	19.36

ผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นนักวิ่งสมัครเล่นหญิงจำนวน 9 คน มีค่า BMI เฉลี่ย 20.69 เมตร/กิโลกรัม² ทุกคนถนัดขวา รูปแบบการลงน้ำหนักเท้าเมื่อวัดด้วย footprint เป็นรูปเท้าแบบปกติ นักวิ่งสมัครเล่นที่เข้าร่วมการวิจัยมีการออกกำลังกายเพื่อสุขภาพโดยการวิ่งเฉลี่ยครั้งละประมาณ 48 นาที มีประวัติออกกำลังกายด้วยการวิ่งมานาน 1-6 ปี และใส่รองเท้าวิ่งเบอร์ 40 2/3 และลักษณะการวิ่งเป็นการเอาส่วนของส้นเท้าลงสัมผัสพื้นก่อน (heel-toe running)

การเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของสภาพพื้นรองเท้า

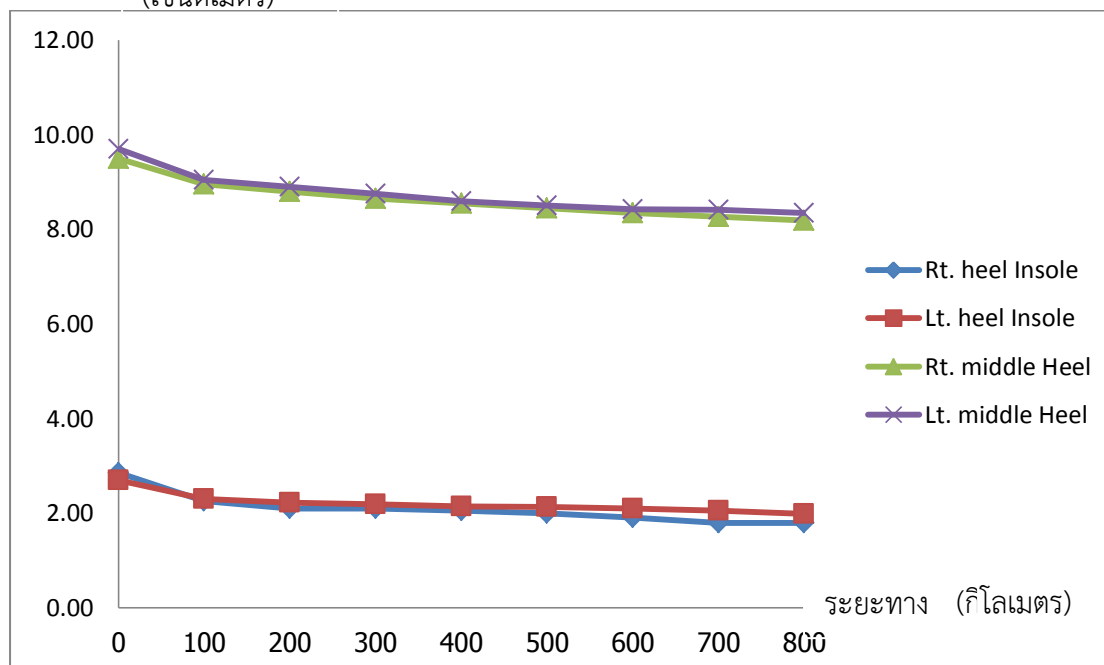
เมื่อทำการเก็บข้อมูลจนได้ระยะทาง 800 กิโลเมตร ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลการสึกทางกายภาพของรองเท้าโดยจากการวัดการเปลี่ยนแปลงของรองเท้าวิ่ง ข้อมูลแสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงการเปลี่ยนแปลงของรองเท้าวิ่งบริเวณพื้นรองเท้าส่วนส้นและระยะความสูงของส้นรองเท้าจากพื้น (L) ของรองเท้าขี่จวและซ้าย ตั้งแต่ระยะทาง 0 กิโลเมตรถึง 800 กิโลเมตร

ระยะทาง (กิโลเมตร)	พื้นรองเท้าบริเวณส้น (เซนติเมตร)		ระยะความสูงของส้นรองเท้าจากพื้น (L) (เซนติเมตร)	
	(Rt. heel Insole)	(Lt. heel Insole)	(Rt. middle heel)	(Lt. middle heel)
0	2.85	2.70	9.50	9.70
100	2.26	2.30	8.95	9.05
200	2.10	2.22	8.80	8.90
300	2.10	2.19	8.65	8.75
400	2.05	2.15	8.55	8.60
500	2.00	2.13	8.45	8.50
600	1.91	2.10	8.35	8.43
700	1.80	2.05	8.27	8.41
800	1.79	1.99	8.19	8.35

เมื่อนำข้อมูลมาแสดงในรูปแบบกราฟเส้น จะได้กราฟในลักษณะดังกราฟภาพที่ 4.10 พบว่า ช่วงระยะทาง 100 กิโลเมตรแรกจะมีการเปลี่ยนแปลงความสูงที่วัดจากพื้นถึงขอบบนส้นรองเท้ามากที่สุดประมาณ 55-57% ขณะที่พื้นรองเท้ามีการยุบตัวลงประมาณ 42-46% ของการยุบตัวที่เกิดขึ้นตลอดระยะทาง 800 กิโลเมตร

ภาพที่ 4.10 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของรองเท้าวิ่งบริเวณพื้นรองเท้าส่วนสันและระยะความสูงของสันรองเท้าจากพื้น (L) ของรองเท้าข้อขวาและซ้าย ตั้งแต่ระยะทาง 0 กิโลเมตรถึง 800 กิโลเมตร (เซนติเมตร)



แรงปฏิกิริยาตอบสนองจากพื้นในแนวตั้ง (VGRFs) และ คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้า

ผลของ VGRF ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดยแผ่นวัดแรงและ F-scan ตามระยะต่างๆ ถูกรายงานไว้ในตารางที่ 4.3 จากตารางที่ 4.8 สามารถสังเกตได้ว่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดได้โดย F-scan แล้วจะค่อนข้างต่ำกว่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดได้โดยแผ่นวัดแรง

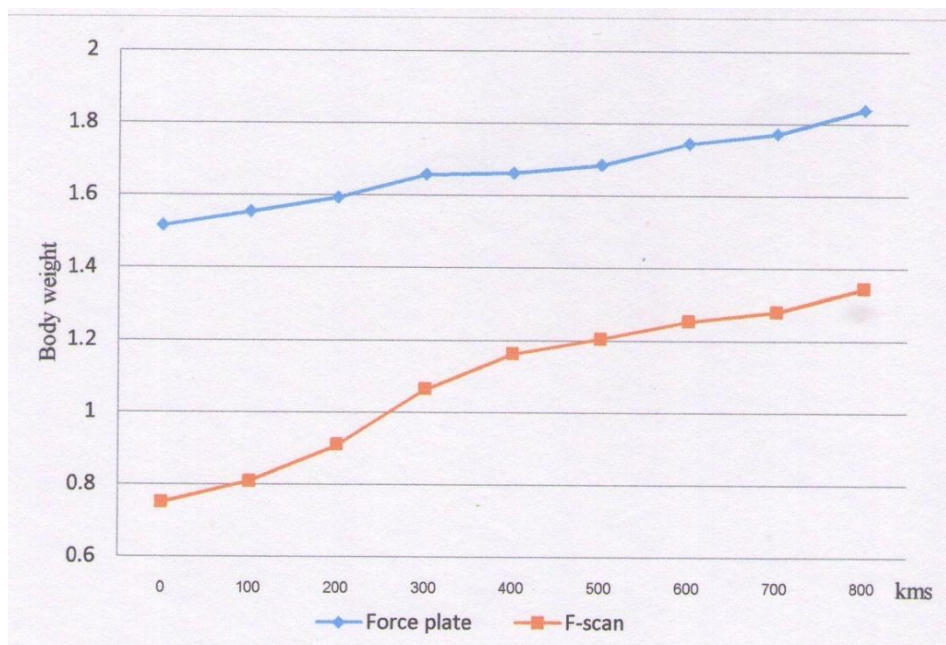
ตารางที่ 4.4 รายงานคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าตามระยะทางต่างๆ จากตารางที่ 4.4 พบว่า โดยเฉลี่ยแล้ว SAC ลดลงตามระยะทางการวิ่งที่เพิ่มขึ้น ตัวอย่างเช่น รองเท้าใหม่สามารถดูดซับ 0.76 เท่าของน้ำหนักตัวหรือประมาณ 49% ของแรงกระแทก หรือประมาณ 40 กิโลกรัม (0.76x55) ของน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัย อย่างไรก็ตาม คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าจะลดลง ที่ระยะทาง 800 กิโลเมตร ซึ่งพบว่ารองเท้าที่ผ่านการใช้งานจนกระทั่งถึงระยะ 800 กิโลเมตรสามารถดูดซับน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมได้เพียงประมาณครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัยหรือประมาณ 27% ของแรงกระแทก หรือประมาณ 27.5 กก. (0.50x55)

ตารางที่ 4.3 สถิติอธิบายค่า VGRF ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดย F-scan และแผ่นวัดแรง

ระยะทาง ที่วิ่ง	แผ่นวัดแรง				F-scan			
	ต่ำสุด	สูงสุด	ค่าเฉลี่ย	S.D.	ต่ำสุด	สูงสุด	ค่าเฉลี่ย	S.D.
0	1.35	1.87	1.5165	.16421	.51	.96	.7499	.15068
100	1.40	1.87	1.5540	.16446	.65	1.04	.8087	.13182
200	1.43	1.94	1.5932	.16592	.79	1.05	.9088	.10467
300	1.48	2.00	1.6578	.16271	.94	1.11	1.0637	.05492
400	1.53	1.90	1.6623	.11919	1.11	1.24	1.1620	.05161
500	1.55	1.94	1.6851	.12503	1.16	1.26	1.2044	.04041
600	1.56	2.06	1.7444	.16447	1.18	1.36	1.2527	.04763
700	1.56	2.07	1.7717	.15732	1.23	1.34	1.2796	.04225
800	1.66	2.13	1.8384	.15268	1.30	1.40	1.3445	.03618

ตารางที่ 4.4 ความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกต่อน้ำหนักตัว และความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกเป็นเปอร์เซ็นต์

ระยะทาง ที่วิ่ง	SAC/BW				SAC%			
	ต่ำสุด	สูงสุด	ค่าเฉลี่ย	S.D.	ต่ำสุด	สูงสุด	ค่าเฉลี่ย	S.D.
0	.54	1.06	0.7666	.16368	36.72	63.48	50.4713	8.41292
100	.52	1.02	0.7453	.16118	35.23	60.15	47.9103	7.27008
200	.50	0.95	0.6847	.12986	33.43	50.31	42.9244	5.01768
300	.47	.90	.5925	.13916	30.41	45.33	35.5293	4.40850
400	.37	.79	.5003	.12678	22.78	41.79	29.7735	5.01853
500	.38	.77	.4807	.13034	23.50	40.06	28.2045	5.03530
600	.35	.81	.4917	.15134	22.22	39.56	27.5691	5.44371
700	.33	.80	.4916	.14688	21.02	38.62	27.3544	5.22867
800	.32	.80	.4939	.14906	19.25	37.48	26.4572	5.32198



ภาพที่ 4.11 กราฟแสดงค่า VGRFs เฉลี่ยต่อน้ำหนักตัวตามระยะทางที่วิ่ง



ภาพที่ 4.12 กราฟแสดงค่าความสามารถในการดูดซับแรงกระแทกตามระยะทางที่วิ่ง

ภาพที่ 4.11 เป็นกราฟแสดงค่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดยแผ่นวัดแรงและ F-scan ตามระยะทางที่วิ่ง จากกราฟแสดงให้เห็นว่าค่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวเป็นฟังก์ชันเพิ่มตามระยะทางที่วิ่ง อย่างไรก็ตาม ความห่างระหว่างกราฟที่แสดงค่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดยแผ่นรับแรงและกราฟที่แสดงค่า VGRFs ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดย F-scan จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อระยะทางเพิ่มขึ้น ซึ่งแสดงให้เห็น

ว่าคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกต่อน้ำหนักตัว (SAC/BW) นั้นลดลงไปตามระยะทางที่วิ่ง ซึ่งข้อมูลดังกล่าวสะท้อนให้เห็นดังแสดงในภาพที่ 4.12 ซึ่งแสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่าค่า SAC เป็นฟังก์ชันลดตามระยะทางที่วิ่ง ยิ่งไปกว่านั้น หลังจาก 400 กม. เส้นกราฟมีแนวโน้มที่จะราบลงไป

การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำของคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกในรองเท้า

ตารางที่ 4.5 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ ซึ่งพบว่า VGRF ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดยแผ่นวัดแรง VGRF ต่อน้ำหนักตัวที่วัดโดย F-scan คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกต่อน้ำหนักตัว และเปอร์เซ็นต์การดูดซับแรง ที่ระยะทางที่แตกต่างกัน มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากการวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยภายหลังการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยวิธีของ Bonferrini สามารถจัดสภาพรองเท้าจากระยะทางในการวิ่งได้เป็นสามกลุ่ม เช่น สภาพใหม่ (0-200 กิโลเมตร) สภาพอายุปานกลาง (300 กิโลเมตร) และสภาพอายุมาก (เกินกว่า 400 กิโลเมตร) ผลการทดสอบนี้สามารถช่วยตอบได้ว่า เมื่อใดที่นักวิ่งควรเปลี่ยนรองเท้าเพื่อไม่ให้เกิดการบาดเจ็บที่เกิดจากรองเท้าเสื่อมสภาพ สามารถสังเกตเห็นได้ว่าที่ระยะ 300 กิโลเมตร เป็นต้นไปคือจุดผกผันซึ่งค่า SAC จะมีความแตกต่างอย่างเห็นได้เด่นชัดเมื่อเทียบกับระยะทางวิ่งระยะอื่นๆ จากข้อมูลตารางที่ 4.9 จะเห็นได้ว่ารองเท้าวิ่งสามารถดูดซับแรงกระแทกที่จุด impact peak ไปได้ประมาณ 60% ของน้ำหนักตัว หรือประมาณ 35% ของแรงกระแทก

ตารางที่ 4.5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ และการวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยภายหลังการวิเคราะห์ความแปรปรวน

ตัวแปร	F	df	p-value	การวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยภายหลังการวิเคราะห์ความแปรปรวน
VGRFS (แผ่นวัดแรง)	24.52	1.95	p<0.001	[0,100,200,300,400]-[500,600,700]-[800]
VGRFS (F-scan)	65.95	2.44	p<0.001	[0]-[100]-[200]-[300,400]-[500,600,007]-[800]
SAC/BW	55.69	1.82	p<0.001	[0, 100,200]-[300]-[400,500,600,700,800]
SAC%	58.90	1.33	p<0.001	[0,100]-[200]-[300]-[400,500,600,700,800]

การอภิปรายผล

จากการวิเคราะห์สถิติของแรงปฏิกิริยาตอบสนองจากพื้นในแนวตั้ง (VGRFs) ต่อน้ำหนักตัว และคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทก (SAC) พบว่า ค่า VGRFs ที่วัดได้จาก F-scan มีสัดส่วนที่ต่ำกว่า VGRFs ที่วัดได้จากแผ่นวัดแรง ในการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำพบว่า ค่า VGRFs และ SAC ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติตามระยะทางที่วิ่ง นอกจากนี้ยังพบว่า ขณะที่ค่า VGRFs เป็นฟังก์ชันเพิ่ม ค่า SAC เป็นฟังก์ชันลดตามระยะทางที่วิ่ง และยังพบอีกว่าระยะ 300 กิโลเมตร เป็นระยะวิ่งวิกฤติที่ค่า SAC จะเริ่มลดลงอย่างรวดเร็วและจะสามารถดูดซับน้ำหนักของนักวิ่งผู้เข้าร่วมได้เพียง 50%

จากการศึกษาการทบทวนวรรณกรรม ยังไม่มีการวัดค่า SAC อย่างชัดเจนและการหาค่า SAC จะแตกต่างกันไปตามบริบทของผู้วิจัย นอกจากนี้ค่า SAC ขึ้นอยู่กับกระบวนการทำให้รองเท้าเสื่อมสภาพ (โดยใช้เครื่องจักรหรือมนุษย์) เทคโนโลยีกันกระแทก และวัสดุที่ใช้ทำแผ่นพื้นรองเท้า อย่างไรก็ตามผลการทดสอบของงานวิจัยครั้งนี้ได้ผลที่สอดคล้องกับผลการทดสอบที่ได้จาก Cook และคณะ (1985) ซึ่งพบว่ารองเท้าวิ่งสูญเสียความสามารถการดูดซับไป 30% หลังจาก 120 กิโลเมตร และ 50% หลังจาก 800 กิโลเมตร นอกจากนี้ผลการวิจัยครั้งนี้ยังยืนยันความคิดที่ว่า คุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกเป็นฟังก์ชันลดตามระยะทางที่วิ่ง อย่างไรก็ตาม ค่า SAC ในการศึกษาครั้งนี้แตกต่างไปจากผลการทดสอบที่รายงานไว้ใน Wang และคณะ (2010) และ Wang และคณะ (2012) ซึ่งได้รายงานว่ามีการเพิ่มที่เพิ่มขึ้น 37% ที่แผ่นค้ำพื้นรองเท้าหลังจาก 500 กิโลเมตร และลดลง 36% ใน SAC เปรียบเทียบกับรองเท้าที่มีสภาพสมบูรณ์ ซึ่งความแตกต่างนั้นเกิดขึ้นจากความแตกต่างกันในกระบวนการเสื่อมสภาพของรองเท้า และเกณฑ์วิธีการทดสอบ

American Academy of Podiatric Sports Medicine (AAPSM) เสนอแนะไว้นักวิ่งสมควรเปลี่ยนรองเท้าวิ่งเมื่อใช้ไป 350-500 ไมล์ (~560-800 กิโลเมตร) แต่อย่างไรก็ตามผู้วิจัยไม่พบงานวิจัยใดที่สนับสนุนข้ออ้างของ AAPSM จากการศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าที่ 500 กิโลเมตร และ 800 กิโลเมตร ค่า SAC ไม่ได้มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและรองเท้าวิ่งที่ผ่านการใช้งานในระยะ 500 กม. และ 800 กม. ก็สามารถดูดซับน้ำหนักตัวประมาณ 50% หรือประมาณ 30% ของการกระแทกครั้งแรก

ในการวิจัยครั้งนี้พบว่ารองเท้าวิ่งควรมีการเปลี่ยนใหม่ที่ระยะ 300 กิโลเมตร เนื่องจาก 300 กิโลเมตร เป็นระยะทางวิ่งสูงสุดซึ่งเมื่อใช้งานต่อไปอีก จะพบว่าค่า SAC จะเริ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้รองเท้าวิ่งที่วิ่งไป 300 กิโลเมตร จะสามารถดูดซับน้ำหนักตัวได้ประมาณ 60% หรือ 35% ของแรงกระแทกที่ impact peak

การศึกษานี้ยังมีข้อจำกัด ข้อจำกัดที่สำคัญอยู่ที่ตัวรองเท้า ว่ารองเท้าที่ทำให้เสื่อมสภาพมีลักษณะเหมือนจริงมากเท่าใด นอกจากนี้ยังขึ้นอยู่กับผู้เข้าร่วมวิจัย จากงานวิจัยพบว่านักวิ่งจะมีการปรับเปลี่ยนกลไกการวิ่งเพื่อที่จะลดแรงกระทำจากภายนอกเมื่อรองเท้าเริ่มเสื่อมสภาพ (Kong และคณะ 2009, Hardin และคณะ 2004) ดังนั้น จึงเป็นไปได้ว่าผู้เข้าร่วมทดลองอาจมีการปรับก้าวการวิ่งเพื่อให้เข้ากับการเสื่อมตัวของรองเท้า และอาจส่งผลให้ค่า SAC ลดลง อย่างไรก็ตามการที่นักวิ่งปรับกลไกการวิ่งจะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อนักวิ่งใช้รองเท้าวิ่งนั้นๆเป็นประจำ ดังนั้นในงานวิจัยครั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยของเราอาจจะไม่มีการเปลี่ยนกลไกการวิ่ง เนื่องจากผู้ร่วมวิจัยใช้รองเท้าที่เสื่อมสภาพแล้ว เฉพาะที่ทำการทดสอบเท่านั้น ผู้เข้าร่วมทดสอบไม่มีโอกาสที่จะทำความคุ้นเคยกับรองเท้าที่เสื่อมสภาพแล้ว ทำให้เชื่อว่าค่า VGRF ที่สูงขึ้นและค่า SAC ที่ต่ำลงเมื่อระยะทางวิ่งดำเนินไปนั้น เกิดขึ้นจากการสูญเสียคุณสมบัติกันกระแทกของรองเท้า

สรุป

การศึกษานี้วิจัยครั้งนี้อธิบายถึงการสูญเสียคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งเมื่อระยะทางวิ่งเพิ่มขึ้น ในการศึกษานี้คุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกหาได้จากความแตกต่างระหว่าง VGRF ที่ได้จากแผ่นวัดแรงและ F-scan โดยรองเท้าวิ่งที่ใช้วัสดุ EVA ผลิตเป็นพื้นรองเท้า ถูกทำให้เสื่อมสภาพโดยเครื่องจำลองการวิ่งซึ่งใช้รถลากเพื่อทำการเลียนแบบกลไกการวิ่งของมนุษย์ จากนั้นรองเท้าวิ่งที่เสื่อมสภาพลงแล้วจะถูกนำไปใช้โดยนักวิ่งเพศหญิงหนัก 55-58 กิโลกรัม เพื่อทดสอบ SAC ทั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยถูกขอให้อำนาจใช้รองเท้าวิ่งซึ่งติดตั้งอุปกรณ์ F-scan ติดตั้งอยู่ด้านในรองเท้าด้านขวา (ข้างที่ถนัด) และวิ่งผ่านแผ่นวัดแรง ผลการวิจัยพบว่าค่า SAC นั้นเป็นฟังก์ชันลดตามระยะทางที่วิ่งไป และเสนอแนะว่าควรเปลี่ยนรองเท้าวิ่งทุกๆ 300 กิโลเมตร

บทที่ 5

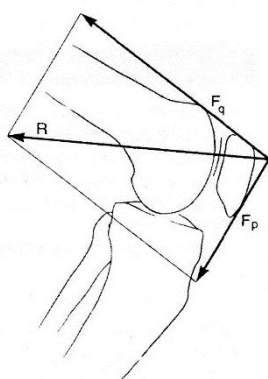
ผลการวิเคราะห์แรงและความเค้นที่ข้อต่อ Patellofemoral

ร่องเท้าวิ่งถือเป็นเครื่องมือในการป้องกันการบาดเจ็บสำหรับนักวิ่ง อาการบาดเจ็บที่ลูกสะบ้า (patellofemoral joint) เป็นอาการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นบ่อยในนักวิ่ง สาเหตุหลักอันหนึ่งเนื่องจากการมีแรงเค้นที่มากจนเกินไปมากระทำที่กระดูกลูกสะบ้า จากการศึกษาในบทที่ 4 พบว่าร่องเท้าที่ผ่านการใช้งานจนถึงระยะ 300 กิโลเมตร คุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับร่องเท้าใหม่ นอกจากนี้คุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของร่องเท้าจะลดลงเมื่อร่องเท้าวิ่งผ่านการใช้งานมากขึ้น

ในบทที่ 5 ผู้วิจัยสนใจศึกษาผลของการเสื่อมสภาพของร่องเท้าว่ามีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงกดและความเค้นที่เกิดขึ้น ณ ข้อต่อ patellofemoral อย่างไร ทั้งนี้เนื่องจากเมื่อคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกในร่องเท้าลดลง อาจมีผลทำให้เกิดแรงเค้นที่กระดูกลูกสะบ้ามากขึ้น เป็นผลทำให้เกิดการบาดเจ็บในกระดูกลูกสะบ้าได้ ในการวิเคราะห์ข้อมูลในบทที่ 5 นี้ จึงเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลต่อจากการวิเคราะห์ข้อมูล VGRF ที่ได้จากแผ่นวัดแรงที่เก็บข้อมูลในบทที่ 4 โดยที่ผู้วิจัยทำการคำนวณหาแรงเค้นที่ข้อต่อ patellofemoral ด้วยวิธี Inverse Dynamic

วิธีการคำนวณแรงที่เกิดขึ้นกับข้อ patellofemoral

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาแรงกระทำที่ข้อต่อ patellofemoral อันเกิดจากการสวมร่องเท้าที่เสื่อมสภาพ โดยแรงที่เกิดกับข้อต่อ patellofemoral ประกอบด้วยแรงของ patellar tendon (F_p) แรงของ quadriceps tendon ซึ่งแรงทั้งสองทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาต่อข้อ patellofemoral (R) และแบบจำลองของ Van Eijden (1985, 1986) ในการคำนวณค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral



ภาพที่ 5.1 แสดงแรงที่กระทำต่อข้อ patellofemoral (จาก McConnell, et al., 1996)

การคำนวณหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในขณะวิ่ง

จากงานวิจัยของ Roos et al., 2012 ซึ่งเสนอวิธีการคำนวณค่าแรงกดของข้อต่อ patellofemoral ในการวิ่งปกติและการวิ่งถอยหลัง โดยมีตัวแปรสำคัญในการคำนวณ ได้แก่ โมเมนต์ของ Knee extensor โมเมนต์อาร์มที่วัดจาก patellar แรงของกล้ามเนื้อ quadriceps แรงของเอ็นกล้ามเนื้อ patellar ซึ่งเกี่ยวข้องกับมุมของข้อเข่า และแรงของกล้ามเนื้อ quadriceps

โดยที่ค่าโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ณ หัวเข่าขึ้นอยู่กับขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ตำแหน่งของข้อเข่าและความเร่งเชิงมุมของขา (Roos et al., 2012) ซึ่งจากการคำนวณแรงกดต่อข้อเข่า patellofemoral ที่เสนอโดย Roos และคณะ (2012) สามารถสรุปได้ดังนี้

1. หา patellar tendon moment arm (dPT)

$$dPT = a (1.092 + 0.02\alpha - 0.000001\alpha^2) \quad (5.1)$$

เมื่อ $a = 0.04$ ถ้ากลุ่มตัวอย่างสูง ≤ 1.65 เมตร

$a = 0.045$ ถ้า 1.65 เมตร $<$ ความสูง < 1.75 เมตร

$a = 0.05$ ถ้าความสูง ≥ 1.75 เมตร

α คือ มุมของ knee extension

2. หา แรงกดที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ patellofemoral (PFJCF)

$$PFJCF = RFq - Fpl \times Fq \quad (5.2)$$

โดยที่แรงที่เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อ quadriceps (Fq) หาได้จาก

$$Fq = \frac{Mk(\max)}{dPT} \quad (5.3)$$

เมื่อ $Mk(\max)$ คือ โมเมนต์สูงสุดที่เกิดขึ้นที่หัวเข่า

dPT คือ แขนของโมเมนต์ที่หัวเข่าของ patella ซึ่งสามารถหาได้โดยสมการ 5.1

เมื่อวิเคราะห์สมการ 5.2 ที่เสนอโดย Roos และคณะ (2012) พบว่า $RFq - Fpl$ เป็นสัดส่วนว่าแรงกดที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ patellofemoral เป็นที่เท่าของแรงที่เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อ quadriceps และ Roos และคณะ (2012) เสนอวิธีการประมาณค่าสัดส่วนดังกล่าวดังแสดงในสมการ 5.4

$$RFq - Fpl = 0.633 + 0.01 \alpha - 0.00005 \alpha^2 \quad (5.4)$$

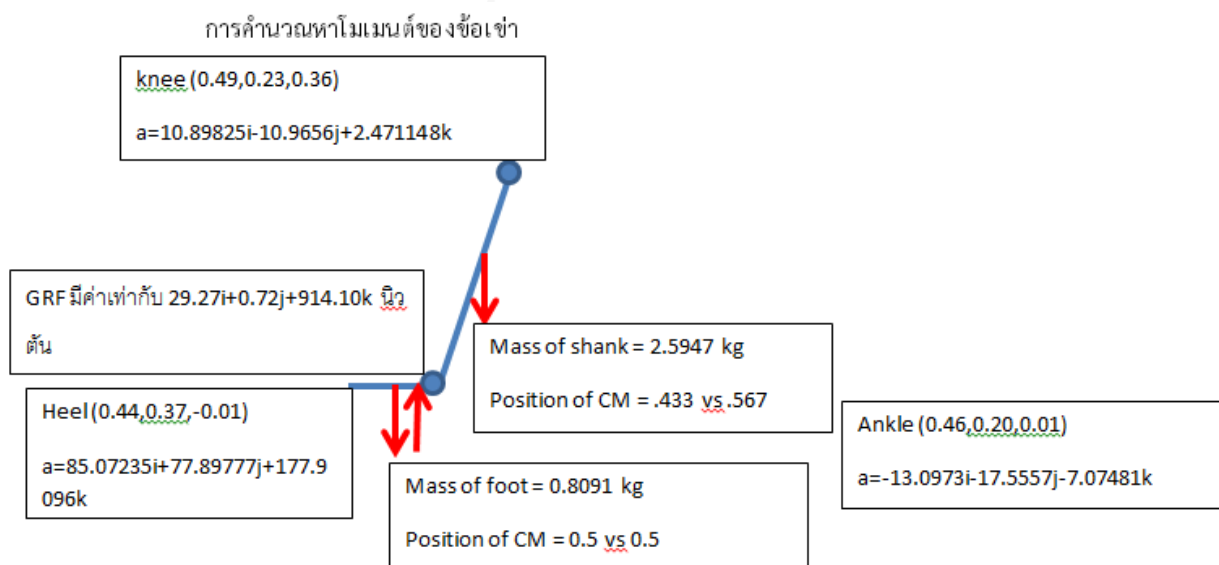
ดังนั้นการวิเคราะห์ข้อมูลที่เสนอโดย Roos และคณะ (2012) จึงขึ้นอยู่กับวิธีการวิเคราะห์หาค่าโมเมนต์ที่หัวเข่าและมุมที่หัวเข่า (α) เท่านั้น

จากการวิเคราะห์ Inverse Dynamic ผู้วิจัยใช้วิธีการ method of section โดยตัด section ที่หัวเข่า เพราะผู้วิจัยต้องการหาโมเมนต์ที่หัวเข่า ทั้งนี้โมเมนต์ที่หัวเข่า (M_k) เกิดจากการรวมกันของโมเมนต์ย่อย 3 ตัวได้แก่

1. โมเมนต์ที่เกิดจากแรงปฏิกิริยาจากพื้น (M_{GRF})
2. โมเมนต์ที่เกิดจากมวลของเท้า (M_{foot})
3. โมเมนต์ที่เกิดจากมวลของหน้าแข้ง (M_{shank})

เพื่อให้เกิดความสะดวกในการคำนวณ ผู้วิจัยหาโมเมนต์จากสมการ $\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$ ซึ่งเป็นการหาค่าโมเมนต์ในระนาบ 3 มิติ ข้อดีของวิธีดังกล่าวคือ หากผู้วิจัยสามารถหาแขนของโมเมนต์ในรูปของเวกเตอร์ และหาแรงในรูปของเวกเตอร์ได้ ผู้วิจัยจะสามารถใช้วิธีการทางเมตริกซ์หาค่าโมเมนต์ดังกล่าวได้ ดังนั้นในการคำนวณหาโมเมนต์นั้นจึงมีขั้นตอนที่สำคัญ 3 ขั้นตอนได้แก่

1. การหาแขนของโมเมนต์ (moment arm) ซึ่งสามารถหาได้จากการนำพิกัดที่อยู่ตำแหน่งใดๆก็ตามบนแนวแรงที่ทำให้เกิดโมเมนต์มาลบกับจุดหมุน (ซึ่งในกรณีนี้คือพิกัดของหัวเข่า)
2. การหาแรง
3. การหาโมเมนต์ด้วยการดำเนินการด้วยวิธีเมตริกซ์ (matrix operation)



การคำนวณหาโมเมนต์ที่เกิดจากแรงปฏิกิริยาจากพื้น (M_{GRF})

ขั้นตอนที่ 1 หาแกนของโมเมนต์จากจุดที่เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นจนถึงหัวเข่า ทั้งนี้จากภาพที่ 5.2 ผู้วิจัยสามารถหาพิกัดของจุดที่เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (-.49,-.23,-.36) และพิกัดของหัวเข่า (.44,.37,-.01) ซึ่งหาได้จากพิกัดที่ได้จากกล้องความเร็วสูง ดังนั้นแกนของโมเมนต์จากจุดที่เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นถึงจุดหมุน (หัวเข่า) มีค่า

$$\begin{aligned} r_{GRF} &= (0.44 - 0.49)\hat{i} + (0.37 - .23)\hat{j} + (-.01 - .36)\hat{k} \\ &= -.05\hat{i} + .14\hat{j} - .37\hat{k} \end{aligned}$$

ขั้นตอนที่ 2 หาแรงปฏิกิริยาจากพื้น หาได้จากค่าที่อ่านได้จากแผ่นวัดแรง

$$GRF = 29.27\hat{i} + .72\hat{j} + 914\hat{k}$$

ขั้นตอนที่ 3 หาโมเมนต์ที่เกิดจากแรงปฏิกิริยาจากพื้น หาได้จากการคำนวณเมตริกซ์

$$M_{GRF} = r_{GRF} \times GRF$$

$$M_{GRF} = [-.05\hat{i} + .14\hat{j} - .37\hat{k}] \times [29.27\hat{i} + .72\hat{j} + 914\hat{k}]$$

$$M_{GRF} = 128.2264\hat{i} + 34.8701\hat{j} - 4.1338\hat{k}$$

การคำนวณหาโมเมนต์ที่เกิดจากมวลของเท้า (M_{foot})

ขั้นตอนที่ 1 หาแกนของโมเมนต์จากจุดศูนย์กลางของเท้าจนถึงหัวเข่า ทั้งนี้จากภาพที่ 5.2 ผู้วิจัยสามารถหาพิกัดของ metatarsal และพิกัดของข้อเท้าได้ ทั้งนี้จุดศูนย์กลางของเท้าจะอยู่กึ่งกลางระหว่าง metatarsal และข้อเท้า จึงหาได้ดังนี้

$$CM_{foot} = (0.5*(.44+.46), 0.5*(.37+.2), 0.5*(-.01+.01))$$

$$=.45\hat{i}+.285\hat{j}+0\hat{k}$$

ต่อมาก็สามารถหาแกนของโมเมนต์ได้ ดังนี้

$$r_{foot} = -.04\hat{i} + .055\hat{j} - .36\hat{k}$$

ขั้นตอนที่ 2 หาแรงปฏิกิริยาจากพื้น หาได้จากการคำนวณตามกฎของนิวตัน $F=ma$ ทั้งนี้ ความเร่ง (a) อ่านได้จากค่าที่ได้จากกล้องความเร็วสูง อย่างไรก็ตามค่าความเร่งที่อ่านได้จะเป็นค่าความเร่งที่

เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งที่มีมาร์คเกอร์ (marker) ติดอยู่ ซึ่งตำแหน่งดังกล่าวไม่ใช่ตำแหน่งศูนย์กลางมวลของเท้า ผู้วิจัยจึงต้องทำการประมาณค่าความเร่ง ณ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของเท้าด้วยวิธีการ linear interpolation เนื่องจากจุดศูนย์กลางมวลของเท้าเป็นจุดกึ่งกลางระหว่าง metatarsal และข้อเท้า Winter, 1990 ดังนั้น ค่าความเร่ง ณ จุดศูนย์กลางมวลของเท้า จึงมีค่าเท่ากับค่าเฉลี่ยของความเร่งที่ metatarsal และข้อเท้า ซึ่งค่าความเร่ง ณ จุดศูนย์กลางมวลของเท้ามีค่า

$$a_{foot} = 35.99\hat{i} + 30.17\hat{j} + 85.42\hat{k}$$

แรงที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของเท้าหาจาก โดยที่มวลของเท้าคิดเป็นสัดส่วนเท่ากับ 0.0145 ของน้ำหนักตัวของคน (Winter, 1990)

$$\begin{aligned} F_{foot} &= m_{foot}a_{foot} \\ &= 0.0145 \times 55.8 \times (35.99\hat{i} + 30.17\hat{j} + 85.42\hat{k}) \\ F_{foot} &= 29.11\hat{i} + 24.41\hat{j} + 69.11\hat{k} \end{aligned}$$

โมเมนต์ที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของเท้าจะมีค่า

$$M_{foot} = 12.59\hat{i} - 7.72\hat{j} - 2.58\hat{k}$$

การคำนวณโมเมนต์จากมวลของหน้าแข้ง (M_{shank})

ขั้นตอนที่ 1 หาแกนของโมเมนต์จากจุดศูนย์กลางของเท้าจนถึงหัวเข่า ทั้งนี้ ผู้วิจัยสามารถหาพิกัดของ metatarsal และพิกัดของข้อเท้าได้ ทั้งนี้จุดศูนย์กลางของหน้าแข้งจะอยู่ก่อนมาทางตำแหน่งของหัวเข่า (ประมาณ 0.433xความยาวของหน้าแข้ง) จากหัวเข่า (Winter, 1990) จึงหาได้ดังนี้

$$\begin{aligned} CM_{shank} &= (0.433*(.46+.49), 0.433*(.2+.23), 0.433*(.01+.36)) \\ &= .41\hat{i} + .19\hat{j} + 0.16\hat{k} \end{aligned}$$

ต่อมาจึงสามารถหาแกนของโมเมนต์ได้ ดังนี้

$$r_{shank} = -.08\hat{i} - .04\hat{j} - .20\hat{k}$$

ขั้นตอนที่ 2 หาแรงปฏิกิริยาจากพื้น หาได้จากการคำนวณตามกฎของนิวตัน $F=ma$ ทั้งนี้ ความเร่ง (a) อ่านได้จากค่าที่ได้จากกล้องความเร็วสูง อย่างไรก็ตามค่าความเร่งที่อ่านได้จะเป็นค่าความเร่งที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งที่มีมาร์คเกอร์ (marker) ติดอยู่ ซึ่งตำแหน่งดังกล่าวไม่ใช่ตำแหน่งศูนย์กลางมวลของเท้า ผู้วิจัยจึงต้องทำการประมาณค่าความเร่ง ณ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของหน้าแข้งด้วยวิธีการ linear interpolation ดังนั้น ค่าความเร่ง ณ จุดศูนย์กลางมวลของหน้าแข้งมีค่า

$$a_{shank} = -0.95\hat{i} - 12.35\hat{j} - 1.99\hat{k}$$

แรงที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของหน้าแข้งหาจาก โดยที่มวลของหน้าแข้งคิดเป็นสัดส่วนเท่ากับ 0.0465 ของน้ำหนักตัวของคน (Winter, 1990) จึงสามารถหาแรงของหน้าแข้งได้

$$F_{shank} = -2.47\hat{i} - 32.04\hat{j} - 5.17\hat{k}$$

โมเมนต์ที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของหน้าแข้งจะมีค่า

$$M_{shank} = 4.17\hat{i} + 1.73\hat{j} - 12.72\hat{k}$$

การคำนวณหาโมเมนต์ที่หัวเข่า (M_{knee})

เมื่อหาค่าโมเมนต์ย่อยที่ทำให้เกิดโมเมนต์ที่หัวเข่าได้แล้ว โมเมนต์ที่หัวเข่าเกิดจากการรวมเอาโมเมนต์ย่อยเข้าด้วยกัน ดังนั้น

$$M_{knee} = M_{GRF} + M_{foot} + M_{shank}$$

$$M_{knee} = 144.99\hat{i} + 28.88\hat{j} - 19.43\hat{k}$$

$$M_{knee} = \sqrt{144.99^2 + 28.88^2 + 19.43^2}$$

$$M_{knee} = 149.11$$

การคำนวณหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในขณะวิ่ง

เมื่อสามารถหาค่าโมเมนต์ที่หัวเข่าได้แล้ว แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral สามารถหาได้จากสมการที่ 5.1-5.4

เนื่องจากผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 1 มีความสูงอยู่ระหว่าง 1.65-1.75 เมตร จึงใช้ค่า $a=0.045$ และเนื่องจากในจังหวะที่ส้นเท้ากระทบพื้น มุมของ knee extensor ของผู้เข้าร่วมวิจัยคนดังกล่าวมีค่า 75 องศา ค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญในการคำนวณจึงมีค่าดังนี้

$$dPT = 0.14$$

$$Fq = 1099.41$$

$$RFq - Fpl = 1.10$$

$$PFJCF = 997.88$$

$$PFJCF/BW = 1.82$$

จากค่า PFJCF/BW ซึ่งอยู่ที่ 1.82 เท่าของน้ำหนักตัว ค่าดังกล่าวอยู่ในช่วงที่รายงานโดย Roos et al., 2012

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

เพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ข้อมูล ผู้วิจัยได้สร้าง template ในการคำนวณโดยโปรแกรม MS Excel และคำนวณหาแรงกดของข้อต่อ patellafemoral ที่ระยะ 0, 300, 500 และ 800 กิโลเมตร ทั้งนี้มิติในการวิเคราะห์ข้อมูลมีอยู่ 2 มิติที่สำคัญขึ้นอยู่กับ การ normalize ข้อมูล หรือการแปลงข้อมูลให้สามารถเปรียบเทียบกันได้

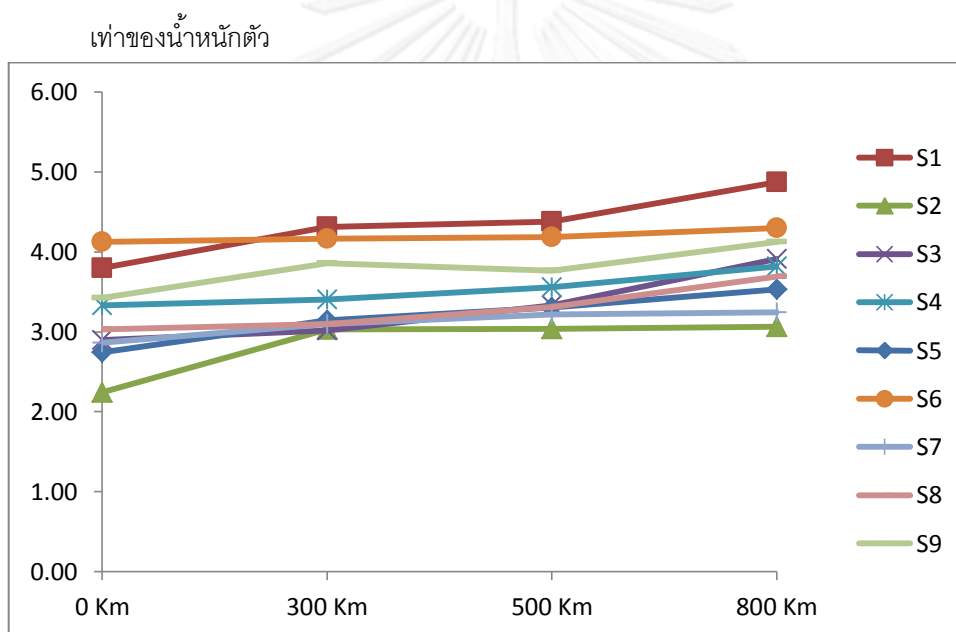
1. การหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับน้ำหนักตัว
2. การหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของรองเท้าวิ่งใหม่ (0 กิโลเมตร)

การวิเคราะห์แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับน้ำหนักตัว

แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับน้ำหนักตัวเป็นปริมาณที่แสดงว่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เกิดขึ้นเป็นกี่เท่าของน้ำหนักตัว เนื่องจากน้ำหนักตัวมีผลต่อแรง ผู้เข้าร่วมวิจัยที่มีน้ำหนักตัวมากย่อมจะต้องมี ground reaction force มาก จึงมีผลทำให้โมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่หัวเข่ามากตามไปด้วย ดังนั้นการ normalize ข้อมูลแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ด้วยน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัยจะทำให้ข้อมูลดังกล่าวสามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้และทำให้ทราบว่า ณ ระยะวิ่งที่เพิ่มขึ้น แรงกดของข้อต่อจะเพิ่มขึ้นหรือลดลงเป็นปริมาณกี่เท่าของน้ำหนักตัว ตารางที่ 5.1 และภาพที่ 5.2 แสดงค่าแรงกด ณ ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัว จากตารางที่ 5.1 พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงกด ณ ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัว จะเพิ่มขึ้นเมื่อระยะทางในการวิ่งเพิ่มขึ้น โดยค่าเฉลี่ยของแรงกด ณ ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัว จะเพิ่มขึ้นจาก 3.16 เท่าของน้ำหนักสำหรับรองเท้าใหม่เป็น 3.84 เท่าของน้ำหนักตัวสำหรับรองเท้าที่ผ่านการวิ่งมาแล้ว 800 กิโลเมตร

ตารางที่ 5.1 ค่าเฉลี่ยแรงกด ณ ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวในระยะต่างๆ

subjects	0 Km	300 Km	500 Km	800 Km
1	3.80	4.31	4.38	4.87
2	2.25	3.03	3.04	3.07
3	2.90	3.02	3.33	3.91
4	3.33	3.40	3.56	3.82
5	2.74	3.15	3.30	3.53
6	4.13	4.16	4.18	4.30
7	2.87	3.10	3.22	3.24
8	3.03	3.10	3.31	3.69
9	3.43	3.86	3.76	4.13
ค่าเฉลี่ย	3.16	3.46	3.56	3.84



ภาพที่ 5.2 กราฟค่าแรงกดข้อต่อน้ำหนักตัว

เมื่อค่า S หมายถึง นักวิ่ง

การวิเคราะห์แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของรองเท้าวิ่งใหม่

การเปรียบเทียบแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral กับแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของรองเท้าวิ่งใหม่ จะแสดงถึงผลของการเสื่อมสภาพของรองเท้าว่ามีผลต่อแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral มากเท่าไร ตารางที่ 5.3 แสดงค่าเฉลี่ยของของแรงกดข้อต่อ patellofemoral ของ

ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะต่างๆ และตารางที่ 5.4 แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับร่องเท้าใหม่ ซึ่งพบว่า การเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในร่องเท้าที่ผ่านการใช้งานแล้ว กับแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของร่องเท้าใหม่

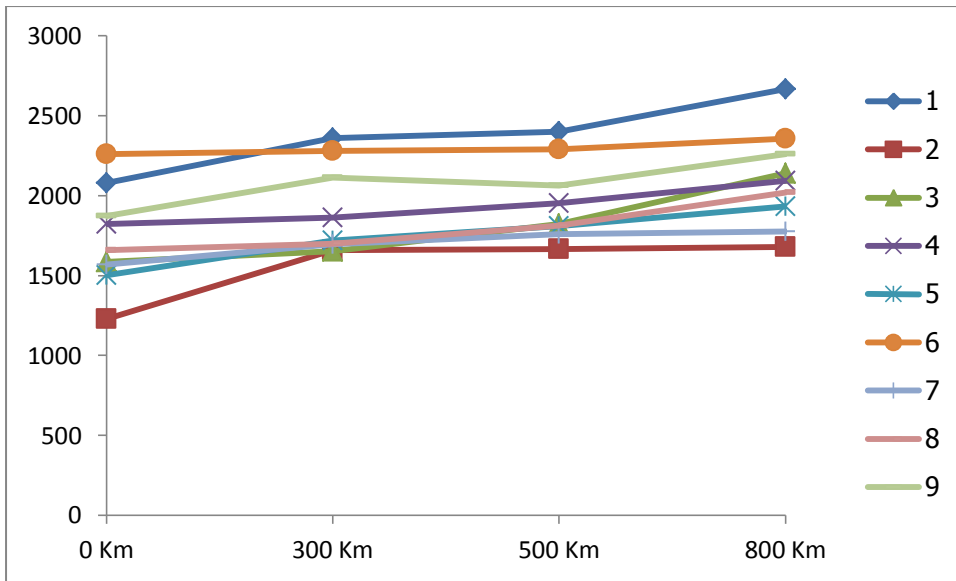
มีค่าเพิ่มขึ้น โดยที่ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในร่องเท้าที่ผ่านการใช้งานมาแล้ว 800 กิโลเมตรจะมีค่ามากกว่าค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของร่องเท้าใหม่ถึง 21.43%

เมื่อวิเคราะห์ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัว ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และเมื่อวิเคราะห์หาความแตกต่างเป็นรายคู่ด้วยวิธีของ Bonferrini พบว่าความแตกต่างเกิดขึ้นที่ระยะ (0-800), (300-800), (500-800) km

เมื่อทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และเมื่อวิเคราะห์หาความแตกต่างเป็นรายคู่ด้วยวิธีของ Bonferrini พบว่าความแตกต่างเกิดขึ้นที่ระยะ (0-500), (0-800), (300-800), (500-800) km

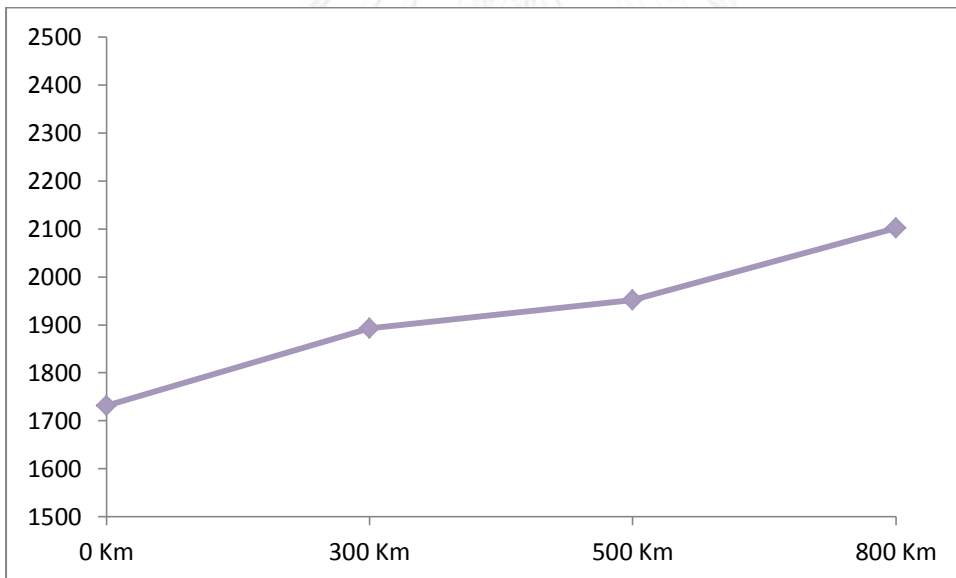
ตารางที่ 5.2 ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะต่างๆ

subjects	0 Km	300 Km	500 Km	800 Km
1	2080	2360	2398	2666
2	1228	1660	1664	1678
3	1584	1652	1822	2140
4	1824	1862	1952	2092
5	1502	1720	1808	1932
6	2260	2280	2288	2356
7	1570	1694	1760	1774
8	1660	1698	1812	2020
9	1874	2112	2062	2260



ภาพที่ 5.3 กราฟแสดงค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะต่างๆ

เมื่อเส้นกราฟแสดงนักวิ่งคนที่



ภาพที่ 5.4 กราฟค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ที่ระยะต่างๆ

ตารางที่ 5.3 เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะต่างๆ

subjects	0-300 km	0-500 km	0-800 km
1	13.46%	15.28%	28.17%
2	35.18%	35.50%	36.64%
3	4.29%	15.02%	35.10%
4	2.08%	7.01%	14.69%
5	14.51%	20.37%	28.62%
6	0.88%	1.23%	4.24%
7	7.89%	12.10%	12.99%
8	2.28%	8.38%	1.68%
9	10.03%	12.70%	20.59%
ค่าเฉลี่ย	9.35%	12.76%	21.43%

การคำนวณหาความเค้น

ความเค้น (stress) หมายถึง แรงภายนอกที่มากระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ แต่เนื่องจาก แรงกระทำภายนอกมีความสมดุลกับแรงต้านทานภายใน การหาค่าความเค้นสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้คือ

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

เมื่อ σ = ความเค้น (Stress) มีหน่วยเป็นปาสกาล (Pa, 1 Pa = 1N/m²) หรือ kgf/mm²

P = แรงภายนอกที่มากระทำ มีหน่วยเป็น N หรือ kgf

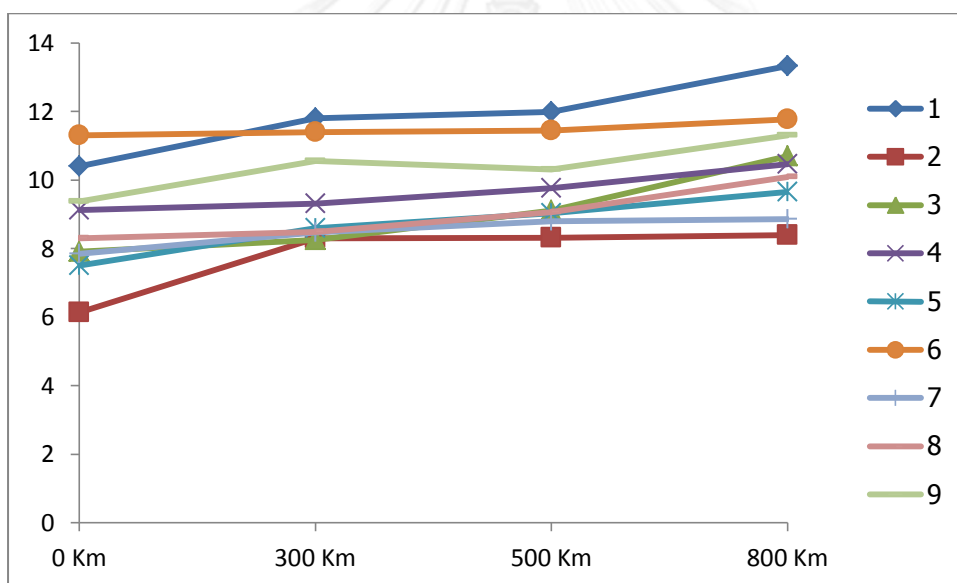
A = พื้นที่ภาคตัดขวางที่แรงกระทำ: m² หรือ mm²

ในงานวิจัย A = 200 mm² จะได้ค่าความเค้น (Komistek, Kane et al 2005)

ดังแสดงในตารางที่ 5.4 และภาพที่ 5.6 จากตารางที่ 5.4 พบว่าค่าเฉลี่ยของค่าเค้นจะมีค่าเพิ่มขึ้นตามระยะทางที่วิ่ง โดยค่าเฉลี่ยของความเค้นที่กระดูกอ่อน patella จะมีค่าเท่ากับ 8.66 Pa ในรองเท้าใหม่เป็น 10.51 Pa ที่ระยะ 800 กิโลเมตร ซึ่งสะท้อนให้เห็นอย่างชัดเจนในภาพที่ 5.7

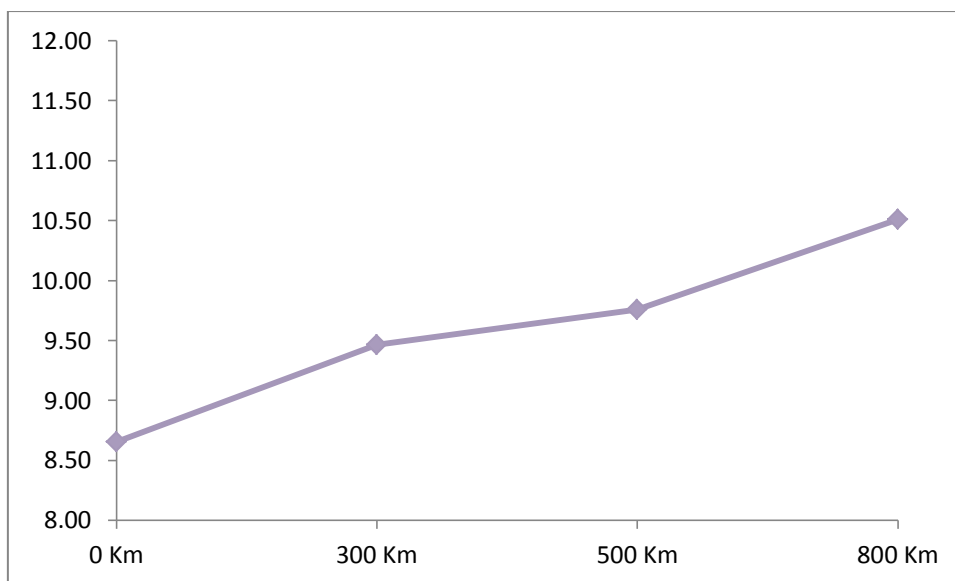
ตารางที่ 5.4 แสดงค่าเฉลี่ยของความเค้นที่เกิดขึ้น ณ กระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะทางต่างๆ

subjects	0 Km	300 Km	500 Km	800 Km
1	10.40	11.80	11.99	13.33
2	6.14	8.30	8.32	8.39
3	7.92	8.26	9.11	10.70
4	9.12	9.31	9.76	10.46
5	7.51	8.60	9.04	9.66
6	11.30	11.40	11.44	11.78
7	7.85	8.47	8.80	8.87
8	8.30	8.49	9.06	10.10
9	9.37	10.56	10.31	11.30
ค่าเฉลี่ย	8.66	9.47	9.76	10.51



ภาพที่ 5.5 กราฟแสดงค่าเฉลี่ยของความเค้นที่เกิดขึ้น ณ กระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ระยะทางต่างๆ

เมื่อเส้นกราฟแสดงนักวิ่งคนที่



ภาพที่ 5.6 กราฟแสดงค่าเฉลี่ยของความเค้นที่เกิดขึ้น ณ กระจุกอ่อน patella ที่ระยะทางต่างๆ

การอภิปรายผล

แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวในการวิจัยครั้งนี้มีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Roos, Barton et al 2012 ที่ทำการเก็บข้อมูลแรงกดต่อข้อต่อ patellofemoral ขณะวิ่งธรรมดา และวิ่งถอยหลัง ด้วยความเร็วในการวิ่ง 3.0 เมตรต่อวินาที จากงานวิจัยดังกล่าวพบว่า แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral มีค่า 4.5 ± 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้มีค่าเฉลี่ยแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัว มีค่าประมาณ 3.16-3.85 เท่าของน้ำหนักตัว ความแตกต่างดังกล่าวอาจเกิดขึ้นเนื่องจากกลไกการวิ่งที่ไม่เหมือนกันของผู้เข้าร่วมวิจัย สภาพรองเท้า รวมไปถึงเพศของผู้เข้าร่วมวิจัย

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เมื่อเทียบกับน้ำหนักตัว ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ระหว่างรองเท้าเก่าและรองเท้าใหม่ และความเค้นที่เกิดขึ้นที่กระจุกอ่อน patella มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อรองเท้ามีระยะวิ่งที่เพิ่มขึ้น ทั้งนี้จากการวิเคราะห์ข้อมูลในบทที่ 4 พบว่ารองเท้าวิ่งจะเริ่มสูญเสียคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกที่ระยะ 300 กิโลเมตร จากการวิเคราะห์ข้อมูลในบทนี้ทำให้เห็นว่าการสูญเสียคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่ง มีผลทำให้แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral และความเค้นที่กระจุกอ่อน patella เพิ่มมากขึ้น

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลพบว่าค่าเฉลี่ยของความเค้นที่เกิดขึ้นที่กระดูกอ่อน patella ที่ระยะ 800 กิโลเมตร มีค่า 10.51 MPa ซึ่งค่าดังกล่าวยังมีค่าน้อยกว่าระดับของความเค้นที่ก่อให้เกิดการบาดเจ็บ เช่น 14 MPa (Quinn TM, 2001), 15 - 20 MPa (Torzilli PA, 1999; Zhang H, 1999; Jeffrey JE, 1995) และ 25 MPa (Repo RU, 1977) ทั้งนี้ถึงแม้ว่าค่าเฉลี่ยของความเค้นที่เกิดขึ้นที่กระดูกอ่อน patella ที่ระยะ 800 กิโลเมตร ซึ่งเป็นระยะทางสูงสุดที่ทำการทดสอบในการวิจัยครั้งนี้จะมีค่าต่ำกว่าระดับของความเค้นที่ก่อให้เกิดอาการบาดเจ็บ แต่ความเค้นที่เกิดจากการวิ่งเป็นความเค้นที่เกิดขึ้นแบบซ้ำๆ ไม่ใช่ความเค้นประลัยที่ทำลายกระดูกอ่อนภายใต้การกระทำของแรงภายนอกเพียงครั้งเดียว

นอกจากนี้ข้อจำกัดที่สำคัญที่สุดในการคำนวณหาความเค้นคือการหาพื้นที่ผิวสัมผัสของกระดูกอ่อน patella ที่รองรับแรงกด ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้วิธีการอ้างอิงพื้นที่ของกระดูกอ่อน patella จากงานวิจัยของ (Komistek, Kane et al 2005) ทั้งนี้พื้นที่ของกระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัยอาจมีค่าไม่เท่ากัน วิธีการหาพื้นที่ของกระดูกอ่อน patella ในปัจจุบันคือการทำ MRI ซึ่งมีราคาแพงและเป็นข้อจำกัดหนึ่งของการวิจัยครั้งนี้

ตัวแปรที่สำคัญอีกตัวหนึ่งในการคำนวณหาความเค้นคือ ลักษณะการเคลื่อนที่ของกระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัย เนื่องจากแรงกดที่ใช้ในการคำนวณหาความเค้นต้องตั้งฉากกับพื้นที่รับแรง

นอกจากนี้ยังมีเรื่องของการอ้างอิงสูตรคำนวณหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ซึ่งอ้างอิงจาก Roos และคณะ (2012) ซึ่งเสนอวิธีการหาค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ว่าเป็นสัดส่วนกับแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ quadriceps และประมาณค่าสัดส่วนดังกล่าว และประมาณค่าแขนของโมเมนต์จากกระดูกอ่อน patella จากการทำ regression analysis ทั้งนี้วิธีการที่จะทำได้หาค่า แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ที่แม่นยำที่สุด คือการผ่าตัดและใส่แผ่นวัดแรงเข้าไปในกระดูกอ่อน patella และให้ผู้เข้าร่วมวิจัยวิ่ง ซึ่งวิธีการดังกล่าวไม่สามารถทำได้ ดังนั้น วิธีการประมาณค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral จึงมีการเสนอโดยนักวิจัยหลายท่าน แต่ละท่านก็มีวิธีการประมาณค่า แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral แตกต่างกันไป ในที่นี้ผู้วิจัยเลือกการอ้างอิงของ Roos และคณะ (2012) เนื่องจากเป็นงานวิจัยที่ใหม่ที่สุดและมีวิธีการประมาณค่าที่เหมาะสม

สรุป

ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในรองเท้าวิ่งที่ผ่านการใช้งานแล้วในระยะต่างๆ ในการวิเคราะห์หาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ผู้วิจัยอ้างอิงการหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral จากงานวิจัยของ Roos และคณะ (2012) โดยใช้วิธีการหาโมเมนต์ที่ข้อเข่าด้วยวิธี Inverse Dynamic จากผลการคำนวณพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวที่ได้จากงานวิจัยครั้งนี้มีค่า 3.16-3.85 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งไม่แตกต่างจากค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวที่ได้จากงานวิจัยของ Roos และคณะ (2012) ที่มีค่า 4.5 ± 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว

จากการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เพิ่มขึ้นเมื่อถูกใช้งานเพิ่มขึ้น โดยรองเท้าที่ผ่านการใช้งานถึงระยะ 800 กิโลเมตรจะทำให้ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เพิ่มมากขึ้นถึง 20% เมื่อเทียบกับรองเท้าใหม่

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

รองเท้าวิ่งถือเป็นองค์ประกอบสำคัญในการวิ่งของนักวิ่ง เนื่องจากรองเท้าวิ่งเป็นอุปกรณ์หนึ่งที่สามารถช่วยป้องกันอาการบาดเจ็บในนักวิ่ง อย่างไรก็ตามจากงานวิจัยพบว่านักวิ่งชาวไทยมักใช้รองเท้าวิ่งมากกว่า 1 ปี ผู้วิจัยจึงสนใจศึกษาถึงคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งว่ามีผลต่อแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ซึ่งเป็นอาการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นบ่อยในนักวิ่ง

สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์เรื่องนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาผลของการเสื่อมสภาพของรองเท้าวิ่งที่มีผลต่อความเค้นที่เกิดขึ้นต่อข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งจ็อกกิ้ง โดยใช้ระเบียบวิธีการวิจัยเชิงปริมาณแบบการวิจัยกึ่งทดลอง การศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถแบ่งเป็นโครงการย่อยได้ 3 โครงการดังนี้

1. การสร้างเครื่องจำลองการวิ่ง
2. การหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งส้นเท้าของนักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ
3. การหาความเค้น ณ ข้อต่อ patellofemoral ของนักวิ่งในรองเท้าที่มีการเสื่อมสภาพ

การสร้างเครื่องจำลองการวิ่งของมนุษย์

ผู้วิจัยได้สร้างและพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งที่สามารถสร้าง impact peak, active peak, ระยะเวลาที่เท้าสัมผัสกับพื้น รูปแบบการกระจายแรงของแรงกดบนพื้นรองเท้า การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงดัน รวมไปถึงการเกิดขึ้นของแรงดล ให้มีลักษณะคล้ายกับการวิ่งของมนุษย์ ทั้งนี้เครื่องจำลองการวิ่งมีรูปร่างลักษณะคล้ายเกวียนและต้องถูกลากด้วยรถยนต์ที่ความเร็ว 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง จึงจะสามารถจำลองการวิ่งของนักวิ่งหญิงไทยที่มีน้ำหนักตัว 55-58 กิโลกรัม และวิ่งด้วยความเร็วประมาณ 3 เมตรต่อวินาทีได้ เมื่อได้เครื่องจำลองการวิ่งแล้ว ผู้วิจัยทำการจำลองการวิ่งโดยใช้รถลาก โดยทำทุกๆ 100 กิโลเมตรจนครบระยะทาง 800 กิโลเมตร

จากนั้นผู้วิจัยทำการหา Vertical Ground Reaction Force (VGRF) ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งส้นเท้าของนักวิ่ง เมื่อรองเท้ามีการเสื่อมสภาพ เพื่ออธิบายถึงการสูญเสียคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าวิ่งเมื่อระยะทางวิ่งเพิ่มขึ้น ในการศึกษาครั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนักวิ่งเพศหญิงอายุ

ระหว่าง 20-40 ปี มีน้ำหนักตัวระหว่าง 55-58 กิโลกรัม จำนวน 9 คน มาทดสอบโดยใช้รองเท้าวิ่งที่ใช้วัสดุ EVA ผลิตเป็นพื้นรองเท้าและถูกทำให้เสื่อมสภาพโดยเครื่องจำลองการวิ่งซึ่งใช้รถลากเพื่อเลียนแบบกลไกการวิ่งของมนุษย์ ผู้เข้าร่วมวิจัยถูกขอให้ออกวิ่งซึ่งติดตั้งอุปกรณ์ F-scan ติดตั้งอยู่ด้านในรองเท้าด้านขวา (ข้างที่ถนัด) และวิ่งผ่านแผ่นวัดแรง จากนั้นผู้วิจัยวิเคราะห์หาคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทก ซึ่งหาได้จากความแตกต่างระหว่าง VGRF ที่ได้จากแผ่นวัดแรง และ F-scan ผลการวิจัยพบว่าค่า คุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทก นั้นเป็นฟังก์ชันลดตามระยะทางที่วิ่งไป และนอกจากนี้ยังพบว่าเสนอแนะว่าควรเปลี่ยนรองเท้าวิ่งทุกๆ 300 กิโลเมตร เนื่องจากที่ระยะดังกล่าวรองเท้าวิ่งสามารถดูดซับแรงกระแทกที่จุด impact peak ไปได้ประมาณ 60% ของน้ำหนักตัว หรือประมาณ 35% ของแรงกระแทก แต่เมื่อเลยระยะดังกล่าวไปแล้ว รองเท้าวิ่งจะรับแรงได้เพียงประมาณ 50% ของน้ำหนักตัวเท่านั้น

หลังจากที่ได้ศึกษาคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้าที่มีการเสื่อมสภาพแล้ว ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ในรองเท้าวิ่งที่ผ่านการใช้งานแล้วในระยะต่างๆ ในการวิเคราะห์หาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ผู้วิจัยอ้างอิงการหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral จากงานวิจัยของ Roos และคณะ (2012) โดยใช้วิธีการหาโมเมนต์ที่ข้อเข่าด้วยวิธี Inverse Dynamic จากผลการคำนวณพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวที่ได้จากงานวิจัยครั้งนี้มีค่า 3.16-3.85 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งไม่แตกต่างจากค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ต่อน้ำหนักตัวที่ได้จากงานวิจัยของ Roos และคณะ (2012) ที่มีค่า 4.5 ± 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว

จากการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เพิ่มขึ้นเมื่อถูกใช้งานเพิ่มขึ้น โดยรองเท้าที่ผ่านการใช้งานถึงระยะ 800 กิโลเมตรจะทำให้ค่าเฉลี่ยของแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral เพิ่มมากขึ้นถึง 20% เมื่อเทียบกับรองเท้าใหม่

ข้อจำกัด

ถึงแม้ว่าผลการวิจัยและผลการวิเคราะห์ข้อมูลในงานวิจัยครั้งนี้จะสอดคล้องกับงานวิจัยที่ผ่านมาหลายๆ เรื่องดังที่ได้กล่าวถึงในบทที่ 3-5 แต่ข้อจำกัดของการวิจัยครั้งนี้มีดังนี้

ข้อจำกัดเกี่ยวกับเครื่องจำลองการวิ่ง

1. เครื่องจำลองการวิ่งถูกออกแบบและพัฒนาขึ้นสำหรับนักวิ่งที่มีน้ำหนักตัว 55-58 กิโลกรัม ซึ่งเป็นค่าน้ำหนักเฉลี่ยของหญิงไทย

2. ชนิดของรองเท้าวิ่ง เป็นรองเท้าวิ่งรุ่นที่พื้นรองเท้าเป็นแผ่นโฟม EVA เท่านั้น
3. จำนวนก้าวที่สัมผัสพื้น เนื่องจากเครื่องจำลองการวิ่งใช้ล้อซึ่งมีเส้นรอบวง 207 เซนติเมตร ดังนั้นรองเท้าแต่ละข้างจะกระทบพื้นทุกๆ 2 เมตร ทำให้ในการจำลองการวิ่งที่ระยะทาง 800 กิโลเมตร รองเท้าแต่ละข้างสัมผัสพื้นประมาณ 400,000 ครั้ง หรือประมาณ 800,000 ก้าว ซึ่งเทียบได้กับระยะก้าวเท่ากับ 1.03 เมตร แต่ปกติแล้วคนวิ่งจ็อกกิ้งมีก้าวยาว 0.7 เมตร (Cavanagh, 1990) หรือคิดคำนวณเป็นจำนวนก้าวเท่ากับ 1,142,857 ก้าว ซึ่งเป็นข้อจำกัดของเครื่องจำลองการวิ่ง ซึ่งอาจทำให้การเสื่อมของรองเท้าโดยเครื่องจำลองการวิ่งเกิดขึ้นช้ากว่าการเสื่อมของรองเท้าที่เกิดขึ้นโดยการวิ่งจริงของนักวิ่ง
4. ตำแหน่งการลงน้ำหนักของเท้าเทียมในรองเท้า เครื่องจำลองการวิ่งมีเท้าเทียมที่เป็นเหล็กมียางรองรับและพันด้วยเทปผ้าเป็นรูปลักษณะคล้ายเท้าขนาดพอดีกับรองเท้า จึงไม่สามารถเลื่อนไถลได้เหมือนในรองเท้าที่คนใส่วิ่งโดยปกติ ทำให้การลงน้ำหนักเกิดขึ้นที่ตำแหน่งเดิมทุกครั้งของการจำลองการวิ่ง ด้วยข้อจำกัดดังกล่าวอาจมีผลทำให้การเสื่อมของรองเท้าโดยเครื่องจำลองการวิ่งเกิดขึ้นเร็วกว่าการเสื่อมของรองเท้าที่เกิดขึ้นโดยการวิ่งจริงของนักวิ่ง ถึงแม้ว่าการเสื่อมของรองเท้าที่จำลองขึ้นจากเครื่องจำลองการวิ่งจะลงน้ำหนักที่ตำแหน่งเดิมทุกครั้ง ผู้วิจัยไม่สามารถระบุได้ว่าจะสามารถชดเชยกับระยะก้าวที่ยาวขึ้นหรือไม่
5. การระบายความร้อนในรองเท้า อุณหภูมิภายในรองเท้าหลังจากลากรด 30 นาที ร้อนจัดเนื่องจากเท้าเทียมระบายความร้อนได้ไม่ดี ในการวิจัยต้องถอดรองเท้าและเอาพัดลมเป่าให้หายร้อนจึงทำการลากต่อ

ข้อจำกัดในการคำนวณหาความเค้น

1. การหาพื้นที่ผิวสัมผัสของกระดูกอ่อน patella ที่รองรับแรงกด ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้วิธีการอ้างอิงพื้นที่ของกระดูกอ่อน patella จากงานวิจัยของ (Komistek, Kane et al 2005) ทั้งนี้พื้นที่ของกระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัยอาจมีค่าไม่เท่ากัน วิธีการหาพื้นที่ของกระดูกอ่อน patella ในปัจจุบันคือการทำ MRI ซึ่งมีราคาแพง หรืออาจจะมีการประมาณค่าจาก cadaver
2. ลักษณะการเคลื่อนที่ของกระดูกอ่อน patella ของผู้เข้าร่วมวิจัย เนื่องจากแรงกดที่ใช้ในการคำนวณหาความเค้นต้องตั้งฉากกับพื้นที่รับแรง แต่เราไม่สามารถทราบได้ว่า ขณะที่เกิด impact peak กระดูกอ่อน patella มีการเคลื่อนตัวอย่างไรแรงกดที่เกิดขึ้นตั้งฉากกับกระดูกอ่อนหรือไม่
3. การอ้างอิงสูตรคำนวณการหาแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ซึ่งอ้างอิงจาก Roos และคณะ (2012) ซึ่งเสนอวิธีการหาค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ว่าเป็นสัดส่วนกับแรงที่

เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ quadriceps และประมาณค่าสัดส่วนดังกล่าว และประมาณค่าแขนของ โมเมนต์จากกระดูกอ่อน patella จากการทำ regression analysis ทั้งนี้วิธีการที่จะทำให้ได้ หาค่า แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral ที่แม่นยำที่สุด คือการผ่าตัดและใส่แผ่นวัดแรงเข้าไป ในกระดูกอ่อน patella และให้ผู้เข้าร่วมวิจัยวิ่ง ซึ่งวิธีการดังกล่าวไม่สามารถทำได้ ดังนั้น วิธีการประมาณค่าแรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral จึงมีการเสนอโดยนักวิจัยหลายท่าน แต่ ละท่านก็มีวิธีการประมาณค่า แรงกดที่ข้อต่อ patellofemoral แตกต่างกันไป ในที่นี้ผู้วิจัย เลือกรายงานอ้างอิงของ Roos และคณะ (2012) เนื่องจากเป็นงานวิจัยที่ใหม่ที่สุดและมีวิธีการ ประมาณค่าที่ง่าย

ข้อเสนอแนะในงานวิจัยครั้งต่อไป

งานวิจัยที่เกี่ยวกับรองเท้าวิ่งเป็นงานวิจัยที่สำคัญและยังไม่มีบทสรุปที่แน่ชัด งานวิจัยครั้งนี้เป็น องค์ประกอบหนึ่งที่ช่วยเติมเต็มงานวิจัยเกี่ยวกับรองเท้าวิ่งให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น ทั้งนี้ผู้ที่สนใจงานวิจัย เกี่ยวกับรองเท้าอาจสนใจทำวิจัยในเรื่องต่างๆดังนี้

1. จากผลการวิจัยพบว่าหลังจากระยะ 300 กิโลเมตร คุณสมบัติในการดูดซับแรงจะค่อนข้าง คงที่ ทั้งนี้อาจจะเกิดขึ้นเนื่องจากพื้น EVA ของรองเท้าถูกบดอัดมากขึ้นทำให้ช่องว่างของ โมเลกุลหายไป ทั้งนี้ผู้ที่สนใจอาจทำการศึกษาถึงการเปลี่ยนแปลงทางกลศาสตร์ของพื้น EVA รวมไปถึงการเพิ่มระยะทางในการวิ่ง เพื่อศึกษาถึงจุดวิบัติของ EVA ที่เกิดจากการวิ่ง
2. การศึกษาเปรียบเทียบคุณสมบัติในการดูดซับแรงที่เกิดขึ้นจากคนวิ่งจริงๆ เนื่องจากกลไกการ วิ่งของมนุษย์จะมีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นการศึกษาถึงจุดวิบัติของรองเท้าวิ่งที่เกิดจากคนวิ่ง อาจจะมีความเสี่ยงที่เกิดการบาดเจ็บขึ้นได้
3. การพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งให้มีความทันสมัยและให้ติดอยู่กับที่ ไม่จำเป็นต้องลากไปมา เพื่อจำลองการวิ่ง การพัฒนาเครื่องจำลองการวิ่งให้สามารถปฏิบัติการได้ในห้องปฏิบัติการจะ ช่วยให้เกิดความประหยัดมากยิ่งขึ้น
4. การศึกษาเปรียบเทียบโมเดลการหาค่าแรงกดที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ patellofemoral กับ คุณสมบัติการดูดซับแรงในรองเท้าที่เสื่อมสภาพ เนื่องจากข้อจำกัดของงานวิจัยของ Roos และคณะ (2012) การหาโมเดลอื่นเข้ามาช่วยในการอธิบายอาจทำให้ได้ค่าที่ถูกต้องและ แม่นยำเพิ่มมากขึ้น
5. การศึกษา longitudinal study เพื่อศึกษาถึงความสัมพันธ์ของการเสื่อมสภาพของคุณสมบัติ ในการดูดซับแรงกระแทกของรองเท้ากับอุบัติการณ์ของการบาดเจ็บในนักวิ่ง

รายการอ้างอิง

- Adirim, T. A., & Cheng, T. L. (2003). Overview of injuries in the young athlete. *Sports Med*, 33(1), 75-81.
- Aerts, P., & De Clercq, D. (1993). Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heel strike: The effect of varying midsoles hardness. *Journal of Sports Science*, 11, 449-461.
- Aerts, P., Ker, R. F., De Clercq, D., Ilsley, D. W., & Alexander, R. M. (1995). The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved. *J Biomech*, 28(11), 1299-1308.
- Arnheim, D. D., & Prentice, W. E. (2002). *Essentials of athletic training*. United States: McGraw Hill.
- Besier, T. F., Fredericson, M., Gold, G. E., Beaupre, G. S., & Delp, S. L. (2009). Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J Biomech*, 42(7), 898-905. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.01.032
- Brechter, J. H., & Powers, C. M. (2002). Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 16(2), 115-123. doi: Pii S0966-6362(02)00090-5
- Doi 10.1016/S0966-6362(02)00090-5
- Cheung, R. T., & Ng, G. Y. (2009). Motion control shoe affects temporal activity of quadriceps in runners. *Br J Sports Med*, 43(12), 943-947. doi: 10.1136/bjsm.2008.054692
- Cheung, R. T. H., Ng, G. Y. F., & Chen, B. F. C. (2006). Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Medicine*, 36, 199-205.
- Chiu, H. T., & Shiang, T. Y. (2007). Effects of insoles and additional shock absorption foam on the cushioning properties of sport shoes. *J Appl Biomech*, 23(2), 119-127.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., & Mall, N. A. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait and Posture*, 28, 405-411.

- Connolly, K. D., Ronsky, J. L., & Westover, L. M. (2009). Difference in patellofemoral contact mechanics associated with patellofemoral pain syndrome. *J Biomech*, 42, 2802-2807.
- Cook, S., & Brinker, M. (1990). Marathon finishers and pre-race drop-outs. *Sports Med*, 10, 1-8.
- Devan, M. R., Pescatello, L. S., Faghri, P., & Anderson, J. (2004). A prospective study of overuse knee Injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *Journal of athletic training*, 39, 263-267.
- Dye, S. F. (2005). The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clin Orthop Relat Res*, 436(436), 100-110.
- Elias, J. J., Kilambi, S., & Cosgarea, A. J. (2010). Computation assessment of the influence of vastus medialis obliquus function on patellofemoral pressure: Model evaluation. *J Biomech*, 43, 612-617.
- Feller, J. A., Amis, A. A., Andrish, J. T., Arendt, E. A., Erasmus, P. J., & Powers, C. M. (2007). Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy*, 23(5), 542-553. doi: 10.1016/j.arthro.2007.03.006
- Gerritsen, K. G. M., Van Den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J Biomech*, 28, 661-668.
- Hamill, J., & Bates, B. T. (1988). A kinetic evaluation of the effects of in vivo loading on running shoes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 10(2), 47-53.
- Hay, J. G. (1985). *The Biomechanics of Sports Techniques*. NJ: Prentice-Hall.
- Heng, R. C., & Haw, C. S. (1996). Patello – femoral pain syndrome: Diagnosis and management from an anatomical and biomechanical perspective. *Current Orthopaedics*, 10, 256 – 266.
- House, C. M., Waterworth, C., Allsopp, A. J., & Dixon, S. J. (2002). The influence of simulated wear upon the ability of insoles to reduce peak pressures during running when wearing military boots. *Gait & Posture*, 16(3), 297-303. doi: Pii S0966-6362(02)00021-8
- Doi 10.1016/S0966-6362(02)00021-8
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9), 1635-1641.

- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(5), 253-259. doi: Doi 10.1016/0268-0033(95)00068-2
- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., & Wilder, R. P. (2009). The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM R*, 1(12), 1058-1063. doi: 10.1016/j.pmrj.2009.09.011
- Knapik, J. J., Brosch, L. C., Venuto, M., Swedler, D. I., Bullock, S. H., Gaines, L. S., . . . Jones, B. H. (2010). Effect on injuries of assigning shoes based on foot shape in air force basic training. *Am J Prev Med*, 38(1 Suppl), S197-211. doi: 10.1016/j.amepre.2009.10.013
- Komistek, R. D., Dennis, D. A., Mabe, J. A., & Walker, S. A. (2000). An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(1), 29-36.
- Komistek, R. D., Kane, T. R., & Mahfouz, M. (2005). Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech*, 38, 215-228.
- Kong, P. W., Candelaria, N. G., & Smith, D. R. (2009). Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *Br J Sports Med*, 43(10), 745-749. doi: 10.1136/bjism.2008.047761
- Liu, W., & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *J Biomech*, 33(2), 219-224.
- Lutter, L. (1984). *Runner's knee injuries*. (Vol. 33).
- Ly, Q. H., Alaoui, A., Erlicher, S., & Baly, L. (2010). Towards a footwear design tool: influence of shoe midsole properties and ground stiffness on the impact force during running. *J Biomech*, 43(2), 310-317. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.029
- Magee, D. J., Zachazewski, J. E., & Quillen, W. S. (2009). *Pathology and intervention in Musculoskeletal rehabilitation*.: United States: Elsevier Inc.
- Mason, J. J., Leszko, F., Johnson, T., & Komistek, R. D. (2008). Review: Patellofemoral joint forces. *J Biomech*, 41, 2337 - 2348.
- McCaw, S. T. (1992). Leg length inequality. Implications for running injury prevention. *Sports Med*, 14(6), 422-429.
- McNair, P. J., & Marshall, R. N. (1994). Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br J Sports Med*, 28(4), 256-260.

- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Ann Biomed Eng*, 28(4), 463-469.
- Nigg, B. M., & Liu, W. (1999). The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J Biomech*, 32(8), 849-856.
- Perry, S. D., & Lafortune, M. A. (1995). Influences of Inversion Eversion of the Foot Upon Impact Loading during Locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(5), 253-257. doi: Doi 10.1016/0268-0033(95)00006-7
- Porter, D. A., & Schon, L. C. (2008). *Baxter's the foot and ankle in sport*. . USA: Mosby Elsevier.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11), 639-646. doi: 10.2519/jospt.2003.33.11.639
- Powers, C. M., Chen, Y. J., Scher, I., & Lee, T. Q. (2006). The influence of patellofemoral joint contact geometry on the modeling of three dimensional patellofemoral joint forces. *J Biomech*, 39(15), 2783-2791. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.008
- Queen, R. M., Abbey, A. N., Wiegerinck, J. I., Yoder, J. C., & Nunley, J. A. (2010). Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait & Posture*, 31(1), 18-22. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.235
- Quinn, T. M., Allen, R. G., & Schalet, B. J. (2001). Matrix and cell injury due to sub – impact loading of adult bovine articular cartilage explants: effects of strain rate and peak stress. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 242 – 249.
- Ramsey, D. K., & Wretenberg, P. F. (1999). Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(9), 595-611.
- Ren, L., Jones, R. K., & Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *J Biomech*, 41(12), 2750-2759. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.001
- Rethnam, U., & Makwana, N. (2011). Are old running shoes detrimental to your feet? A pedobarographic study. *BMC Res Notes*, 4, 307. doi: 10.1186/1756-0500-4-307
- Richards, C. E., Magin, P. J., & Callister, R. (2008). Is your prescription of distance running shoes evidence based? *Br J Sports Med*, 43, 159 – 162.
- Robbins, S. E., & Gouw, G. J. (1990). Athletic footwear and chronic overloading: A brief review. *Sports Med*, 9(2), 76-85.

- Roos, P. E., Barton, N., & Van Deursen, R. W. M. (2012). Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running. *J Biomech*, 45, 1656-1660.
- Schwanitz, S., & Odenwald, S. Long-term cushioning properties of running shoes (P152). *The Engineering of Sport*, 7(2), 95-100.
- Shin, C. S., Carpenter, R. D., Majumdar, S., & Ma, C. B. (2007). Three – dimensional in vivo patellofemoral kinematics and contact area of anterior cruciate ligament – deficient and reconstructed subjects using magnetic resonance imaging. . *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 23, 542 – 553.
- Silva, R. M., Rodrigues, J. L., Pinto, V. V., Ferreira, M. J., Russo, R., & Pereira, C. M. (2009). Evaluation of shock absorption properties of rubber materials regarding footwear applications. *Polymer Testing*, 28(6), 642-647. doi: DOI 10.1016/j.polymertesting.2009.05.007
- Taunton, J., Ryan, M. B., & Clement, D. B. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. . *Br J Sports Med*, 37, 239 – 244.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*, 36(2), 95-101.
- Thomee, R., Augustsson, J., & Karlsson, J. (1999). Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med*, 28(4), 245-262.
- Thordarson, D. B. (1997). Running biomechanics. *Clinics in sports medicine*, 16(2), 239-247.
- Torkki, M., Malmivaara, A., & Reivonen, N. (2002). Individually fitted sports shoes for overuse injuries among newspaper carriers. *Scand J Work Environ Health*, 28(3), 176-183.
- van Eijden, T. M., Kouwenhoven, E., Verburg, J., & Weijs, W. A. (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech*, 19(3), 219-229.
- van Mechelen, W. (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med*, 14(5), 320-335.
- Verdejo, R., & Mills, N. J. (2004a). Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. *J Biomech*, 37(9), 1379-1386. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.022
- Verdejo, R., & Mills, N. J. (2004b). Simulating the effects of long distance running on shoe midsole foam. *Polymer Testing*, 23(5), 567-574. doi: DOI 10.1016/j.polymertesting.2003.11.005

- Verteramo, A., & Seedhom, B. B. (2007). Effect of a single impact loading on the structure and mechanical properties of articular cartilage. *J Biomech*, 40(16), 3580-3589. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.06.002
- Walter, S. D., Hart, L. E., McIntosh, J. M., & Sutton, J. R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med*, 149(11), 2561-2564.
- Ward, S. R., & Powers, C. M. (2004). The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10), 1040-1047. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.07.009
- Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (2008). *Biomechanics of musculoskeletal injury*. USA: Human kinetics.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10(3), 264-275.
- Whyte, E. F., Moran, K., Shortt, C. P., & Marshall, B. (2010). The influence of reduced hamstring length on patellofemoral joint stress during squatting in healthy male adults. *Gait & Posture*, 31(1), 47-51. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.243
- Wit, B. D., Clercq, D. D., & Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 395-406.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., van Den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(7), 521-531.
- Zadpoor, A. A., Nikooyan, A. A., & Arshi, A. R. (2007). A model-based parametric study of impact force during running. *J Biomech*, 40(9), 2012-2021. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.016



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก

ข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่างลักษณะคนวิ่งกับการจำลองการวิ่ง

นักวิ่ง	ครั้งที่	ขา	Velocity impact (ms ⁻¹)	Displacement shift	Impulse (Newton-second)
1	1	Rt.	-0.41	0.072	174.406
		Rt.	-0.70	0.109	204.351
		Lt.	0.10	0.043	117.713
		Lt.	-0.60	0.087	190.183
	2	Rt.	-0.55	0.059	166.870
		Rt.	-0.78	0.092	195.125
		Lt.	0.30	0.059	165.932
		Lt.	0.10	0.051	126.526
	3	Rt.	-1.65	0.141	260.089
		Rt.	-2.36	0.194	320.863
		Lt.	0.07	0.066	201.693
		Lt.	-0.30	0.057	149.717
	4	Rt.	0.45	0.046	114.284
		Rt.	0.01	0.043	138.967
		Lt.	0.88	0.054	142.660
		Lt.	0.19	0.058	127.096
5	Rt.	-0.98	0.123	239.571	
	Rt.	-1.50	0.148	271.545	
	Lt.	-0.087	0.073	216.005	
	Lt.	-0.79	0.093	206.950	
2	1	Rt.	-0.02	0.048	163.352
		Rt.	0.26	0.056	148.339
		Lt.	0.11	0.035	174.304

		Lt.	-0.07	0.047	158.763
2		Rt.	0.81	0.053	160.041
		Rt.	0.18	0.042	144.190
		Lt.	0.08	0.037	164.696
		Lt.	-0.08	0.058	153.779
3		Rt.	0.76	0.040	170.741
		Rt.	0.22	0.050	160.435
		Lt.	0.12	0.025	168.345
		Lt.	-0.08	0.047	159.778
4		Rt.	0.31	0.053	222.839
		Rt.	-0.73	0.100	224.979
		Lt.	-0.32	0.085	206.077
		Lt.	-0.31	0.072	178.941
5		Rt.	0.29	0.038	151.079
		Rt.	-0.15	0.048	135.046
		Lt.	0.37	0.062	106.276
		Lt.	-0.15	0.062	154.623
3	1	Rt.	0.04	0.045	164.500
		Rt.	-0.39	0.068	175.231
		Lt.	0.06	0.121	248.454
		Lt.	-0.53	0.072	192.263
	2	Rt.	-0.30	0.060	188.774
		Rt.	-0.47	0.059	182.015
		Lt.	-0.21	0.134	258.163
		Lt.	-0.75	0.097	222.213
	3	Rt.	-0.08	0.051	178.671
		Rt.	-0.41	0.073	191.205
		Lt.	-0.25	0.128	251.874

		Lt.	-0.80	0.103	233.431
	4	Rt.	-0.30	0.063	200.533
		Rt.	-0.50	0.068	188.978
		Lt.	-0.04	0.138	270.624
		Lt.	-0.56	0.076	206.071
	5	Rt.	-0.01	0.045	169.593
		Rt.	-0.44	0.069	187.241
		Lt.	-0.50	0.080	205.784
		Lt.	-0.84	0.090	211.025
4	1	Rt.	-1.05	0.223	366.122
		Rt.	-1.75	0.207	351.311
		Lt.	-2.13	0.277	404.614
		Lt.	-2.38	0.235	378.612
	2	Rt.	-0.87	0.210	347.725
		Rt.	-1.80	0.183	324.623
		Lt.	-1.95	0.211	351.703
		Lt.	-2.15	0.215	353.392
	3	Rt.	-0.83	0.172	317.061
		Rt.	-1.75	0.185	322.168
		Lt.	-1.78	0.239	360.904
		Lt.	-2.34	0.217	375.261
	4	Rt.	-0.93	0.185	329.683
		Rt.	-1.56	0.163	307.272
		Lt.	-1.90	0.230	359.891
		Lt.	-2.36	0.237	376.554
	5	Rt.	-1.02	0.209	340.759
		Rt.	-1.65	0.187	326.914
		Lt.	-2.13	0.270	390.467

		Lt.	-1.92	0.211	354.209
5	1	Rt.	-0.59	0.082	206.553
		Rt.	-0.76	0.076	188.727
		Lt.	-0.78	0.080	199.665
		Lt.	-1.08	0.079	204.364
	2	Rt.	-0.63	0.080	195.374
		Rt.	-0.92	0.084	201.296
		Lt.	-0.64	0.073	189.529
		Lt.	-0.84	0.086	192.481
	3	Rt.	-0.55	0.071	187.573
		Rt.	-0.98	0.083	204.078
		Lt.	-0.44	0.055	168.074
		Lt.	-0.68	0.077	182.760
	4	Rt.	-0.91	0.082	204.563
		Rt.	-1.08	0.085	210.211
		Lt.	-0.67	0.077	192.936
		Lt.	-1.03	0.098	212.673
	5	Rt.	-0.47	0.069	181.188
		Rt.	-0.80	0.078	194.423
		Lt.	-0.72	0.071	188.637
		Lt.	-0.93	0.099	209.737
6	1	Rt.	-0.60	0.108	264.582
		Rt.	-0.92	0.096	222.19
		Lt.	-0.56	0.095	222.002
		Lt.	-0.48	0.090	189.975
	2	Rt.	-0.44	0.092	227.909
		Rt.	-0.79	0.079	194.797

		Lt.	-0.70	0.099	220.228
		Lt.	-0.59	0.094	198.067
	3	Rt.	-0.17	0.081	210.908
		Rt.	-0.99	0.094	218.220
		Lt.	-0.43	0.097	206.142
		Lt.	-0.65	0.100	214.421
	4	Rt.	-0.43	0.083	219.403
		Rt.	-0.77	0.088	203.545
		Lt.	-0.42	0.083	202.950
		Lt.	-0.49	0.112	197.630
	5	Rt.	-0.31	0.080	210.635
		Rt.	-0.82	0.097	211.734
		Lt.	-0.59	0.091	211.200
		Lt.	-0.56	0.089	192.762
7	1	Rt.	-0.26	0.059	147.790
		Rt.	-0.79	0.075	177.66
		Lt.	-0.55	0.077	181.272
		Lt.	-0.65	0.082	178.087
	2	Rt.	-0.05	0.045	137.545
		Rt.	-0.41	0.086	164.459
		Lt.	-0.31	0.055	161.720
		Lt.	-0.40	0.062	155.347
	3	Rt.	0.11	0.033	120.691
		Rt.	-0.50	0.101	169.930
		Lt.	-0.43	0.083	190.602
		Lt.	-0.56	0.088	182.257
	4	Rt.	-0.23	0.052	143.925
		Rt.	-0.53	0.078	165.096

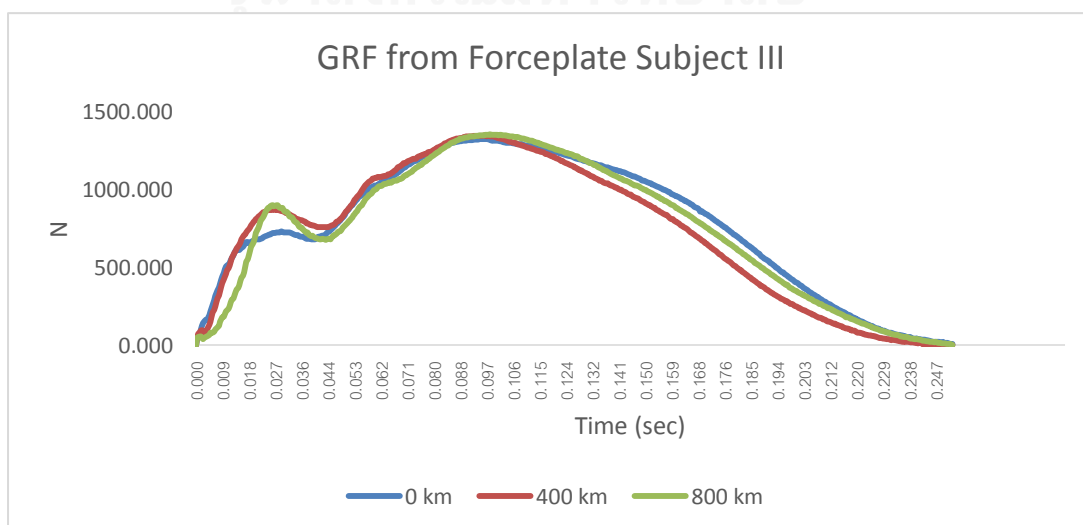
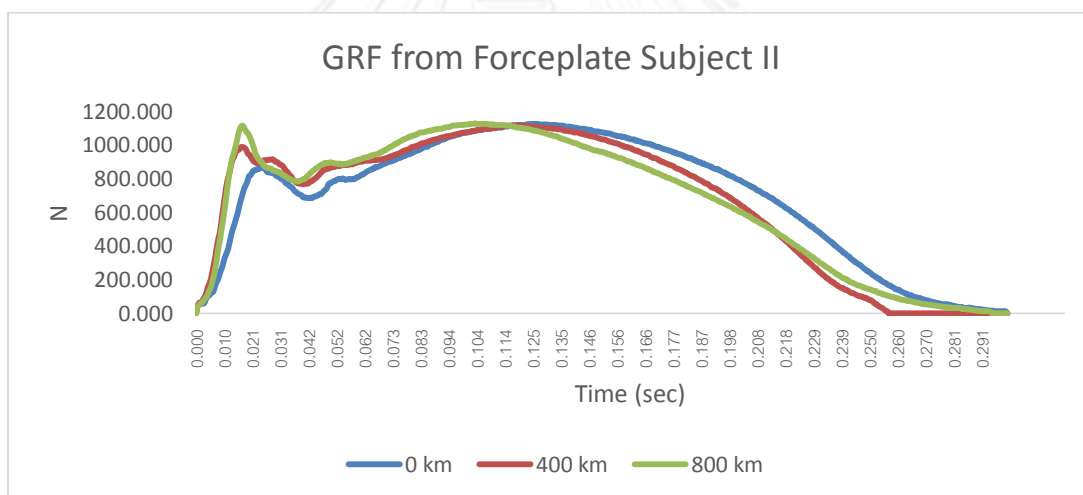
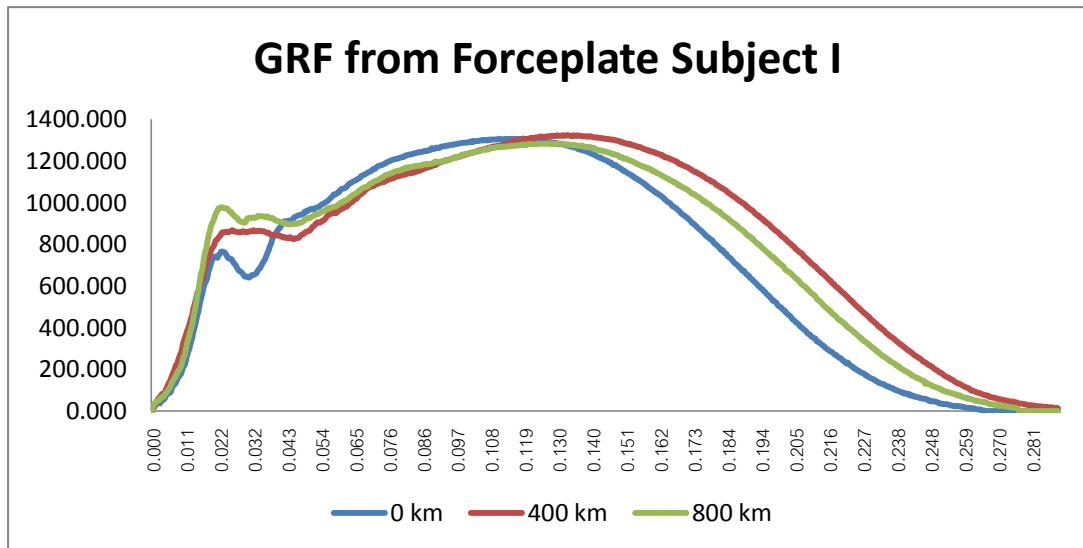
		Lt.	-0.37	0.065	167.564
		Lt.	-0.60	0.066	160.203
	5	Rt.	-0.05	0.043	133.549
		Rt.	-0.27	0.063	150.226
		Lt.	-0.39	0.065	171.243
		Lt.	-0.33	0.066	165.071
8	1	Rt.	0.06	0.050	126.659
		Rt.	0.00	0.046	125.244
		Lt.	-0.27	0.052	147.771
		Lt.	-0.47	0.055	151.098
	2	Rt.	0.06	0.050	126.640
		Rt.	0.15	0.043	108.418
		Lt.	-0.21	0.047	139.719
		Lt.	-0.30	0.046	147.712
	3	Rt.	0.13	0.037	129.818
		Rt.	-0.27	0.048	147.663
		Lt.	-0.44	0.064	167.534
		Lt.	0.15	0.044	165.846
	4	Rt.	0.14	0.040	128.467
		Rt.	-0.22	0.042	146.433
		Lt.	-0.18	0.045	146.475
		Lt.	-0.28	0.041	149.545
	5	Rt.	0.19	0.042	109.663
		Rt.	0.19	0.040	100.386
		Lt.	-0.01	0.041	135.708
		Lt.	-0.07	0.036	129.155
9	1	Rt.	-1.00	0.109	207.641

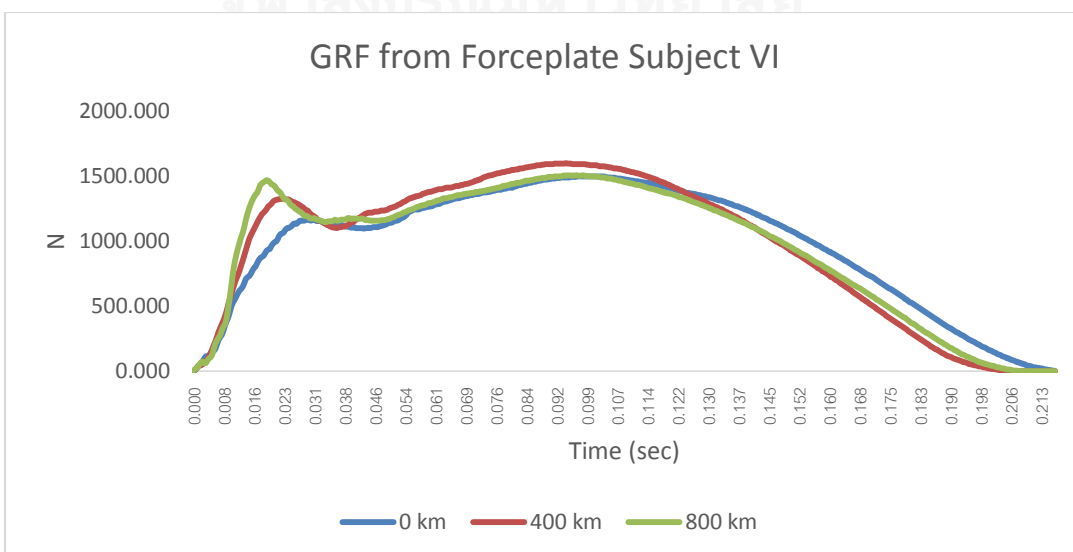
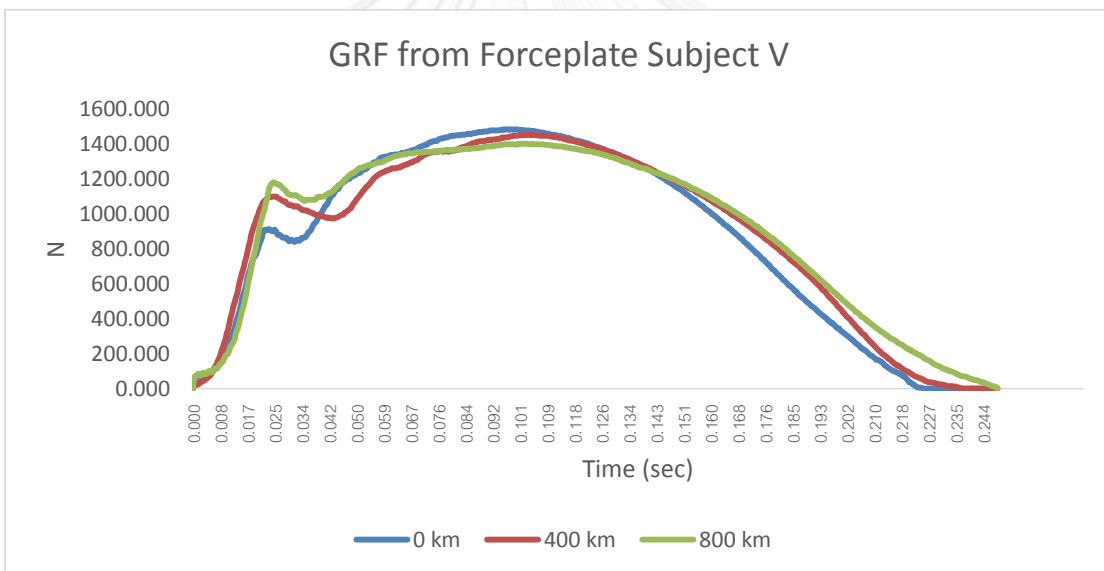
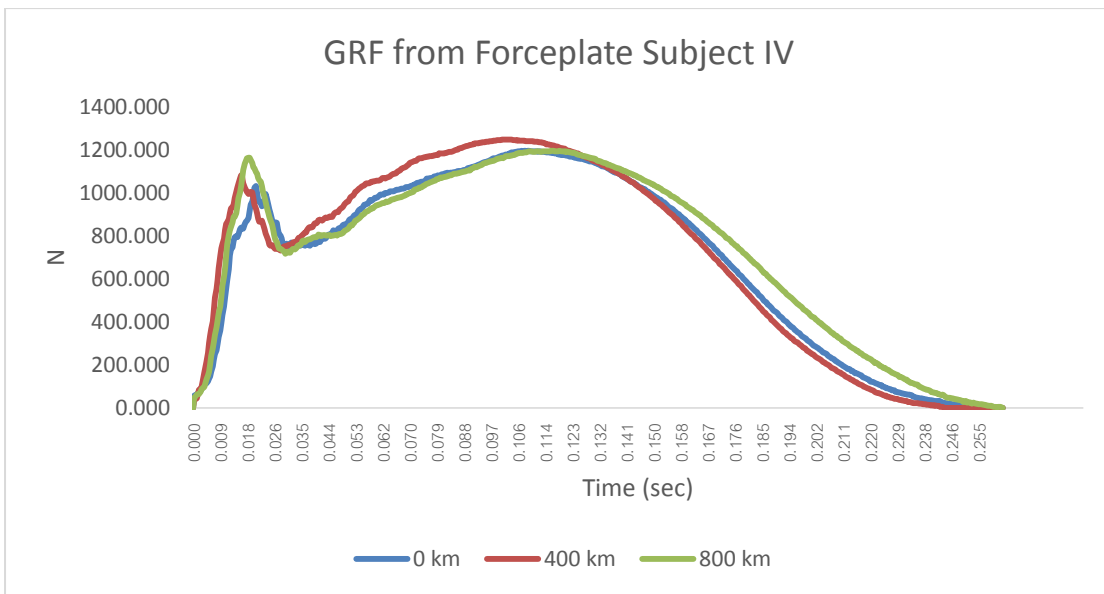
		Rt.	-1.02	0.089	196.569
		Lt.	-2.25	0.208	310.554
		Lt.	-2.21	0.200	311.767
2		Rt.	-0.86	0.097	194.637
		Rt.	-0.99	0.095	202.034
		Lt.	-0.99	0.117	225.652
		Lt.	-2.20	0.167	286.242
3		Rt.	-0.82	0.178	273.220
		Rt.	-1.16	0.133	238.218
		Lt.	-1.08	0.126	232.069
		Lt.	-0.83	0.082	198.719
4		Rt.	-1.29	0.116	227.707
		Rt.	-1.95	0.132	275.889
		Lt.	-1.15	0.127	232.797
		Lt.	-1.05	0.080	202.789
5		Rt.	-0.36	0.214	292.448
		Rt.	-0.96	0.108	210.578
		Lt.	-0.45	0.115	184.877
		Lt.	-0.68	0.103	198.884
10	1	Rt.	-0.93	0.086	189.576
		Rt.	-0.85	0.084	191.682
		Lt.	-0.93	0.121	224.725
		Lt.	-0.82	0.125	219.315
	2	Rt.	-0.11	0.112	228.735
		Rt.	-0.77	0.100	196.114
		Lt.	-1.09	0.130	239.494
		Lt.	-0.82	0.107	211.983
	3	Rt.	-0.91	0.104	203.420

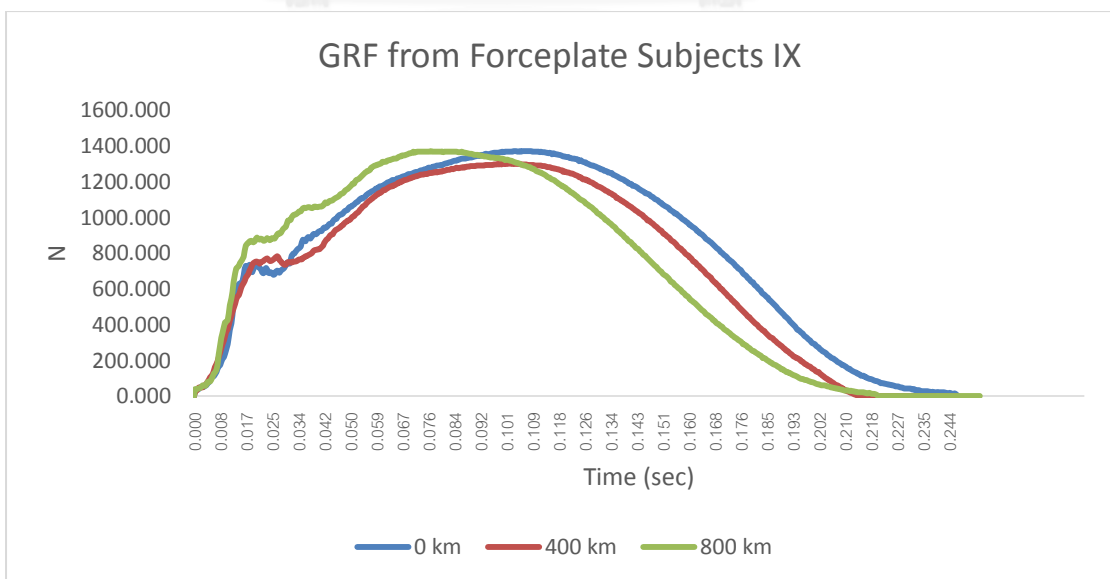
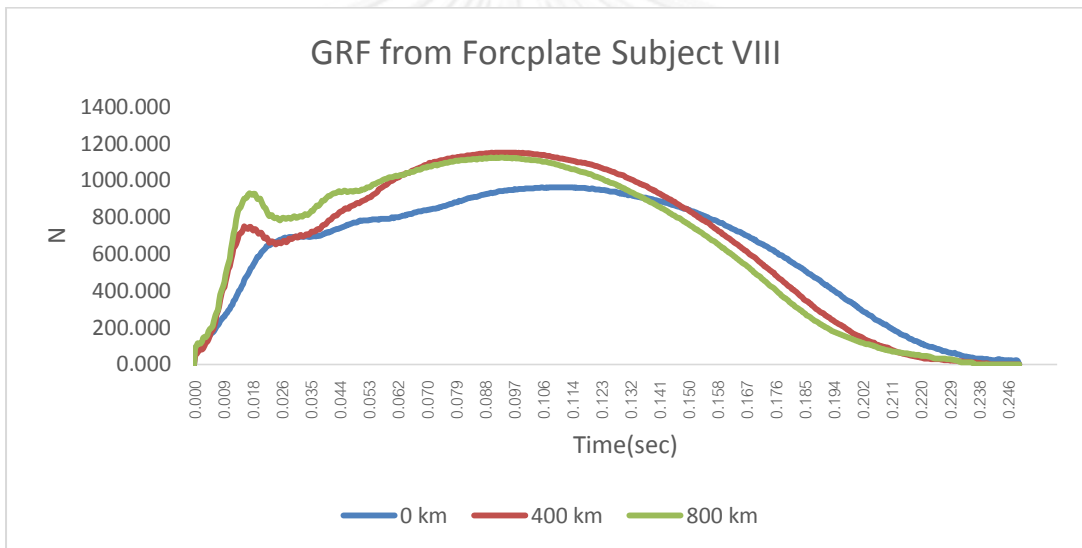
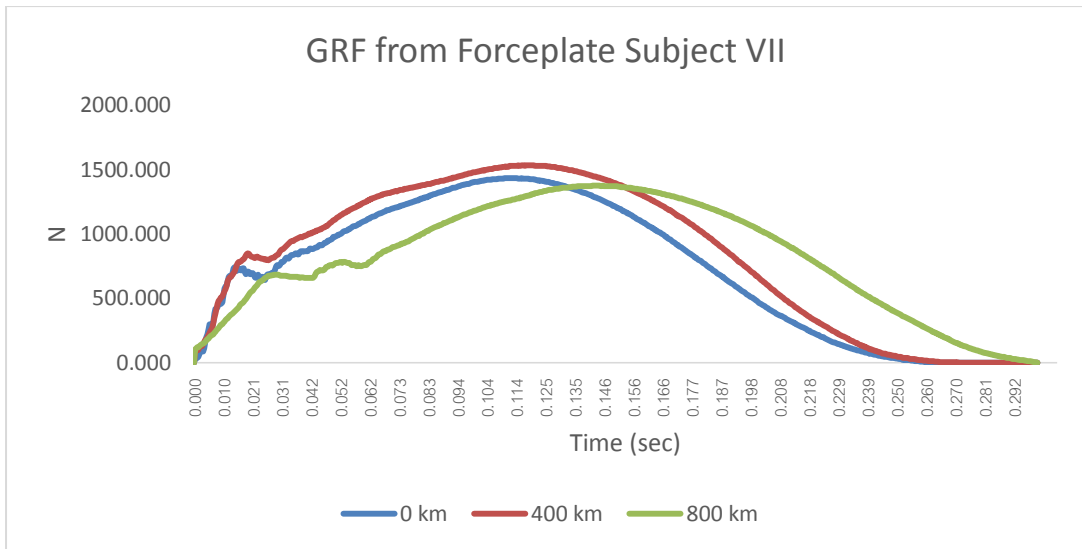
	Rt.	-1.09	0.088	211.050
	Lt.	-0.76	0.133	235.667
	Lt.	-0.71	0.100	199.492
4	Rt.	-1.16	0.131	233.324
	Rt.	-0.93	0.099	211.844
	Lt.	-0.73	0.137	243.885
	Lt.	-0.79	0.103	197.129
5	Rt.	-1.18	0.126	223.930
	Rt.	-0.90	0.108	218.031
	Lt.	-1.06	0.133	235.393
	Lt.	-1.08	0.139	233.325

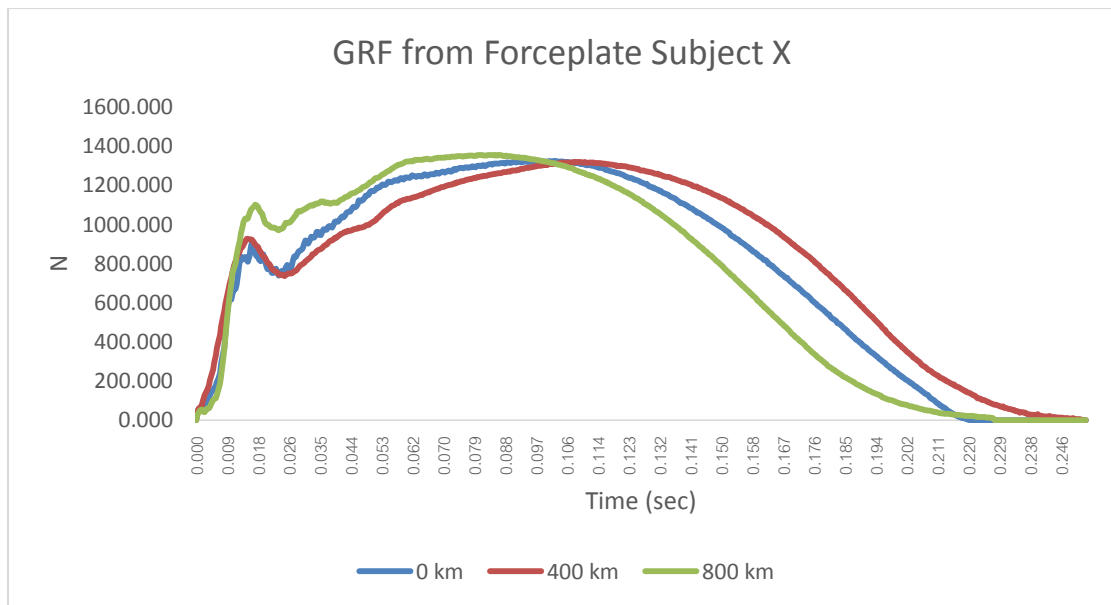
ภาคผนวก ข

กราฟลักษณะแรงปฏิกิริยา (VGFR) ที่ระยะทาง 0, 400, 800 km ของผู้เข้าร่วมการวิจัย









ภาคผนวก ค

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

ทำที่ศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์ทางการศึกษา
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.

เลขที่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย
ชื่อโครงการวิจัย โมเดลทางชีวกลศาสตร์ของการเปลี่ยนแปลงความเค้นของกระดูกสะบ้าจากรองเท้า
วิ่งที่ผ่านการใช้งานจนเสื่อม

(BIOMECHANICAL MODEL OF STRESS CHANGES IN PATELLOFEMORAL
JOINT WITH WORN OUT RUNNING SHOES)

ชื่อผู้วิจัย นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง

ที่อยู่ติดต่อ สาขาวิชาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์
มหาวิทยาลัย

โทรศัพท์ 084-671-6773

ข้าพเจ้า **ได้รับทราบ**รายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียด
ขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจาก
การวิจัยเรื่องนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด และ **ได้รับคำอธิบาย**
จากผู้วิจัย **จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว**

ข้าพเจ้าจึง **สมัครใจ**เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย
โดยข้าพเจ้ายินยอมเข้าร่วมในกิจกรรม การวิ่งทดสอบโดยใส่รองเท้าวิ่งที่ถูกทำให้เสื่อมสภาพ วิ่งจี้
ออกกิ้งผ่านเครื่องมือวิเคราะห์การวิ่ง เป็นระยะทาง 8 เมตร จำนวน 5 ครั้ง การทดสอบตลอดช่วงการ
วิจัยทั้งหมดจำนวน 25 ครั้ง ภายในระยะเวลา 4 เดือน และหากรองเท้าวิ่งมีสภาพชำรุดก่อนสิ้นสุด
การทดสอบ เช่น มีรอยฉีกขาดที่ไม่เหมาะสมสำหรับการใช้งาน ผู้วิจัยจะยุติการเก็บข้อมูล

หมายเหตุ ชี้แจงรายละเอียดข้อมูล

รองเท้าวิ่งที่ถูกทำให้เสื่อมสภาพหมายถึง รองเท้าวิ่งใหม่จะผ่านเครื่องมือที่ทำให้เกิดแรงกด
บริเวณพื้นรองเท้าด้านในเสมือนการลงน้ำหนักขณะวิ่งจ็อกกิ้ง วิ่งเฉลี่ยวันละ 5 กิโลเมตร สม่่าเสมอ
นานประมาณ 1 ปี หรือเท่ากับผ่านการใช้ใส่วิ่งจ็อกกิ้งเป็นระยะทาง 2,400 กิโลเมตร โดยทุกๆ 100
กิโลเมตร จะเป็นการทดสอบวิ่งในผู้เข้าร่วมการวิจัย การทดสอบตลอดช่วงการวิจัยทั้งหมดจำนวน 25
ครั้ง

เครื่องมือวิเคราะห์การวิ่งหมายถึง เครื่องมือที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของส่วน
ขาและแรงที่เกิดขึ้นใต้ฝ่าเท้าในขณะวิ่ง ในการวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อส่วนขา

ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบการวิ่งคือ แรงที่เกิดขึ้นได้ฝ่าเท้าและองศาการเคลื่อนไหวของ ส่วนขาสำหรับใช้คำนวณปริมาณแรงกดบริเวณข้อเข่าขณะวิ่งจ็อกกิ้งโดยใส่รองเท้าที่ผ่านการใช้งาน ในช่วงระยะเวลา 1 ปี

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากการวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ **โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล** ซึ่งการถอนตัวออกจากการวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติตามข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจง ผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกัข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะ**เก็บรักษาเป็นความลับ** โดยจะ นำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวมเท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

หากข้าพเจ้าไม่ได้รับการปฏิบัติตรงตามที่ได้ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย

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

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

ข้าพเจ้าได้ลงลายมือชื่อไว้เป็นสำคัญต่อหน้าพยาน ทั้งนี้ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารชี้แจง ผู้เข้าร่วมการวิจัย และสำเนาหนังสือแสดงความยินยอมไว้แล้ว

ลงชื่อ..... ลงชื่อ.....

(นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง)

(.....)

ผู้วิจัยหลัก

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ลงชื่อ.....

(.....)

พยาน

ภาคผนวก ง

ประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัยและบันทึกการตรวจร่างกาย

ประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัย

1. ประวัติทั่วไป

ชื่อ..... นามสกุล.....

วันที่ทดสอบ.....อายุ..... ปี ความสูง..... เซนติเมตร น้ำหนัก.....
กิโลกรัม

2. ประวัติความเจ็บป่วย

2.1 รับประทานยาใดๆ ในวันที่ทำการทดสอบ ได้รับ ไม่ได้รับ2.2 ช่วงการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆ ของขาปกติ ปกติ ผิดปกติ2.3 ความแข็งแรงของขา ตะโพก เข่า ข้อเท้าทั้งสอง ปกติ ผิดปกติ2.4 โรคประจำตัว มีโรค ไม่มี

2.5 ระดับความสามารถและความแข็งแรง

 ออกกำลังกายเป็นประจำ อย่างน้อย 3 วัน/สัปดาห์ ออกกำลังกายประจำ 1-2 วัน/สัปดาห์ ออกกำลังกายประมาณเดือนละ 1-2 วัน ไม่เคยออกกำลังกายในช่วง 3 เดือน ที่ผ่านมา

วิ่งประมาณสัปดาห์ละ กิโลเมตร

วิ่งมานานเป็นระยะเวลา.....

3. ลักษณะโครงสร้างของขา

3.1 โครงสร้างของขาและเท้า ปกติ ผิดปกติ3.2 แนวของขาทั้ง 2 ข้างซึ่งวัดจาก Q-Angle โดยผู้หญิง $\approx 18^\circ$ ปกติ ผิดปกติ

3.3 ความยาวของขา (ค่าความแตกต่างของความยาวขาทั้ง 2 ข้างไม่เกิน 1.5 เซนติเมตร

ในท่านอนหงาย)

- ท่อนบน (Greater trochanter to the lateral knee joint).....เซนติเมตร
- ท่อนล่าง (Medial knee joint line to the medial malleolus).....เซนติเมตร
- ความยาวขาเซนติเมตร

3.4 ขนาดของเท้าจากการวัด footprint กว้าง..... ยาว.....

- 3.5 ลักษณะของเท้าจาก footprint
- ปกติ
- ผิดปกติ PES PLANUS
- PES CAVUS

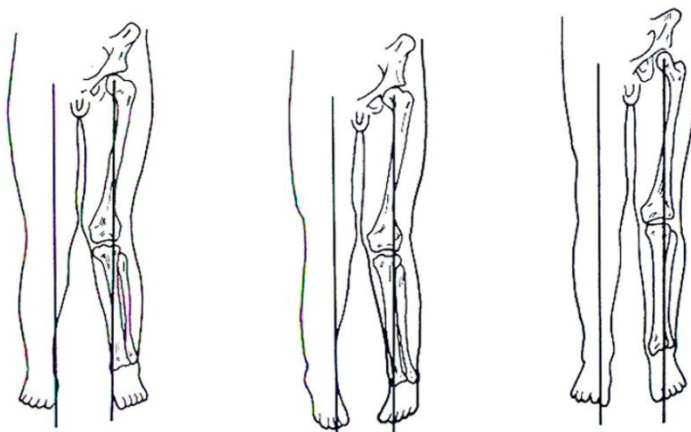
การตรวจร่างกาย

1. การตรวจความผิดปกติของเท้า จากภาพพิมพ์ footprint



ภาพลักษณะของ Footprint

2. การวัดความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง Q-Angle

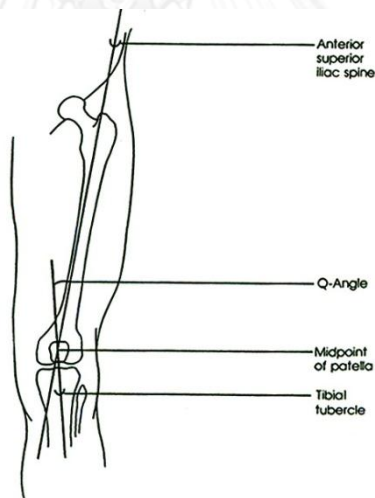


ผิดปกติ

ผิดปกติ

ปกติ

ภาพความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง



ภาพการวัด Q-Angle

Q-Angle ในคนปกติอยู่ระหว่าง 13° - 18° (ผู้หญิง \approx 18 องศา)

3. การวัดความยาวขา



ภาพการวัดความยาวขา

วัดจาก ASIS (Anterior superior iliac spines) ถึง medial malleolus.

ค่าความแตกต่างของความยาวขาทั้ง 2 ข้างไม่เกิน 1.5 เซนติเมตร ในท่านอนหงาย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง เกิดเมื่อวันที่ 4 เมษายน 2519 ณ จังหวัดกรุงเทพฯ สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต กายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยมหิดล ในปีการศึกษา 2542 สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเวชศาสตร์การกีฬา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2547 และเข้าศึกษาในหลักสูตรวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต แขนงวิชา วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2551

ผลงานวิชาการ ได้แก่ วิทยานิพนธ์ระดับปริญญาโทเรื่อง "ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด ขณะยืนขาเดียว" เมื่อ พ.ศ. 2547



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY