การพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า

Development of an Ankle Exercise Device

โดย

ธิดารัตน์ เจือจาน

พรพิมล วรรณภักดี

สุพรรษา เทพปณะ

ภาคนิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญากายภาพบำบัดบัณฑิต

คณะสหเวชสาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา

ปีการศึกษา 2562

ภาคนิพนธ์เรื่อง

การพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า

Development of an Ankle Exercise Device

นำเสนอต่อ คณะสหเวชสาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา

เพื่อประกอบการศึกษา

ระดับปริญญากายภาพบำบัดบัณฑิต

เมื่อวันที่ 27 เดือน ตุลาคม พ.ศ.2562

ธิดารัตน์ เจือจาน ..... ณิชาภา พาราศิลป์.....

(นางสาวธิดารัตน์ เจือจาน) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ณิชาภา พาราศิลป์)

นิสิต อาจารย์ที่ปรึกษา

.....พรพิมล วรรณภักดี.....

(นางสาวพรพิมล วรรณภักดี)

นิสิต

.....สุพรรษา เทพปณะ.....

(นางสาวสุพรรษา เทพปณะ)

นิสิต

คณะกรรมการสอบภาคนิพนธ์ได้อนุมัติให้

ธิดารัตน์ เจือจาน

พรพิมล วรรณภักดี

สุพรรษา เทพปณะ

สอบผ่านในรายวิชาภาคนิพนธ์ เรื่อง

การพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า

Development of an Ankle Exercise Device

เมื่อวันที่ 27 เดือน ตุลาคม พ.ศ.2562

.....ณิชาภา พาราศิลป์..... .....เกวลี สีหราช.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ณิชาภา พาราศิลป์) (อาจารย์เกวลี สีหราช)

ประธานกรรมการ กรรมการ

.....ชัชฎาภรณ์ ใจเย็น.....

(อาจารย์ชัชฎาภรณ์ ใจเย็น)

กรรมการ

....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ศิรินทิพย์ คำฟู) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ยุทธนา หมั่นดี)

หัวหน้าสาขาวิชากายภาพบำบัด คณบดีคณะสหเวชศาสตร์

ชีวประวัติ

ชื่อ-สกุล ภาษาไทย	นางสาวธิดารัตน์ เจือจาน
ชื่อ-สกุล ภาษาอังกฤษ	Miss. Thidarat Juejan
วัน เดือน ปี เกิด	4 กรกฎาคม พ.ศ. 2541
สถานที่เกิด	จังหวัดพะเยา
ที่อยู่อาศัยที่สามารถติดต่อได้	85 หมู่ 7 ต.บ้านมาง อ.เชียงม่วน จ.พะเยา 56160
	E-mail: Thidarat.juejan@gmail.com
ประวัติการศึกษา	ประกาศนียบัตรมัธยมศึกษาตอนปลาย ปีการศึกษา 2558
	โรงเรียนเชียงม่วนวิทยาคม จังหวัดพะเยา
	ปัจจุบันเป็นนิสิต (กายภาพบำบัด) คณะสหเวชศาสตร์
	มหาวิทยาลัยพะเยา

ชีวประวัติ

ชื่อ-สกุล ภาษาไทย	นางสาวพรพิมล วรรณภักดี
ชื่อ-สกุล ภาษาอังกฤษ	Miss. Phornpimon wannapukdee
วัน เดือน ปี เกิด	15 ธันวาคม พ.ศ. 2540
สถานที่เกิด	จังหวัดเชียงราย
ที่อยู่อาศัยที่สามารถติดต่อได้	524 หมู่ 8 ต.แม่เงิน อ.เชียงแสน จ.เชียงราย 57150 E-mail: pornpimon1512@icloud.com
ประวัติการศึกษา	ประกาศนียบัตรมัธยมศึกษาตอนปลาย ปีการศึกษา 2558 โรงเรียนบ้านแซววิทยาคม จังหวัดเชียงราย ปัจจุบันเป็นนิสิต (กายภาพบำบัด) คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา

ชีวประวัติ

ชื่อ-สกุล ภาษาไทย	นางสาวสุพรรษา เทพปณะ
ชื่อ-สกุล ภาษาอังกฤษ	Miss. Suphansa tappana
วัน เดือน ปี เกิด	19 กรกฎาคมพ.ศ. 2540
สถานที่เกิด	จังหวัดเชียงใหม่
ที่อยู่อาศัยที่สามารถติดต่อได้	29/1 หมู่ ต ต.ช่างเคิ่ง อ.แม่แจ่ม จ.เชียงใหม่ 50270 E-mail: downsuphansa@gmail.com
ประวัติการศึกษา	ประกาศนียบัตรมัธยมศึกษาตอนปลาย ปีการศึกษา 2558 โรงเรียนแม่แจ่ม จังหวัดเชียงใหม่ ปัจจุบันเป็นนิสิต (กายภาพบำบัด) คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ณิชาภา พาราศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษาที่คอยให้คำปรึกษาแนวทางในการทำภาคนิพนธ์ แก้ไข ตรวจทาน แนะนำเรื่องการใช้เครื่องมือและอุปกรณ์ ตลอดจนดูแลเป็นอย่างดีจนทำให้ภาคนิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี รวมถึงอาจารย์เกวลี สีหราช และอาจารย์ชัชฎาภรณ์ ใจเย็น ที่ร่วมเป็นคณะกรรมการการสอบภาคนิพนธ์ รวมทั้งให้คำแนะนะ แก้ไข และตรวจทาน ให้ภาคนิพนธ์สมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ดร.จักรพงษ์ จำรูญ ผศ.ดร.นพรัตน์ เกตุขาว และ ดร.สุธรรม อรุณ อาจารย์คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่คอยให้คำปรึกษาเรื่องของแนวทางการผลิตการออกแบบ รวมถึงวัสดุที่ใช้ในการผลิตอุปกรณ์ทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ รวมถึงนายธันวา ป้อมอยู่โคน นิสิตคณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่คอยประสานงานด้านการผลิตและปรับปรุงแก้ไขอุปกรณ์ให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณคณบดีคณะสหเวชศาสตร์ คณาจารย์ เจ้าหน้าที่ประจำสาขาวิชากายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยพะเยาทุกท่าน ที่ได้ให้คำแนะนำ ความช่วยเหลือ และอำนวยความสะดวกทางด้านอุปกรณ์ต่างๆ ในการทำภาคนิพน ธ์จนการศึกษาสำเร็จไปด้วยดี จึงใคร่ขอกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

ธิดารัตน์ เจือจาน
พรพิมล วรรณภักดี
สุพรรษา เทพปณะ
27 ตุลาคม 2562

คำรับรอง

ข้าพเจ้านางสาวธิดารัตน์ เจือจาน นางสาวพรพิมล วรรณภักดี และนางสาวสุพรรษา เทพปณะ นิสิตกายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา ขอรับรองว่าภาคนิพนธ์เรื่องการพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า (Development of an Ankle Exercise Device) เป็นผลการศึกษาซึ่งเกิดจากการศึกษาจริง โดยมิได้คัดลอกหรือดัดแปลงมาจากผลการศึกษาของผู้อื่นที่เคยศึกษาก่อนหน้านี้แต่อย่างใด

ธิดารัตน์ เจือจาน
พรพิมล วรรณภักดี
สุพรรษา เทพปณะ
27 ตุลาคม 2562

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	i
คำรับรอง	ii
สารบัญ	iii
สารบัญรูป	v
สารบัญตาราง	vii
สารบัญคำย่อ	viii
บทคัดย่อภาษาไทย	ix
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	xi
บทที่ 1 บทนำ	1
ความสำคัญและที่มาของปัญหา	1
วัตถุประสงค์	3
สมมติฐาน	3
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
ขอบเขตการวิจัย	4
รูปแบบการวิจัย	4
แนวคิดในการออกแบบ	4
บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรม	6
กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า	6
ชีวกลศาสตร์ของข้อเท้า	17
ปัญหาที่มักเกิดขึ้นกับข้อเท้า	25
เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	31
บทที่ 3 วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา	35
วัสดุและอุปกรณ์	35
ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง	36
ขั้นตอนการศึกษา	36
การวิเคราะห์ข้อมูล	40

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 4 ผลการศึกษา 41
การทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา 42
การทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพ 43
บทที่ 5 วิจารณ์ผลการศึกษา 45
เอกสารอ้างอิง
ภาคผนวก
ภาคผนวก ก แบบประเมินความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาการพัฒนาทดลอง
ภาคผนวก ข แบบบันทึกข้อมูลการทดสอบ

สารบัญรูป

รูป	หน้า
รูปที่ 1 เอ็นยึดข้อทางด้านในของข้อต่อ tibiotalar	8
รูปที่ 2 เอ็นยึดข้อทางด้านนอกของข้อเท้า	9
รูปที่ 3 กล้ามเนื้อของข้อเท้า	10
รูปที่ 4 เส้นประสาทของเท้า	12
รูปที่ 5 เส้นเลือดของเท้า	13
รูปที่ 6 ส่วนโค้งของเท้า	14
รูปที่ 7 ส่วนโค้งของเท้าทางด้านใน	15
รูปที่ 8 ส่วนโค้งของเท้าทางด้านนอก	15
รูปที่ 9 ส่วนโค้งของเท้าตามแนวขวาง	16
รูปที่ 10 Equino-varus foot	16
รูปที่ 11 พังผืดใต้ฝ่าเท้า	17
รูปที่ 12 ไดอะแกรมแสดงการเคลื่อนที่สัมพัทธ์ของข้อต่อข้อเท้า	18
รูปที่ 13 ไดอะแกรมแสดงแกนหมุนของ sagittal และ frontal สำหรับข้อต่อข้อเท้า	19
รูปที่ 14 แผนภาพแสดงแกนข้อต่อที่ซับซ้อนของข้อต่อการหมุนในระนาบแนวขวาง	19
รูปที่ 15 ช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า	21
รูปที่ 16 วงจรการเดิน	22
รูปที่ 17 ไดอะแกรมที่แสดงผลลัพธ์ทั่วไปจากการวิเคราะห์การเดิน ของการทดลองเดินห้าครั้ง	22
รูปที่ 18 คานของเท้า	24
รูปที่ 19 คานของเท้า	24
รูปที่ 20 เอ็นร้อยหวายอักเสบ	26
รูปที่ 21 เอ็นร้อยหวายฉีกขาด	27
รูปที่ 22 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Ruud W. Selles, PhD และคณะ	31
รูปที่ 23 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Norihiko Saga และคณะ	32

รูปที่ 24 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Norihiko Saga และคณะ 32
รูปที่ 25 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ นิดา วงศ์สวัสดิ์ ,เบญจพร ศักดิ์ศิริ และอาจารย์ภาควิชาฟื้นฟูสมรรถภาพคนพิการ มหาวิทยาลัยมหิดล 33
รูปที่ 26 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Shiho Mizuno, MD, PhD และคณะ 34
รูปที่ 27 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Geng Chen และคณะ 34
รูปที่ 28 การเขียนแบบอุปกรณ์ในโปรแกรมสามมิติตามหลักวิศวกรรมศาสตร์ 36
รูปที่ 29 แสดงผู้วิจัยคนที่ 1 ทำการเปิดเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้าเปิดเครื่องให้เคลื่อนไปที่ 0 องศา 38
รูปที่ 30 แสดงใช้ลูกดิ่ง แนบอยู่ข้างตัวเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้าเพื่อกำหนดมุม 90 องศา เพื่อเป็นแหล่งอ้างอิง ให้สายของลูกดิ่งตั้งฉากกับมุม 0 องศาของตัวเครื่อง 39
รูปที่ 31 แสดงผู้วิจัยคนที่ 3 ใช้ Universal Goniometer วัดในมุมองศาไปที่ 0 องศา 39
รูปที่ 32 แสดงการทดสอบเชิงสภาพของอุปกรณ์ต้นแบบโดยการสุ่มทิศทางการเคลื่อนไหว และองศาการเคลื่อนไหวจากการจับสลาก 40
รูปที่ 33 รูปอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้า 44

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 1 ค่าปกติขององศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในวัยผู้ใหญ่ตอนต้น	20
ตารางที่ 2 ผลการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Concurrent validity)	42
ตารางที่ 3 ความสัมพันธ์ระหว่างการแสดงผลมุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ขยับข้อเท้าและโกนิโอมิเตอร์ในการกระดกข้อเท้าขึ้นและลง	43

สารบัญคำย่อ

AFO = Ankle Foot Orthosis

CPM = Continues Passive Movement

DF = Dorsiflexion

IOC = Index of Item–Objective Congruence

ICC = Intraclass Correlation Coefficient

MCID = Minimal Clinical Important Afferent

PF = Plantar Flexion

ROM = Range Of Motion

TOR = Term Of Reference

บทคัดย่อ

ที่มาและความสำคัญ : เท้าและข้อเท้า (Foot and ankle) ทำหน้าที่รับน้ำหนักของร่างกายและส่งเสริมให้เกิดการเคลื่อนที่ หากเท้าและข้อเท้าเกิดปัญหาอาจส่งผลต่อการดำรงชีวิตประจำวัน ซึ่งการรักษาต้องอาศัยการออกกำลังกายโดยนักกายภาพบำบัดหรือการออกกำลังกายตามโปรแกรมที่นักกายภาพบำบัดแนะนำด้วยตนเองที่บ้าน ซึ่งต้องทำอย่างต่อเนื่องเพื่อประสิทธิภาพของการรักษา แต่เนื่องด้วยปัจจัยหลายด้านส่งผลให้ผู้ป่วยไม่ได้รับการรักษาอย่างต่อเนื่องและไม่สม่ำเสมอ ดังนั้นการเลือกใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์เพื่อช่วยในการออกกำลังกายข้อเท้าจึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ

วัตถุประสงค์ : เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายต้นแบบสำหรับข้อเท้าได้ตามคุณลักษณะของอุปกรณ์ที่กำหนด (Term of reference) และเพื่อทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) ความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity) ของอุปกรณ์ในการแสดงผลการวัดมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า

ขั้นตอนการศึกษา : กำหนดผู้เชี่ยวชาญ 3 ท่าน เพื่อประเมินความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาตามคุณลักษณะที่กำหนด และทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพการพัฒนาทดลอง ทดสอบซ้ำ 130 ครั้ง โดยการสุ่มแบบจับสลาก โดยไม่มีช่วงพักและบันทึกค่าที่ได้ ซึ่งวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติสัมประสิทธิ์ความสอดคล้อง (Index of Item-Objective Congruence, IOC) เพื่อวิเคราะห์ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์ และใช้สถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient) เพื่อวิเคราะห์ความเที่ยงตรงเชิงสภาพของอุปกรณ์โดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ $p \leq 0.05$

ผลการศึกษา : อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาได้แก่ พกพาสะดวก มีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าโดยมีมุมกระดกข้อเท้าขึ้น 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลง 45 องศา สะดวกต่อการใช้งาน ใช้งบประมาณในการผลิตน้อย อุปกรณ์มีความมั่นคง รูปลักษณ์สวยงาม มีปุ่มกดหยุดเพื่อคงค้างในช่วงการเคลื่อนไหวองศานั้นๆ ที่ต้องการและมีปุ่มกดหยุดฉุกเฉินเพื่อป้องกันอันตราย ในระดับสูง (IOC=1) ยกเว้น น้ำหนักของอุปกรณ์ (IOC=-1) ในขณะที่อุปกรณ์มีความเที่ยงตรงเชิงสภาพสูง มีค่า ICC ของการกระดกข้อเท้าขึ้นเท่ากับ 0.922 และ ICC ของการกระดกข้อเท้าลง เท่ากับ 0.972

สรุปผลการศึกษา : อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้ามีความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์และความเที่ยงตรงเชิงสภาพในระดับสูง ทั้งนี้ควรศึกษาในผู้ป่วยต่อไป

คำสำคัญ อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง การตรวจสอบคุณภาพของเครื่องมือ

Abstract

Background: Foot and ankle are important organs that support the weight of the body and encourage movement. If the foot and ankle have problems, it will affect their daily lives as follows. The treatment requires exercise by a physical therapist or exercise according to the program recommended by a physical therapist at home and must be done continuously for the effectiveness of treatment but due to many factors, the patient is unable to receive continuous and irregular treatment. Which choosing tools or equipment to help exercise the ankle is an interesting option.

Objective: To develop a prototype exercise equipment for the ankle according to the term of reference and to test the content validity, the concurrent validity of the device in the display, measuring the movement angle of ankle.

Method: Assign 3 experts to evaluate the content validity. And test the accuracy in condition of experimental development. Repeat the test 130 times randomly by lottery drawing. Run the test without breaks and save the readings in the data recording form. Data was analyzed using the Index of Item-Objective Congruence (IOC) to analyze the content validity of the equipment. And use Pearson's correlation coefficient to analyze the concurrent validity of the equipment by determining the significance level at $p \leq 0.05$.

Result: The device developed with precision in terms of reference such as lightweight, easy to carry, with the display showing the movement range of the ankle, with the ankle dorsiflexion 20 degrees and the 45 degrees of ankle plantar flexion, convenient for use requires a small production budget Stable equipment beautiful appearance There is a stop button to hold down during the desired degree movement. And there is an emergency stop button to prevent the danger of injury while testing at a high level (IOC = 1). Except equipment weight (IOC = -1), while equipment has high precision with ICC of dorsiflexion 0.922 and ICC of plantar flexion 0.972

Conclusion: The prototype equipment for the ankle exercise has high level of the content validity and concurrent validity. Should continue to study in patients

Keyword: Ankle exercise , Continuous Passive Motion , Inspection of equipment quality

บทที่ 1
บทนำ

ความสำคัญและที่มาของปัญหา

เท้าและข้อเท้า (Foot and ankle) เป็นอวัยวะสำคัญที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักตัวขณะที่ร่างกายตั้งตรงในท่ายืน นอกจากนี้ยังทำงานเชื่อมโยงกับรยางค์ส่วนล่างของร่างกาย ได้แก่ ขา ข้อเข่า และข้อสะโพก ส่งเสริมให้เกิดการเคลื่อนที่ ที่มีความหมายต่อการดำรงชีวิตประจำวัน ได้แก่ การเดิน การขึ้นลงบันได เป็นต้น [1] การทำกิจวัตรประจำวันได้อย่างปกติต้องอาศัยช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ (Range of motion; ROM) ที่เหมาะสม ถึงแม้ว่าช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในคนปกติจะแตกต่างกันเล็กน้อยตามปัจจัยด้านอายุ เชื้อชาติหรือกิจกรรมที่ทำเป็นประจำ [2] อย่างไรก็ตามกิจกรรมการเดินของมนุษย์ทุกเพศทุกวัยต้องอาศัยการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระนาบแนวดิ่ง (Sagittal plane) เป็นหลัก กล่าวคือ มนุษย์ต้องมีความสามารถในการกระดกข้อเท้าขึ้นอย่างน้อย 10–20 องศา และถีบปลายเท้าลงอย่างน้อย 45–55 องศา จึงจะเพียงพอสำหรับกิจกรรมการเดิน [2–3]

ปัญหาช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าลดลง มักพบได้บ่อยในผู้ป่วยทางระบบประสาท เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง กล้ามเนื้อเท้าเป็นอัมพาต (Paralysed foot) ผู้ที่ได้รับการผ่าตัดเส้นประสาทส่วนปลาย เป็นต้น ผู้ป่วยมักมีภาวะกล้ามเนื้อหดรั้ง (Contracture) จากการไม่ได้มีการขยับเคลื่อนไหว ซึ่งนำไปสู่ภาวะข้อติด (Joint stiffness) ได้ในระยะยาว [4] การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มช่วงการเคลื่อนไหว (Range of motion exercise) สามารถป้องกันและลดปัญหาภาวะกล้ามเนื้อหดรั้งได้ จากรายงานที่ผ่านมาพบว่า การรักษาด้วยการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มช่วงการเคลื่อนไหวโดยนักกายภาพบำบัด หรือการออกกำลังกายตามโปรแกรมที่นักกายภาพบำบัดแนะนำด้วยตนเองที่บ้าน (Home exercise program) สามารถเพิ่มองศาการเคลื่อนไหวของข้อต่อในผู้ป่วยได้ ทั้งนี้เพื่อประสิทธิภาพของการรักษาผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการรักษาอย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอ [5]

อย่างไรก็ตาม จากการปฏิบัติงาน พบว่าผู้ป่วยยังได้รับการส่งเสริมการเคลื่อนไหวที่ไม่สม่ำเสมอเนื่องจากมีปัจจัยหลายประการที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้ป่วย ได้แก่ ปัจจัยด้านผู้ป่วย ปัจจัยด้านการรักษาและการพยาบาล และปัจจัยด้านสิ่งแวดล้อม ซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวร่างกายลดลงได้รับการฟื้นฟูสภาพร่างกายช้า และไม่สม่ำเสมอ โดยเฉพาะปัจจัยด้านผู้ป่วย พบว่ามีความสำคัญที่สุดเพราะการส่งเสริมการเคลื่อนไหวร่างกายต้องอาศัยการมีส่วนร่วมและการกระทำด้วยตนเองของผู้ป่วยเป็นหลัก แต่ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่

สามารถที่จะขยับหรือเคลื่อนไหวร่างกายได้เองนั้น จึงต้องได้รับการฟื้นฟูหรือการออกกำลังกายจากนักกายภาพบำบัดอย่างต่อเนื่อง จึงจะเป็นผลที่ดีต่อผู้ป่วย อย่างไรก็ตามการให้บริการจากนักกายภาพบำบัดยังมีข้อจำกัด เช่น นักกายภาพบำบัดมีจำนวนไม่เพียงพอต่อจำนวนผู้ป่วย ดังนั้นการส่งเสริมให้ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวร่างกายที่ต่อเนื่องและสม่ำเสมอจึงมีความจำเป็นยิ่งในการป้องกันภาวะกล้ามเนื้อและข้อติดแข็งในผู้ป่วยที่มีข้อจำกัดการเคลื่อนไหว [6] การเลือกใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์เพื่อช่วยในการออกกำลังกายข้อเท้าจึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ

ปัจจุบันเทคโนโลยีต่างๆได้รับการพัฒนาขึ้นอย่างรวดเร็วหลายหน่วยงานทางกายภาพบำบัดมีการนำเครื่องช่วยขยับข้อต่อแบบต่อเนื่อง (Continuous passive movement; CPM) มาใช้ในการออกกำลังกาย บำบัด รักษา ฟื้นฟูผู้ป่วยที่มีการจำกัดการเคลื่อนไหวเพิ่มมากขึ้น โดยตัวเครื่องจะทำหน้าที่ประคองส่วนของร่างกายและขยับข้อต่อ [7] จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ามีความนิยมใช้เครื่องขยับข้อต่อแบบต่อเนื่องในผู้ป่วยหลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า โดยตัวเครื่องจะช่วยขยับข้อเข่า ทำให้เลือดที่คั่งค้างจากการผ่าตัดไหลเวียนได้ดีขึ้น ช่วยให้แผลผ่าตัดหายเร็ว ที่สำคัญช่วยป้องกันการติดแข็งของข้อต่ออีกด้วย [8] นอกจากข้อเข่าแล้วยังมีการนำเครื่องขยับข้อต่อมาใช้เพื่อฟื้นฟูผู้ป่วยในข้อต่ออื่นๆ เช่น ข้อศอก ข้อไหล่ นิ้วมือ ข้อสะโพก และข้อเท้า เป็นต้น [7] ซึ่งเครื่องดังกล่าวมีการผลิตจำหน่ายในท้องตลาดมากมายหลายยี่ห้อ ทั้งนี้อุปกรณ์ส่วนใหญ่ยังคงมีขนาดใหญ่ มีน้ำหนักมาก มีความซับซ้อนในการใช้และนำไปใช้ที่บ้านได้ยาก Norihiko Saga (ค.ศ. 2010) พัฒนาอุปกรณ์ขยับข้อเท้าแบบต่อเนื่องเพื่อป้องกันการหดรั้งของกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า ซึ่งมีแนวคิดปรับรูปแบบอุปกรณ์ให้มีขนาดเล็ก มีน้ำหนักเบา สวมใส่และถอดออกได้ง่าย โดยประยุกต์ใช้บอลลูนลม (Pneumatic balloon actuator) แทนมอเตอร์ต่อเข้ากับกายอุปกรณ์ของข้อเท้า (Ankle foot orthosis; AFO) ทำให้ช่วยลดน้ำหนักของอุปกรณ์และลดงานในการออกแรงถีบปลายเท้าลงและกระดกปลายเท้าขึ้นของผู้ป่วย จากการทดสอบพบว่าอุปกรณ์นี้สามารถช่วยขยับข้อเท้าได้ดี มีน้ำหนักเบา และสวมใส่ได้ง่าย อย่างไรก็ตามตัวอุปกรณ์ไม่มีการติดตั้งระบบสวิตซ์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop) หรือโกนิโอมิเตอร์เพื่อบอกช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่เกิดขึ้น [7]

ในประเทศไทยมีความนิยมใช้อุปกรณ์ขยับข้อเท้าเพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเพื่อลดภาระของผู้ดูแลในการช่วยขยับข้อเท้าแก่ผู้ป่วย อย่างไรก็ตามพบว่าอุปกรณ์ที่ใช้ในประเทศไทยล้วนเป็นอุปกรณ์ที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ มีขนาดใหญ่ น้ำหนักมาก มีวิธีการใช้ซับซ้อนทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถติดตั้งอุปกรณ์และใช้ได้เองตามลำพัง อีกทั้งยังดูแลรักษายากและมีราคาแพง จึงพบการใช้อุปกรณ์ดังกล่าวเฉพาะในคลินิกเวชศาสตร์ฟื้นฟู

เท่านั้น ในปีพ.ศ. 2555 นิดา วงศ์สวัสดิ์ และเบญจพร ศักดิ์ศิริ ได้ทำการวิจัยและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้าสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ผลิตจากโลหะเหล็กรูปทรงสี่เหลี่ยมประกอบเข้ากับแผ่นรองเท้า มีเฟืองและแกนเป็นจุดหมุน มีระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวของข้อเท้าทั้งท่าถีบปลายเท้าลงและกระดกปลายเท้าขึ้น สามารถปรับมุมการเคลื่อนไหวได้ทุก 5 องศา มีหลักการทำงานโดยใช้การขยับข้อเท้าข้างที่แข็งแรงเป็นตัวควบคุมการเคลื่อนไหวข้อเท้าข้างที่มีพยาธิสภาพหรืออ่อนแรงผลการศึกษาในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจำนวน 10 ราย พบว่าอุปกรณ์มีส่วนช่วยในการเพิ่มมุมการกระดกข้อเท้าขึ้นในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p value = 0.002) [24] ถึงแม้ว่าอุปกรณ์ดังกล่าวจะสามารถเพิ่มช่วงการเคลื่อนไหวข้อเท้าได้ ผู้ป่วยรายงานว่ารู้สึกปลอดภัยขณะใช้ และมีความพึงพอใจในภาพรวมของอุปกรณ์มาก แต่อุปกรณ์นี้ยังมีข้อจำกัด คือ ลักษณะและขนาดของเครื่องยังมีขนาดใหญ่ ยากลำบากต่อการพกพานำไปใช้ในครัวเรือน ตัวเครื่องยังไม่มีระบบแสดงผลองศาที่ผู้ป่วยเคลื่อนไหวได้ และยังต้องอาศัยแรงจากผู้ป่วยในการออกแรงเพื่อขยับข้อเท้าอีกข้าง อีกทั้งยังไม่มีระบบสวิตช์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop)

ด้วยเหตุนี้คณะผู้วิจัยจึงสนใจพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่องที่มีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก มีระบบสวิตช์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop) และมีการแสดงผลการเคลื่อนไหวของข้อเท้า

วัตถุประสงค์

1. เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายต้นแบบสำหรับข้อเท้าได้ตามคุณลักษณะของอุปกรณ์ที่กำหนด (Term of reference) ภายใต้หลักวิศวกรรมและหลักทางการแพทย์
2. เพื่อทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) และความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity) ของอุปกรณ์

สมมติฐาน

อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่องมีความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) และเชิงสภาพ (Concurrent Validity) ในระดับดี

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้อุปกรณ์ขยับข้อเท้าต้นแบบที่สามารถประยุกต์ใช้เพื่อช่วยการออกกำลังกายข้อเท้า สำหรับการบำบัด รักษา ผู้ป่วยที่มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเท้า โดยเฉพาะอย่างยิ่งสามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยในชุมชน หรือผู้ป่วยสามารถใช้ได้เองอย่างสะดวก
2. พัฒนาต่อยอดเป็นอุปกรณ์ช่วยขยับข้อเท้าที่ใช้งานได้หลากหลาย หรือออกกำลังกายได้มากกว่า 2 ทิศทาง
3. สามารถพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบสู่การจำหน่ายเชิงพาณิชย์ได้ในอนาคต

ขอบเขตการวิจัย

การศึกษานี้เป็นการออกแบบและผลิตอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่องที่มีน้ำหนักเบาพกพาสะดวก มีความปลอดภัยต่อผู้ที่ใช้อุปกรณ์ ใช้งบประมาณในการผลิตน้อย อุปกรณ์มีความมั่นคง รูปลักษณ์สวยงาม และมีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าเป็นประโยชน์ต่อบุคคลทั่วไปในชุมชน ภายใต้หลักวิศวกรรมและหลักทางการแพทย์ โดยศึกษาและทดสอบความเที่ยงตรงและความเชื่อมั่นของอุปกรณ์ต้นแบบ ใช้เวลาพัฒนาอุปกรณ์และดำเนินการทดสอบ ณ ห้องปฏิบัติการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ และคณะสหเวช-ศาสตร์มหาวิทยาลัยพะเยา

รูปแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองเพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่องตลอดจนทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content validity) และความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent validity) ของอุปกรณ์ เก็บข้อมูล ณ ห้องปฏิบัติการ อาคารคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา จังหวัดพะเยา

แนวคิดในการออกแบบ

จากการศึกษารูปแบบของการเคลื่อนไหวของข้อเท้าพบว่าการเคลื่อนไหวที่สำคัญของข้อเท้าที่ใช้ในชีวิตประจำวันในการทำกิจกรรมต่าง ๆ เช่น การเดิน คือการกระดกข้อเท้าลง (Plantar flexion) และการกระดกข้อเท้าขึ้น (Dorsiflexion) ซึ่งเกิดขึ้นในระนาบแนวดิ่ง (Sagittal plane) ซึ่งมักพบปัญหาการเคลื่อนไหวไม่สุดช่วงของข้อเท้า ไม่ว่าจะเป็นผู้ป่วยทางระบบประสาท เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง กล้ามเนื้อเท้าเป็นอัมพาต (Paralysed foot) ผู้ที่ได้รับการผ่าตัดเส้นประสาทส่วนปลายได้รับการผ่าตัดเส้นประสาทส่วนปลาย เป็นต้น ผู้ป่วยมักมี

ภาวะกล้ามเนื้อหดรั้ง (Contracture) จากการไม่ได้มีการขยับเคลื่อนไหว ซึ่งนำไปสู่ภาวะข้อติด (Joint stiffness) ได้ในระยะยาว

การใช้อุปกรณ์ช่วยขยับข้อเท้าจึงเริ่มมีส่วนช่วยในการป้องกัน และรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาดังกล่าว การศึกษาที่ผ่านมามีการพัฒนาอุปกรณ์ขยับข้อเท้าขึ้น โดยมีแนวคิดปรับรูปแบบอุปกรณ์ให้มีขนาดเล็ก มีน้ำหนักเบา สวมใส่และถอดออกได้ง่าย ซึ่งประดิษฐ์จากอุปกรณ์ที่มีชื่อว่า Ankle CPM ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อป้องกันการหดรั้งของกล้ามเนื้อโดยใช้ตัวกระตุ้นบอลลูนลม โดยได้พัฒนาเครื่องมือการฟื้นฟูสมรรถภาพสำหรับป้องกันการหดตัวของข้อเท้าซึ่งมีขนาดกะทัดรัด น้ำหนักเบา ง่ายต่อการสวมใส่และการถอดออก กลไกคือให้มีการขยับที่เส้นเอ็น (Tendondriven system) โดยระบบการกระตุ้นบอลลูน (Pneumatic Balloon Actuator) จากการทดลองใช้พบว่าอุปกรณ์ชิ้นนี้สามารถทำการเคลื่อนไหวที่เหมาะสำหรับการพักฟื้นที่ข้อเท้าได้ซึ่งจากการศึกษาพบว่าอุปกรณ์ Ankle CPM ยังขาดองค์ประกอบบางส่วนที่ง่ายต่อการใช้งาน เช่น ตัวแสดงผลช่วงองศาการเคลื่อนไหว ซึ่งถ้ามีตัวแสดงผลตัวแสดงผลองศาการเคลื่อนไหวนี้จะสามารถทำให้เคลื่อนไหวข้อเท้าได้ในองศาที่ถูกต้อง ลดการบาดเจ็บจากการใช้อุปกรณ์นี้ ได้ช่วงการเคลื่อนไหวที่ถูกต้องและแม่นยำ

การศึกษานี้จึงสนใจพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่องที่มีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก และมีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า (Anatomy of ankle)

ข้อเท้าเป็นข้อต่อที่ต่อกับขาส่วนล่างและต่อกับเท้าจากการเชื่อมต่อกันนี้ทำให้ขาส่วนล่าง ข้อเท้า และเท้า มีการสัมผัสกับพื้น ซึ่งจำเป็นสำหรับการเดินและกิจกรรมอื่นๆ ในชีวิตประจำวัน แม้จะมีแรงอัดและแรงเฉือนสูงในระหว่างการเดิน แต่กระดูกและข้อเท้าของเอ็นข้อเท้าทำให้สามารถทำงานได้อย่างมั่นคง และเมื่อเปรียบเทียบกับข้อต่ออื่น ๆ เช่นสะโพกหรือข้อเข่า ข้อเท้าถือว่าเป็นข้อต่อที่พบการเสื่อมน้อยที่สุด แต่จะเกิดการบาดเจ็บมาก [10]

1. **กระดูกข้อเท้า (Ankle bones)**

ข้อเท้าและเท้าเป็นอวัยวะที่รับน้ำหนักของร่างกาย ใช้ในการยืน เดิน วิ่ง นอกจากนี้ยังช่วยรักษาสมดุลของร่างกาย ประกอบด้วยกระดูกจำนวน 26 ชิ้น เรียงตัวซ้อนกันมีลักษณะโค้ง สามารถแบ่งกระดูกทั้งหมดเป็น 3 ส่วน คือ กระดูกเท้า (Tarsal bones) กระดูกฝ่าเท้า (Metatarsal bones) และกระดูกนิ้วเท้า (Phalangeal bones) ดังนี้

1.1 กระดูกเท้า (Tarsal bones) กระดูกส่วนนี้อยู่ล่างต่อกระดูกขาส่วนล่าง มี 7 ชิ้น แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ

1.1.1. Proximal group ประกอบด้วย Talus และ Calcaneus

1.1.2. Intermediate group ประกอบด้วย Navicular bone

1.1.3. Distal group ประกอบด้วย cuneiforms (Medial–intermediate–Lateral part) และ Cuboid bone

1.2 กระดูกฝ่าเท้า (Metatarsal bones) กระดูกฝ่าเท้า มี 5 ชิ้น

- แต่ละชิ้นประกอบด้วยส่วน base, shaft, head
- ส่วน base จะเชื่อม กับ tarsal bones (bases of metatarsal II–V จะ เชื่อมกันเอง)
- Base of metatarsal V จะมี tuberosity ยื่นออกไปเป็นที่จุดเกาะปลาย ของกล้ามเนื้อ fibularis bravis
- ส่วน head จะเชื่อมกับ base of proximal phalanx ของนิ้วเท้า
- ด้าน plantar of head of metatarsal I จะเชื่อมกับ sesamoid bones 2 ชิ้น

1.3 กระดูกนิ้วเท้า (Phalangeal bones) กระดูกนิ้วเท้า มี 14 ชิ้น

- แต่ละนิ้วประกอบด้วยกระดูก 3 ชิ้น คือ proximal, middle, distal

(ยกเว้น great toe ประกอบด้วย proximal, distal)

- แต่ละชิ้นประกอบด้วย base, shaft, head
- ส่วน baes of proximal phalanx จะเชื่อมกับ head of metatarsal bone

2. ข้อต่อในข้อเท้า (Joint of Ankle foot)

ข้อเท้าของมนุษย์จัดเป็นข้อต่อที่ซับซ้อน เนื่องจากประกอบด้วยกระดูกหลากหลายรูปทรง จำนวน 26 ชิ้น เรียงต่อกัน โดยกระดูกเหล่านี้จะเชื่อมต่อกันเป็นข้อต่อ ประกอบด้วยข้อต่อสำคัญ (Joint) 4 ข้อต่อ ได้แก่

2.1 ข้อต่อกระดูกข้อเท้าและกระดูกส้นเท้า (subtalar joint)

กระดูกส้นเท้า (The calcaneus) เป็นกระดูที่ใหญ่และแข็งแรงที่สุดในกระดูกเท้าทั้งหมด วางตัวอยู่ด้านหลังสุดของเท้า และล่างต่อกระดูกข้อเท้า (Talus) เป็นจุดเกาะของเอ็นร้อยหวาย บริเวณพื้นที่ด้านล่างของกระดูกข้อเท้า (talus) มีลักษณะเป็นโค้งนูนซึ่งไปเชื่อมต่อกันโค้งเว้าบริเวณด้านบนของกระดูกส้นเท้า (Calcaneus) การเชื่อมกันในรูปแบบนี้ทำให้เกิดการบิดข้อเท้าเข้าและบิดข้อเท้าออก ในขณะที่การเคลื่อนไหวในทิศทางอื่น ๆ ต้องอาศัยการเคลื่อนไหวของข้อต่อนี้ร่วมด้วย บริเวณผิวข้อของกระดูกสองชิ้นนี้มีเอ็นยึดข้อมาเกาะอยู่จำนวนหนึ่ง ซึ่งเอ็นยึดที่สำคัญได้แก่ interosseous talocalcaneal ligament เป็นเอ็นยึดที่หนาและแข็งแรง เกาะจากผิวด้านล่างของกระดูกข้อเท้า (Talus) ไปยังผิวด้านบนของกระดูกส้นเท้า (Calcaneus) ส่วนเอ็นยึดอีกสองเส้นได้แก่ the lateral talocalcaneal ligament และ the anterior talocalcaneal ligament ช่วยให้ความมั่นคงกับข้อต่อนี้แต่เป็นเอ็นที่ไม่ค่อยมีความแข็งแรง ข้อต่อ talocalcaneal ยังได้รับการเสริมความมั่นคงจากโครงสร้างอื่น ๆ ร่วมด้วย ได้แก่เอ็นของกล้ามเนื้อ peroneus longus, peroneus brevis, flexor hallucis longus, tibialis posterior, and flexor digitorum longus

2.2 ข้อต่อ Thetibiotalar (Talocrural joint)

เกิดจากการเชื่อมต่อระหว่าง ปลายของกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) กระดูกน่อง (fibula) และกระดูกข้อเท้า (Talus) ส่วนที่รับน้ำหนักของข้อต่อนี้คือส่วนที่เชื่อมกันของ กระดูกหน้าแข้งและกระดูกข้อเท้า ไม่มีส่วนของกล้ามเนื้อมาเกาะโดยตรงที่บริเวณกระดูกข้อเท้า trochlea ของกระดูกเท้าจะยื่นเข้าร่องที่เกิดจากปลายส่วนปลายของกระดูกหน้าแข้ง

The malleoli ของกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และกระดูกน่อง (fibula) ทำหน้าที่ในการจำกัดกระดูกเท้าเอาไว้ การเชื่อมต่อของข้อต่อนี้มีลักษณะคล้ายบานพับ (hinge joint) การเคลื่อนที่ส่วนใหญ่ของข้อต่อนี้จะช่วยให้เกิด การถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) และการ

กระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) ของเท้า การที่กระดูกข้อเท้ามีด้านหน้าที่กว้างทำให้ข้อต่อมั่นคงขึ้นในทิศทางการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion)

ข้อต่อ tibiotalar จะทำให้เกิดความมั่นคงในท่ายืนเท้าสัมผัสพื้นในช่วงของการเดิน (Stance phase) ซึ่งจากรูปทรงของข้อต่อเพียงอย่างเดียวก็เพียงพอที่จะต้านแรงการบิดข้อเท้าออก เนื่องจากความมั่นคงนั้นมาจากโครงสร้างของเนื้อเยื่ออ่อนข้อต่อ tibiotalar เป็น diarthrosis และถูกปกคลุมด้วยแคปซูลบาง ๆ ที่ติดบนต่อกระดูกหน้าแข้ง ล่างต่อกระดูกข้อเท้า ได้รับการเสริมความมั่นคงของข้อต่อจากเอ็นยึดข้อต่อสามกลุ่ม

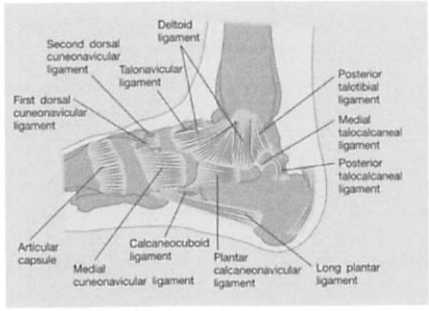
The tibiofibular syndesmosis จะจำกัดการเคลื่อนไหวระหว่าง กระดูกหน้าแข้งและกระดูกน่องขณะทำกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวันและคงความมั่นคงระหว่างปลายของกระดูก The tibiofibular syndesmosis ประกอบด้วยสามส่วนได้แก่ the anterior tibiofibular ligament, the posterior tibiofibular ligament and the interosseous tibiofibular joint

ทางด้าน medial ของข้อเท้าถูกสร้างความมั่นคงโดยเอ็นยึดที่ชื่อว่า medial collateral ligaments (deltoid ligaments) ซึ่งเป็นแรงต้านที่สำคัญต่อทิศทางการบิดข้อเท้าออก

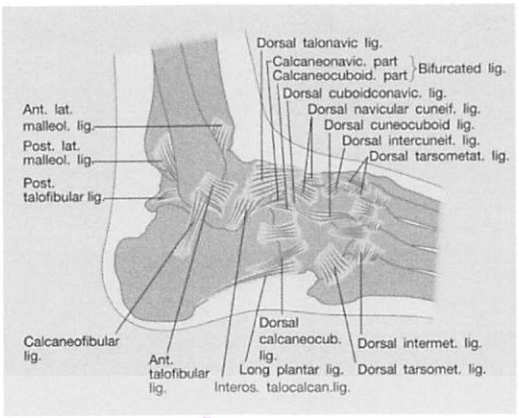
Deltoid ligament มีรูปร่างคล้ายใบพัดมีสามส่วนได้แก่ anterior และ posterior tibiotalar ligaments, the tibionavicular ligament and the tibiocalcaneal ligament

The lateral collateral ligaments ช่วยลดการเกิดการบิดเท้าเข้าด้านในจำกัด varus และลดการหมุน ประกอบด้วย anterior และ posterior talofibular ligaments และ the calcaneofibular ligament anterior และ posterior talofibular ligaments ทนต่อแรงดึงใต้ฝ่าเท้าและขณะกระดกข้อเท้าขึ้น

เอ็นเหล่านี้ให้ความมั่นคงกับข้อต่อ tibiotalar ด้านข้างและได้รับความเสียหายบ่อยครั้งขณะเกิดการบาดเจ็บในท่าเท้าบิดเข้าเช่น ข้อเท้าแพลง เอ็น calcaneofibular เป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันโดยตรงระหว่าง tibiotalar และข้อต่อ subtalar



รูปที่ 1 เอ็นยึดข้อทางด้านในของข้อต่อ tibiotalar (Medial ligaments of the tibiotalar joint.) [10]



รูปที่ 2 แสดงเอ็นยึดข้อทางด้านนอกของข้อเท้า (Lateral ligaments of the ankle.) [10]

2.3 ข้อต่อ Inferior tibiofibular

ข้อต่อนี้มีความเกี่ยวข้องกับ ข้อต่อ tibiotalar ในวรณกรรมบางเล่มได้บอกว่าลักษณะของข้อต่อนี้เป็นแกนของข้อต่อ tibiotalar แต่ถูกพิจารณาว่าเป็นข้อต่อที่แตกต่างกัน เนื่องจากข้อต่อนี้ไม่ใช่ข้อต่อที่เป็นแบบ synovial articulating หน้าที่หลักของข้อต่อ Inferior tibiofibular คือให้ความมั่นคงกับเท้าและข้อเท้าขณะมีการเคลื่อนไหวอีกทั้งเอ็นยึด anterior และ posterior tibiofibular ligaments และ interosseous ligament จะยึดระหว่างกระดูกหน้าแข้งและกระดูกน่องไว้เอาไว้ร่วมด้วยทำให้เกิดการบาดเจ็บของเอ็นยึดเหล่านี้ได้เมื่อเกิดการบาดเจ็บจากท่าทางการบิดข้อเท้าออกและการหักของข้อเท้า

2.4 ข้อต่อ Transverse tarsal (Chopart's)

เป็นข้อต่อที่เชื่อมต่อกันระหว่างกระดูก talus และ navicular โดยด้านหน้าของหัวกระดูก Talus จะเชื่อมกับด้านหลังของกระดูก navicular และข้อต่อ calcaneocuboid เป็นข้อต่อระหว่าง กระดูกส้นเท้า (Calcaneus) กับกระดูกทรงลูกบาศก์ (Cuboid) ข้อต่อ transverse tarsal เป็นข้อต่อที่ทำงาร่วมกับข้อต่อ subtalar เนื่องจากใช้แกนการเคลื่อนไหวร่วมกัน อีกทั้งมีส่วนในการทำให้เกิดการบิดเท้าเข้าและบิดเท้าออกอีกด้วย

3. กล้ามเนื้อของข้อเท้า (Muscles of the ankle)

การเคลื่อนไหวหลักของเท้าและข้อเท้าอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อ 12 มัด ที่มีจุดเกาะต้น (Origin) ที่กระดูกขาท่อนล่าง และมีจุดเกาะปลายบริเวณเท้า แบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

3.1. ส่วนด้านหน้า (anterior compartment)ประกอบด้วย 4 มัด คือ

– The tibialis anterior และ the extensor hallucis longus ทำให้เกิด dorsiflexion และ inversion ของข้อเท้า

– The extensor digitorum longus ทำให้เกิด dorsiflexion ของข้อเท้าเพียงอย่างเดียว

– The peroneoustertius ทำให้เกิด dorsiflexion และ eversion

3.2. ส่วนด้านข้างด้านนอก (lateral compartment)ประกอบด้วย 2 มัด คือ

– The peroneus longus และ The peroneus brevis ซึ่งทำให้เกิด plantar flexion และ eversion ของข้อเท้า

3.3. ส่วนด้านหลัง (posterior compartment) ประกอบด้วย 3 มัด คือ

– The gastrocnemius

– The soleus

– The plantaris

ทั้ง 3 มัด ก่อให้เกิด plantar flexion ของข้อเท้า

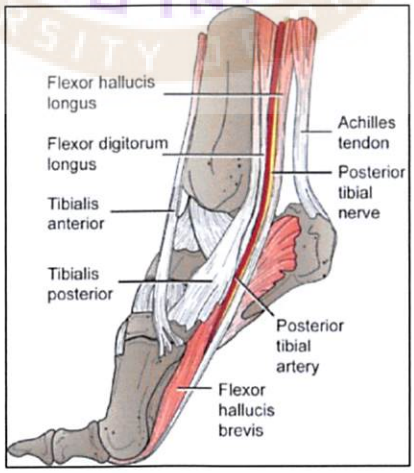
3.4. กล้ามเนื้อส่วนหลังชั้นลึก (deep posterior compartment) ประกอบด้วย 3 มัด คือ

– The tibialis posterior

– The flexor digitorum longus

– The flexor hallucis longus

ทั้ง 3 มัด ก่อให้เกิด plantar flexion และ inversion ของเท้า [1]



รูปที่ 3 แสดงกล้ามเนื้อของข้อเท้า [11]

4. เอ็นบริเวณข้อเท้า (Ligaments of ankle joint)

Medial collateral ligament (deltoid ligament) มีรูปร่างเป็นรูปสามเหลี่ยม มี apex ยึดอยู่ที่ margins and tip of the medial malleolus มี base ยึดอยู่ที่กระดูก talus , navicula และ calcaneus ทำหน้าที่เสริมความแข็งแรงทางด้าน medial side of ankle joint และช่วย maintain medial longitudinal arch of foot

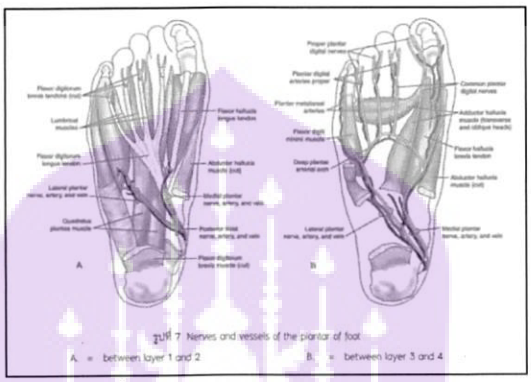
Lateral collateral ligament เป็น ligament ที่แข็งแรงน้อยกว่า แบ่งเป็น 3 ส่วน ที่แยกกันชัดเจน คือ

1. anteriortalofibular ligament มีรูปร่างเป็นแผ่นแบนแข็งแรงยึดระหว่าง lateral malleolus และ neck of talus
2. posteriortalofibular ligament เป็นแถบหนา แข็งแรงปานกลาง ยึดระหว่าง lateral malleolus กับ lateral tubercle of the posterior process of the talus
3. calcaneofibular ligament มีลักษณะเป็นแท่งกลม ยึดจาก tip of lateral malleolus กับ lateral surface of calcaneus ถูกทอดข้ามทางด้านนอกโดย tendons of peroneus longus and brevis

Ankle joint จะมั่นคงมากที่สุดขณะอยู่ในท่า dorsiflexion ทั้งนี้เพราะเป็นท่าที่ได้รับการ supportโดย ligaments, tendons ที่พาดผ่าน และความกระชับระหว่าง malleoli กับ trochlea of talus แต่ ankle joint ก็มักจะเกิดการบาดเจ็บได้ง่ายเช่นกัน โดยเฉพาะที่ lateral ligament เพราะแข็งแรงน้อยกว่าข้อเท้าแพลง (sprained ankle) มักเกิดจากเท้าที่กำลังรับน้ำหนักนั้น ถูกบิดให้เท้าอยู่ในท่า inversion อย่างแรง ส่วนมาก lateral collateral ligament จะฉีกขาด ligaments ที่พบว่าฉีกบ่อยได้แก่ calcaneofibular และ anterior talofibular ligaments. ถ้ารุนแรงมาก ligaments ทั้งสองนี้จะดึงให้ Pott's fracture คือ fracture-dislocaton of ankle joint มักเกิดขึ้นเมื่อเท้าถูก forced ให้ everted อย่างรุนแรง จนมีผลทำให้ medial collateral ligament ฉีกและดึงให้ medial malleolus แตก ออกมาด้วย แรงพลิกนี้มักมีผลทำ ให้ fibula หักที่ระดับสูงกว่า distal tibiofibular joint กระดูก tibia เป็นกระดูกชิ้นที่หักได้บ่อยที่สุด และมักเป็น compound (opened) fracture เนื่องจากกระดูก tibia มีด้าน anteromedial อยู่ใต้ผิวหนัง ประกอบกับบริเวณรอยต่อระหว่าง inferior and middle thirds คอดเล็กลง ถ้า fracture of tibia through nutrient canal มักทำให้ nutrient artery ขาดจนเป็นผลทำให้เกิด nonunion of bone fragments บางครั้งแพทย์ อาจใช้ fibula เป็น source of bone for grafting ได้ทั้งนี้เพราะการเอา long piece of fibula ออกไม่มีผลต่อการเดิน วิ่ง และกระโดด

5. เส้นประสาทของเท้า (Nerves of the plantar of foot)

Medial planter nerve เป็นแขนงของ tibial nerve ทอดเข้าสู่ฝ่าเท้าโดยผ่านลึกต่อกล้ามเนื้อ abductor halluces ทอดคู่กับ medial plantar artery ให้ motor branches เลี้ยงกล้ามเนื้อในฝ่าเท้าได้แก่ abductor halluces, flexor digitorum brevis, flexor hallucis brevis และ medial lumbrical 1 มัด และให้ sensory branches รับความรู้สึกจากผิวหนังบริเวณ 3 1/2 of medial toes



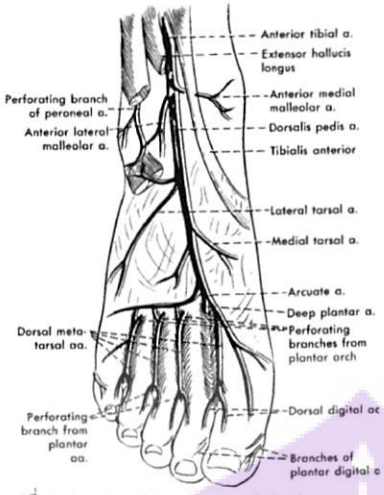
รูปที่ 4 แสดงเส้นประสาทของเท้า

Lateral plantar nerve เป็นอีกแขนงของ tibial nerve แต่มีขนาดเล็กกว่าทอดคู่ไปกับ lateral plantar artery ให้ cutaneous branches รับความรู้สึกจากผิวหนังของนิ้วเท้าที่ 1 1/2 ที่อยู่ทางด้าน lateral และให้ motor branches เลี้ยงกล้ามเนื้อของฝ่าเท้าทั้งหมดที่นอกเหนือจากที่ถูกเลี้ยงโดย medial plantar nerve

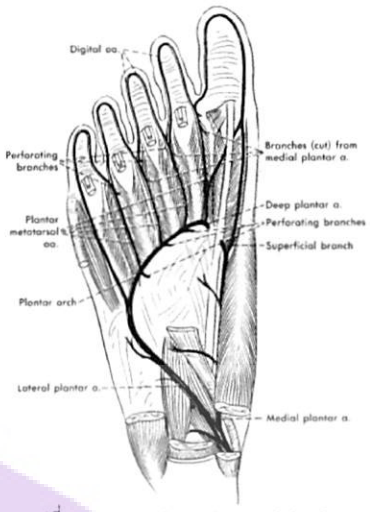
6. เส้นเลือดของเท้า (Arteries of the plantar of foot)

6.1 Arterial supplies ของกล้ามเนื้อในฝ่าเท้า ได้มาจาก medial และ lateral planter arteries ซึ่งเป็นแขนงปลายของ posterior tibial artery

6.2 Medial plantar artery ทอดคู่ขนานกับ medial plantar nerve เลี้ยงด้าน medial ของฝ่าเท้าLateral plantar artery ทอดคู่ขนาน lateral plantar nerve ทอดแทรกผ่านไประหว่างกล้ามเนื้อ flexordigitorum brevis และ quadratus plantae ที่ระดับ base of fifth metatarsal bone จะทอดเฉียงไปทางด้าน medial และผ่านไประหว่างกล้ามเนื้อฝ่าเท้าชั้นที่ 3 และที่ 4 สิ้นสุดที่ระดับ base of first metatarsal bone โดยไปเชื่อมต่อกับ deep plantar artery ซึ่งเป็นแขนงจาก dorsalis pedis artery และทะลุลงมาจากบริเวณง่ามนิ้วหัวแม่เท้าและนิ้วชี้ เพื่อประกอบเป็น plantar arterial arch



รูปที่ 8 Arteries of the dorsum of the foot



รูปที่ 9 Arteries of the plantar of the foot

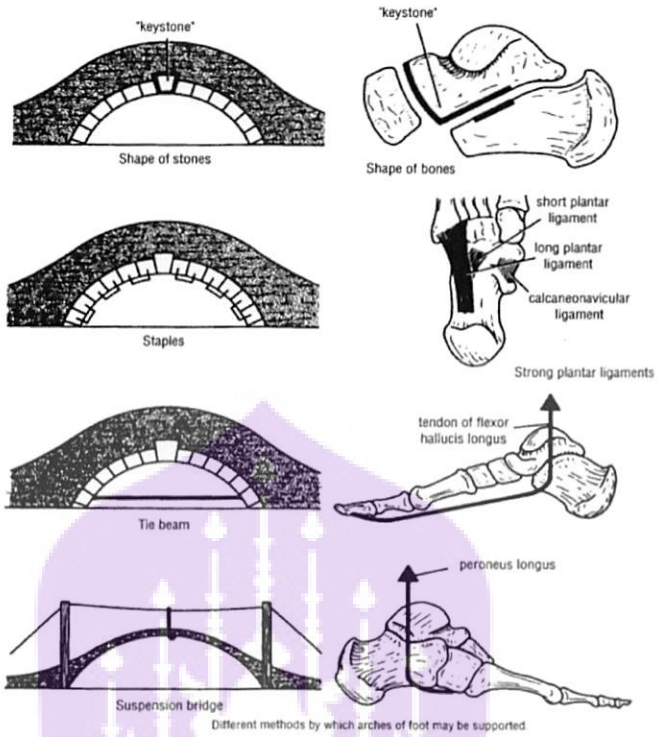
รูปที่ 5 แสดงเส้นเลือดของเท้า

เลือดดำส่วนใหญ่จากเท้าจะผ่านขึ้นไปทาง deep vein ตั้งต้นจาก จาก plantar digital veins ที่มีการ form เป็น planter venous arch ที่ทอดคู่กับ arterial arch ติดต่อขึ้นมาเป็น anterior และposterior tibial veins

7. ส่วนโค้งของเท้า (Arches of the foot)

กระดูกของเท้าจะจัดเรียงตัวกันโดยมีความโค้งเล็กน้อย ทั้งนี้เพื่อประโยชน์สำหรับเป็นตัวรับแรงกระแทก (shock absorbers) และในขณะเดียวจะเป็นตัวช่วยผลักดันให้ก้าวไปข้างหน้าโครงสร้างของ arch of foot จะคล้ายกับสะพานโค้งในสมัยโบราณที่จะต้องประกอบด้วยโครงสร้างหลัก 4 อย่าง คือ

1. Shape of stones ซึ่งจะมีรูปร่างคล้ายลิ่ม เรียงแถวกัน โดยด้านแคบของลิ่มอยู่ด้านล่างกระดูกชิ้นที่จัดอยู่จุดสูงสุดของส่วนโค้งเป็นชิ้นที่สำคัญที่สุด ทำหน้าที่คล้ายสลักยึดให้ส่วนโค้งคงอยู่ได้เรียกชิ้นนี้ว่า Keystone
2. Inferior binder เป็นตัวล็อคทางด้านล่างของกระดูกชิ้นที่อยู่ติดกัน เพื่อกันกระดูกแยกออกหากมีน้ำหนักกดผ่านส่วนโค้งลงมา อาจเรียกว่า staples
3. Tie beams เป็นตัวขึงยึดฐานของส่วนโค้ง
4. Suspension เป็นตัวดึงส่วนโค้งในแนวดิ่งคล้ายกับสายเคเบิ้ลของสะพานแขวน

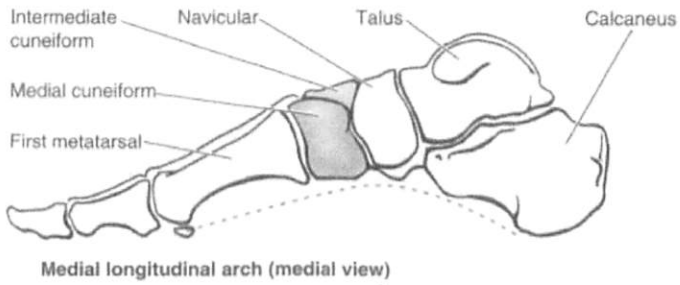


รูปที่ 6 แสดงส่วนโค้งของเท้า

ส่วนโค้งของเท้าแบ่งออกเป็น

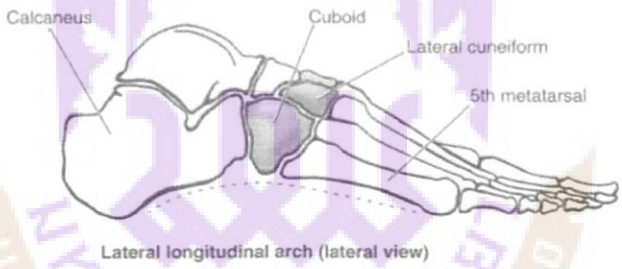
1. longitudinal arch ซึ่งแยกออกเป็น
   - medial longitudinal arch
   - lateral longitudinal arch
2. transverse arch

Medial longitudinal arch เป็นส่วนโค้งตามแนวยาวด้าน medial ของเท้า ประกอบด้วยกระดูก calcaneus, talus, navicular, cuneiforms ทั้ง 3 ชิ้น, medial metatarsal bones 3 ชิ้น มี head of talus เป็น keystone ที่ด้านล่างมี spring (plantar calcaneonavicular) ligament รองรับเป็น inferior binder มี plantaraponeurosis ทำหน้าที่เป็น tie beams มี tibialis anterior และ tibialis posterior tendons ทำหน้าที่เป็น suspension



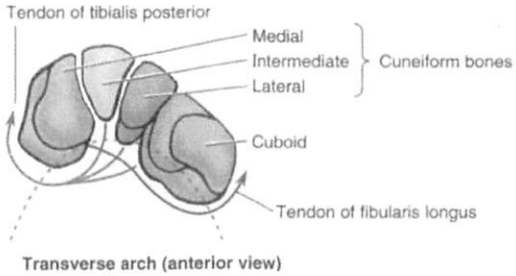
รูปที่ 7 แสดงส่วนโค้งของเท้าทางด้านใน (Medial longitudinal arch)

Lateral longitudinal arch เป็นส่วนโค้งตามแนวยาวด้าน lateral ของเท้า ประกอบด้วยกระดูก calcaneus, cuboid และ lateral 2 metatarsal bones มี cuboid เป็น keystone ด้านล่างมี short plantar & long plantar ligaments เป็น inferior binder มี plantar aponeurosis ทำหน้าที่เป็น tie beams มี peroneus longus and brevis tendons ทำหน้าที่เป็น suspension



รูปที่ 8 แสดงส่วนโค้งของเท้าทางด้านนอก (lateral longitudinal arch)

Transverse arch เป็นส่วนโค้งของเท้าตามแนวขวางโดยด้าน medial จะสูงกว่าด้าน lateral ประกอบขึ้นจากกระดูก cuboid, cuneiforms 3 ชิ้น, และ base of metatarsal bones มี plantar metatarsal ligament และ tarsometatarsal ligament เป็น inferior binder และมี peroneus longus tendon เป็น tie beams



รูปที่ 9 แสดงส่วนโค้งของเท้าตามแนวขวาง (Transverse arch)

Arch of foot แต่ละ arch จะมีกล้ามเนื้อในฝ่าเท้าและ ligaments คอยช่วย support arch นอกจากนี้ก็จะมี long tendon ของกล้ามเนื้อใน leg ที่ผ่านเข้ามาใน foot ช่วยพยุง arch ขึ้น เท้าที่มี longitudinal arches ต่ำกว่าปกติมากหรือไม่มีเลย อาจเรียกว่า flat feet หรือ planus foot ที่พบใน adolescents และ adults มักเกิดจาก medial part of longitudinal arches ต่ำกว่าปกติ ซึ่งอาจเกิดจากขณะยืน plantar ligaments และ plantar aponeurosis ถูก stretched โดยแรงกดของน้ำหนักตัว และถ้าถูก stretched มากและนานเกินควร plantar calcaneo-navicular (spring) ligament ซึ่งทำหน้าที่ support head of talus จะทนไม่ไหวต่อแรงยืด จึงทำให้ medial part of longitudinal arch of foot ลดต่ำลงพร้อมกับปลายเท้าบิดเฉออกไปทาง lateral

Equino-varus foot เป็นเท้าที่มีรูปร่างผิดปกติร่วมกัน ระหว่าง equinus และ varus อาจเรียกว่า club foot

Equinus คือการผิดรูปของเท้าที่ทำให้เวลาเดินส้นเท้าลอยจากพื้น น้ำหนักลงที่ส่วนปลายเท้าตลอดเวลา

Varus คือ การผิดรูปของเท้าที่เวลาเดินฝ่าเท้าบิดเข้าในน้ำหนักลงบนขอบด้านนอกของเท้า

รูปที่ 10 Equino-varus foot

ความผิดปกติของเท้าโดยมากเกิดจากการเสียสมดุลของกล้ามเนื้อที่มาเคลื่อนไหวเท้าอาจเนื่องจากโรคทางระบบประสาทหรือกล้ามเนื้อ เช่น poliomyelitis, cerebral palsy และ muscular dystrophy

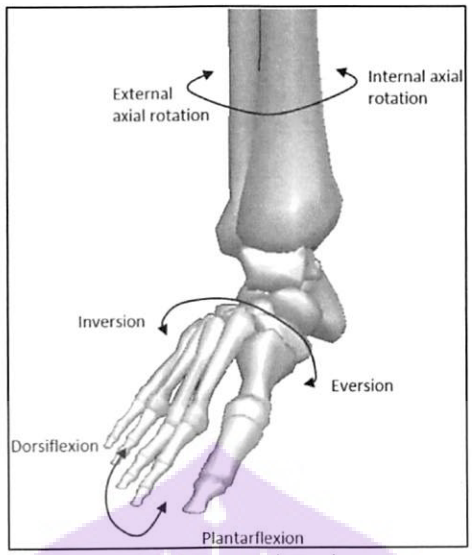
Plantar fasciitis คือการอักเสบของ plantar aponeurosis ตรงบริเวณจุดเกาะกับ calcaneus tubercle โดยการบาดเจ็บนี้เป็นการบาดเจ็บเล็ก ๆ น้อย ๆ ที่สะสมมานาน มักพบร่วมผู้ที่มีเอ็นร้อยหวายตึง และ/หรือพบในคนที่มีปัญหา flat feet หรือ fallen arch of foot จะมีอาการปวดและมีจุดกดเจ็บใต้ส้นเท้าโดยเฉพาะด้าน medial อาการปวดจะเป็นมากในช่วงเช้าโดยเฉพาะก้าวแรก ที่ลงจากเตียง หรือเมื่อเริ่มยืนลงน้ำหนักหลังจากนั่งเป็นระยะเวลานาน และเมื่อเดินไประยะหนึ่งอาการจะดีขึ้น

รูปที่ 11 แสดงพังผืดใต้ฝ่าเท้า

ชีวกลศาสตร์ของข้อเท้า (Biomechanics of the Ankle)

1. **การเคลื่อนไหวของเท้าและข้อเท้า (Motion of the foot and ankle)**

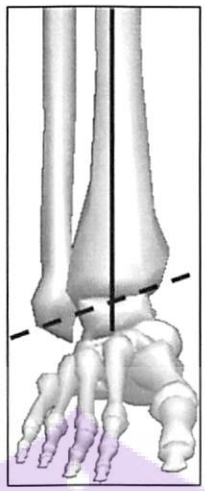
การเคลื่อนไหวที่สำคัญของข้อเท้า คือ การถีบปลายเท้าลง (Plantar flexion) และกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) ซึ่งเกิดขึ้นในระนาบขึ้น ลง (Sagittal plane) ส่วนการบิดเท้าเข้าด้านใน (inversion) และการบิดเท้าออกด้านนอก (eversion) เกิดขึ้นในระนาบ frontal plane การรวมกันของการเคลื่อนไหวเหล่านี้ทั้งข้อต่อ subtalar และ tibiotalar สร้างการเคลื่อนไหวสามมิติที่เรียกว่า supination และ pronation



รูปที่ 12 ไดอะแกรมแสดงการเคลื่อนที่สัมพัทธ์ของข้อต่อข้อเท้า
รูปที่ดัดแปลงมาจาก Visual 3D (C-Motion, Rockville, Maryland)

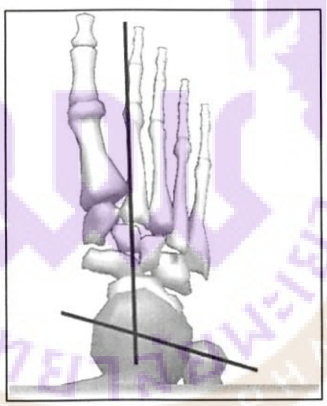
2. **แกนหมุนของข้อเท้า** (Axis of rotation of the ankle)

ในขณะที่ผู้เขียนหลายคนคิดว่าข้อต่อข้อเท้า (tibiotalar joint) เป็นข้อต่อแบบบานพับที่เรียบง่าย แต่ก็มีข้อเสนอแนะว่าเป็นแบบหลายแกนเนื่องจากการหมุนภายใน (internal rotation) ที่เกิดขึ้นในช่วงกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) และการหมุนภายนอก (external rotation) ที่เกิดขึ้นในช่วงถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) อย่างไรก็ตามมีหลักฐานที่บ่งบอกว่าข้อต่อข้อเท้า (tibiotalar joint) นั้นเป็นแกนเดียว แต่การเคลื่อนที่ที่สังเกตพร้อมกันนั้นเกิดขึ้นจากแกนเอียง (oblique axis) แกนของการหมุนของข้อต่อข้อเท้าในระนาบขึ้น ลง (sagittal plane) เกิดขึ้นรอบ ๆ เส้นผ่านทะลุตาตุ่มทั้งสองข้าง (malleoli) ที่อยู่ตรงกลางและด้านข้าง (เส้นประ) แกนระนาบการหมุนเกิดขึ้นรอบจุดตัดระหว่างตาตุ่มทั้งสองข้าง (malleoli) และแกนยาวของกระดูกหน้าแข้งในระนาบด้านหน้า แกนระนาบตามขวาง (transverse plane axis) ของการหมุนเกิดขึ้นรอบแกนยาวของกระดูกหน้าแข้งตัดกับกึ่งกลางของเท้า



รูปที่ 13 ไดอะแกรมแสดงแกนหมุนของ sagittal และ frontal สำหรับข้อต่อข้อเท้า เส้นประแสดงถึงแกนของการหมุนสำหรับ dorsiflexion และ plantar flexion จุดตัดระหว่างเส้นหนาและเส้นประแสดงถึงจุดหมุนสำหรับการผกผันและการเบี่ยงเบน

รูปที่ดัดแปลงมาจาก Visual 3D (C-Motion, Rockville, Maryland)



รูปที่ 14 แผนภาพแสดงแกนข้อต่อที่ซับซ้อนของข้อต่อการหมุนในระนาบแนวขวาง จุดตัดหมายถึงจุดหมุนสำหรับความก้าวหน้าของเท้าทั้งภายในและภายนอก (เขยิบหรือเดินเท้าออก)

รูปที่ดัดแปลงมาจาก Visual 3D (C-Motion, Rockville, Maryland)

การศึกษากายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้าได้เน้นถึงความแตกต่างของความโค้งในแนวรัศมีในด้านที่อยู่ตรงกลางและด้านข้างซึ่งระบุว่าแกนของการหมุนของข้อต่อข้อเท้าจะแตกต่างกันไปตามการเคลื่อนไหวของการเคลื่อนไหว จากสิ่งนี้ผู้เขียนจำนวนหนึ่งได้เสนอการเคลื่อนที่ของข้อต่อหลายข้อในระหว่างกิจกรรมปกติ ตั้งแต่ปี 1950 ถูกเสนอมีแกน plantar flexion ซึ่งชี้ขึ้นไปทางด้านข้างของข้อต่อข้อเท้าและแกน dorsiflexion ซึ่งเอียงลงและด้านข้าง สิ่งเหล่านี้ขนานกัน

ในระนาบแนวขวาง แต่สามารถแตกต่างกันได้มากถึง 30° ในระนาบหน้าหลัง (Coronal plane) การเคลื่อนที่เกี่ยวกับแกนเหล่านี้ไม่สามารถเกิดขึ้นพร้อมกันได้และการเปลี่ยนระหว่างแกนระหว่างการเคลื่อนไหวนั้นคาดว่าจะเกิดขึ้นใกล้กับตำแหน่งที่เป็นกลางของข้อต่อ

แกนของข้อต่อระหว่างกระดูกส้นเท้าและกระดูกข้อเท้า (subtalar joint) ยังเป็นแกนเฉียงที่วิ่งจากด้านหลังไปด้านหน้าสร้างมุมประมาณ 40° กับแกน anteroposterior ในระนาบทัลและสร้างมุม 23° กับกึ่งกลางของเท้าในระนาบตามขวาง ในทำนองเดียวกันกับข้อต่อ tibiotalar ข้อต่อ subtalar สร้างการเคลื่อนไหวหลายครั้งในระหว่าง plantar และ dorsiflexion ทำให้เกิด pronation และ supination [1]

3. ช่วงของการเคลื่อนไหว (Range of motion)

ในการวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าจะใช้อุปกรณ์ในการวัดที่เรียกว่า โกนิโอ-มิเตอร์ (Goniometer) ซึ่งค่าปกติขององศาการเคลื่อนไหวในวัยผู้ใหญ่ตอนต้นมีค่า ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ค่าปกติขององศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในวัยผู้ใหญ่ตอนต้น

Action	ค่าปกติ
dorsiflexion (up toward shin)	20 องศา
extension (toes pointed away from leg or plantar-flexion)	50 องศา
Eversion	15 องศา
Inversion	30 องศา

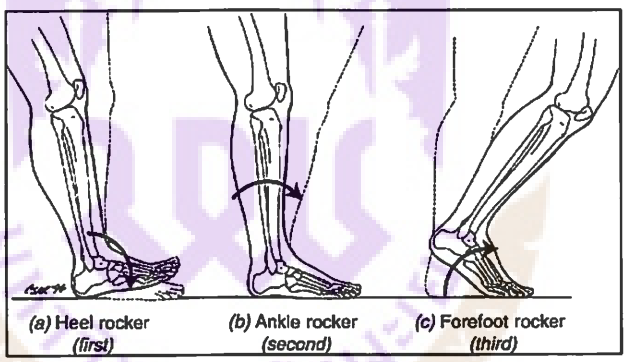
โกนิโอมิเตอร์เป็นอุปกรณ์ในการวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อต่อในเชิงมุม มีค่าเป็นองศา ในการวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ผู้ถูกทดสอบจะอยู่ในท่านอนหงาย ผู้ทดสอบวางจุดหมุนของโกนิโอมิเตอร์ที่บริเวณตาตุ่มด้านนอก Stationary arm ขนานไปกับกระดูกหน้าแข้ง Moving arm ขนานกับด้านข้างของเท้า เคลื่อนไหวข้อต่อในทิศทางกระดกขึ้นและถีบลง จะได้ค่าองศาของการ Dorsiflexion และ Plantar flexion ตามลำดับ

ช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า (ROM) แสดงให้เห็นว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างบุคคลเนื่องจากความแตกต่างทางภูมิศาสตร์และวัฒนธรรมตามกิจกรรมในชีวิตประจำวันของแต่ละบุคคลการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่เกิดขึ้นเป็นหลัก คือการถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) และการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) ในระนาบขึ้นลง (sagittal plane) เกิดขึ้นที่ข้อต่อ tibiotalar มีงานวิจัยหลายงานวิจัยระบุว่าช่วงการเคลื่อนไหว (Range of motion)

โดยรวมในระนาบขึ้นลง (sagittal plane) อยู่ระหว่าง 65 และ 75 องศา เคลื่อนที่จากกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) 10 ถึง 20 องศา และถีบปลายเท้าลง (plantarflexion) 40–45 องศา ช่วงการเคลื่อนโดยรวมในระนาบด้านหน้า (frontal plane) จะอยู่ที่ประมาณ 35 ° คือการบิดเท้าเข้าด้านใน (inversion) 23 ° และการบิดเท้าออกด้านนอก (eversion) 12°

อย่างไรก็ตามในกิจกรรมประจำวันช่วงการเคลื่อนไหว (ROM) ที่จำเป็นในระนาบขึ้นลง (sagittal plane) จะลดลงมาสูงสุดอยู่ที่ 30° สำหรับการเดิน และ 37° และ 56° สำหรับบันไดขึ้นและลงบันไดตามลำดับ การเคลื่อนไหวในการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) และการถีบปลายเท้าลง (plantarflexion) นั้นเกิดจากการเคลื่อนไหวของข้อต่อ tibiotalar แต่มีไม่กี่องศาที่เกิดขึ้นที่ subtalar joint และการบิดเข้าด้านใน (inversion) และการบิดเท้าออกด้านนอก (eversion) เกิดขึ้นที่ข้อต่อ subtalar เท่านั้น

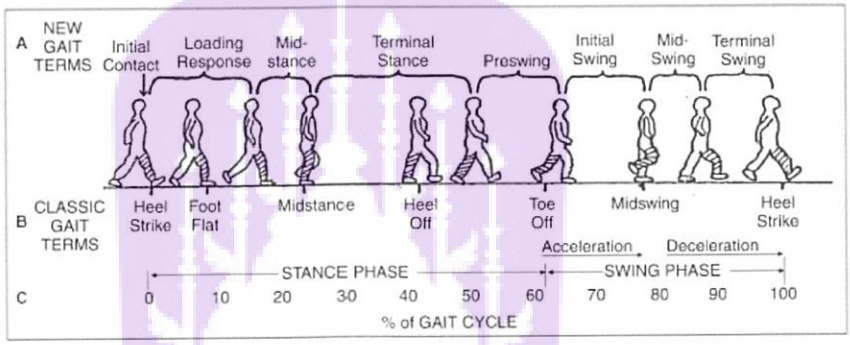
ในระหว่างรอบการเดินปกติ ระยะท่าทางจะแบ่งออกเป็นสามขั้นตอนย่อยตามการเคลื่อนไหวของข้อเท้าเริ่มจากช่วงที่เท้าแตะพื้น (Stance phase) คือ 1) โยกส้นเท้า (the heel rocker) 2) ข้อเท้าโยก (the ankle rocker) 3) เท้าส่วนหน้าโยก (the forefoot rocker)



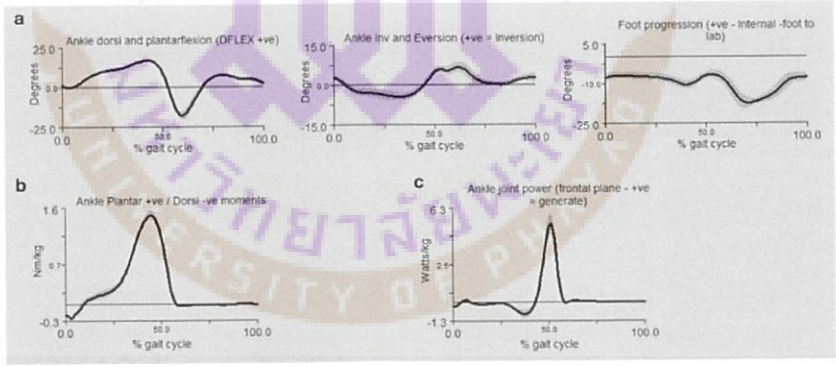
รูปที่ 15 แสดงช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า [12]

ขั้นตอนการโยกส้นเท้า (the heel rocker phase) เริ่มต้นที่ ส้นเท้ากระทบพื้น (heel strike) จากนั้นเท้าอยู่ในตำแหน่ง ถีบปลายเท้าลง (plantarflexed) เล็กน้อย ซึ่งมีแกนหมุนรอบกระดูกส้นเท้า (calcaneus) จนถึงจุดสิ้นสุดของขั้นตอนโยกส้นเท้า (heel rocker phase) เมื่อเท้าแนบกับพื้น ในระหว่างช่วงย่อย (sub-phase) นี้กล้ามเนื้อกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexors) กำลังหดตัวต้านหรือเรียกว่าหดตัวแบบ eccentric ในท่าที่เท้าจะลงสู่พื้น ช่วงที่ข้อเท้าโยก (the ankle rocker phase) เป็นช่วงที่ข้อเท้าย้ายจากช่วงถีบปลายเท้าลง (plantarflexion) เพื่อเปลี่ยนเป็นช่วงกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) ในช่วงที่หน้าแข้ง (กระดูกหน้าแข้งและกระดูกน่อง) หมุนไปข้างหน้าช่วยให้ก้าวไปข้างหน้า ในช่วงที่เท้าส่วนหน้าโยก (forefoot rocker phase) เท้าจะหมุนไป

รอบ ๆ ในช่วงที่เท้าส่วนหน้าโยก (forefoot rocker phase) เริ่มเมื่อกระดูกส้นเท้า (calcaneus) ยกตัวขึ้นจากพื้น โดยเริ่มต้นที่ถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) และต่อเนื่องจนถึงช่วงสูงสุดของการถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) (ประมาณ 14 °) จนถึงในช่วงหัวแม่เท้าแตะพื้น (toe-off) นิ้วเท้าจะดันพื้นให้ขาไปข้างหน้าเพื่อเริ่มเข้าสู่ช่วงที่เท้าลอยจากพื้น (swing phase) ในช่วงการสวิงนั้นข้อเท้าคือช่วงที่มีการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexes) ช่วยให้เท้าสามารถลอยพ้นพื้นและหลีกเลี่ยงการสะดุด ก่อนที่จะกลับไปช่วงที่ส้นเท้าแตะพื้น (heel strike) การเคลื่อนไหวนี้จะมีการบิดเท้าเข้าด้านใน (inversion) และการเท้าออกด้านนอก (eversion) เกิดขึ้นร่วมด้วยที่ข้อต่อ sub-talar joint ประมาณ 15 °



รูปที่ 16 แสดงวงจรการเดิน [13]



รูปที่ 17 ไดอะแกรมที่แสดงผลลัพธ์ทั่วไปจากการวิเคราะห์การเดินของการทดลองเดินห้าครั้ง a) แทนการหมุนข้อเท้าในระนาบขึ้นลง (sagittal plane), ระนาบด้านหน้า (frontal plane) และระนาบในแนวขวาง (transverse plane) (จากซ้ายไปขวาตามลำดับ) b) การเคลื่อนไหวของข้อเท้าระนาบขึ้นลง (sagittal plane) c) กำลังของข้อเท้าขณะเคลื่อนไหวในระนาบขึ้นลง (sagittal plane) พื้นที่แรเงาบนกราฟทั้งหมดแสดงถึงความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ± 1

รูปที่ดัดแปลงมาจาก Visual 3D (C-Motion, Rockville, Maryland)

4. แรงในข้อเท้า (Forces in the ankle joint)

ข้อต่อที่ข้อเท้ารับน้ำหนักประมาณห้าเท่าของน้ำหนักตัว ในระหว่างที่ยืน หรือเดิน และต้องรับน้ำหนักถึงสิบสามเท่าในขณะทำกิจกรรม เช่น การวิ่ง ช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าดูจากการวิเคราะห์การเดิน

ระยะแรกแสดงให้เห็นว่าการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion) ในช่วงที่ส้นเท้ากระทบพื้น (heel strike) ในขณะที่กล้ามเนื้อกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexors) หดตัวแบบ eccentric เพื่อควบคุมการหมุนของเท้าลงบนพื้นและป้องกันไม่ให้เท้าตกลงบนพื้นอย่างรวดเร็ว

ระยะที่สองช่วงการเคลื่อนไหวของการถีบปลายเท้าลง (plantarflexion) กล้ามเนื้อกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexors) หดตัวแบบ eccentric เพื่อให้หน้าแข้ง (กระดูกหน้าแข้งและกระดูกน่อง) หมุนไปข้างหน้าช่วยให้ก้าวไปข้างหน้า

ระยะที่สามช่วงการเคลื่อนไหวของการถีบปลายเท้าลง (plantar flexion) ยังคงดำเนินต่อไปร่วมกับกลุ่มกล้ามเนื้อถีบปลายเท้าลง (plantar flexors) มีการหดตัวแบบ concentric จนถึงในช่วงหัวแม่เท้าแตะพื้น (toe-off)

เมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้นรูปแบบการเคลื่อนไหวของข้อเท้ายังคงเหมือนกับขณะที่เดินปกติแต่มีการทำงานของข้อต่อต่างๆ และกล้ามเนื้อที่กล่าวมาข้างต้นต้องทำงานมากกว่าเดิมช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่ได้จากการวิเคราะห์การเดินไม่ได้รายงานช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระนาบ coronal or transverse planes เนื่องจากลักษณะการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนของข้อต่อข้อเท้าและความแปรปรวนสูงระหว่างบุคคล

กำลังของข้อเท้า จะแตกต่างกันไปกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ทำหน้าที่ทั้งรองรับและสร้างพลังกล้ามเนื้อในระหว่างการเดิน negative values นั้นสอดคล้องกับการดูดกลืนพลังงานจากกลุ่มกล้ามเนื้อถีบปลายเท้าลง (plantar flexors) มีการหดตัวแบบ eccentric ในช่วงขั้นตอนโยกส้นเท้า (heel rocker phase) และช่วงที่ข้อเท้าโยก (the ankle rocker phase) พลังงานสูงสุดของข้อต่อข้อเท้าถูกสร้างขึ้นที่ประมาณ 50% ของรอบการเดินในช่วงระยะเท้าส่วนหน้าโยก (the forefoot rocker) ซึ่งสอดคล้องกับการสร้างพลังงานของ กลุ่มกล้ามเนื้อถีบปลายเท้าลง (plantar flexors) ที่จำเป็นสำหรับขาส่วนล่าง

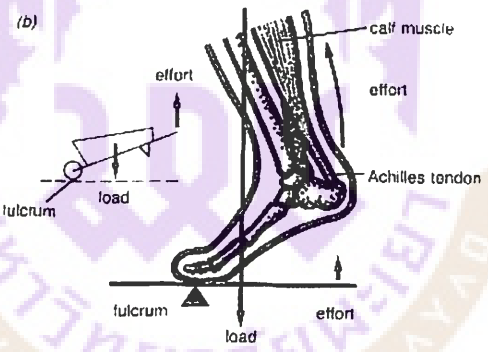
จากการศึกษาเชิงทดลองพบว่าประมาณ 83% ของน้ำหนักถูกส่งผ่านข้อต่อ tibiotalar ส่วนที่เหลืออีก 17% จะถูกส่งผ่านทางกระดูกน่อง (fibula) ปริมาณน้ำหนักที่ถ่ายโอนผ่านทางกระดูกน่อง (fibula) จะแตกต่างกันไปตามการเพิ่มขึ้นของแรงที่เกิดขึ้นในระหว่างการกระดกข้อเท้าขึ้น (dorsiflexion)

น้ำหนักที่ถูกส่งผ่านข้อต่อ tibiotalar ระหว่าง 77% และ 90% ถูกนำไปใช้กับ talar dome กับน้ำหนักที่เหลือกระจายอยู่ทั่วพื้นผิวด้านในและด้านข้าง การกระจายน้ำหนักนี้เป็นการทำงานของทั้งแรงของเอ็นยึดข้อและ positional effects โดยมีค่ากึ่งกลางที่รับน้ำหนักสูงสุดระหว่างการบิดเท้าออกด้านนอก (eversion)

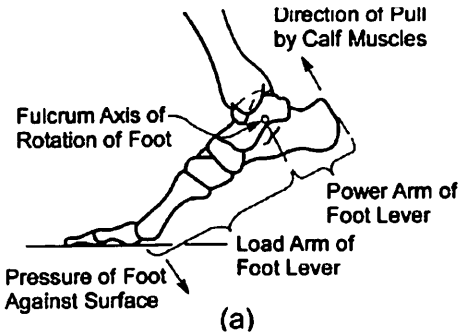
ข้อเท้ามีระดับความสอดคล้องค่อนข้างสูงซึ่งหมายความว่าแม้จะมีการรับน้ำหนักสูงในระหว่างการทำกิจกรรมตามปกติ แต่บริเวณรับน้ำหนักของข้อเท้ามีขนาดใหญ่ และมีข้อบ่งชี้ว่าการที่มีบริเวณรองรับน้ำหนักขนาดใหญ่จะส่งผลให้เกิดความเครียดต่อข้อต่อลดลงมากกว่าที่ข้แสะโพกหรือข้อหัวเข่า [1]

5. เท้าจัดอยู่ในประเภทคานอันดับที่สอง (Second Class Lever)

คานระดับที่สองเป็นคานที่มีแรงต้านอยู่ระหว่างจุดหมุนและแรงกระทำ โดยจะต้องออกแรงยกตรงปลายเพื่อเอาชนะแรงต้าน ซึ่งคานประเภทนี้จะช่วยผ่อนแรง ในร่างกายมนุษย์คานระดับที่สองคือเอ็นร้อยหวายที่ผลักหรือดึงข้ามส้นเท้า



รูปที่ 18 แสดงคานของเท้า [13]



รูปที่ 19 แสดงคานของเท้า [14]

ปัญหาที่มักเกิดขึ้นกับข้อเท้า (Common ankle and foot problems)

1. **ข้อเท้าเคลื่อนไหวไม่สุดช่วง (Ankle joint limit ROM)**

เกิดจากหลายปัจจัย เช่น การปวด การอักเสบ การหดรั้งของข้อเท้าจากกล้ามเนื้อ ปัญหาในระบบประสาทส่วนกลาง เป็นต้น ทำให้ไม่สามารถขยับข้อต่อเป็นเวลานานจนเกิดการติดแข็งของข้อต่อในที่สุด มีข้อสังเกต ดังนี้

- ข้อต่อติดเคลื่อนไหวได้ไม่เต็มช่วง มีอาการเจ็บเมื่อฝืนเคลื่อนไหวในช่วงที่ติด
- ถ้ามีช่วงการติดมาก หรือเป็นเวลานาน อาจมีอาการปวดตอนกลางคืนร่วม
- เคยได้รับอุบัติเหตุหรือบาดเจ็บบริเวณข้อที่ติด ขาดการออกกำลังกาย หรือเกิดขึ้นเองโดยไม่ทราบสาเหตุ
- ข้อต่อติดหลังอุบัติเหตุ หลังผ่าตัด หรือถอดเฝือก (ควรพบแพทย์ก่อนรับการรักษาทางกายภาพบำบัด)

2. **ข้อเท้าหดรั้ง (Ankle joint Contracture)**

เกิดจากการไม่ได้มีการขยับเคลื่อนไหว โดยในระยะแรกเป็นการเกิดขึ้นในส่วนของกล้ามเนื้อเท่านั้น ต่อมาในส่วนของเอ็นและพังผืดก็จะมีการหดสั้นตามมาอย่างรวดเร็ว

3. **ปวดข้อเท้า (Pain in Ankle joint)**

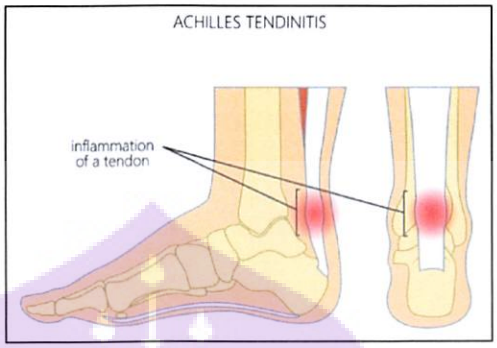
4. **เอ็นร้อยหวายอักเสบ (Achilles tendonitis)**

เอ็นร้อยหวายเป็นเส้นเอ็นที่ใหญ่สุดในร่างกาย เชื่อมต่อกล้ามเนื้อน่องกับส้นเท้า มีผลในการเดิน วิ่ง และการกระโดด หากเกิดเส้นเอ็นตึงมากหรือมีความเครียดเกิดที่เส้นเอ็นมากๆ อาจทำให้เกิดการอักเสบขึ้นได้

สาเหตุการเกิดเอ็นร้อยหวายอักเสบ

ส่วนใหญ่เกิดจากการใช้งานซ้ำ และทำให้เกิดความเครียดต่อเส้นเอ็น เช่น การวิ่งที่มากเกินไป หรือวิ่งเพิ่มระยะทางและเวลาอย่างรวดเร็ว โดยที่ไม่ปล่อยให้ร่างกายสร้างความคุ้นเคยเพื่อปรับตัว ขาดการยืดเหยียดที่พอเพียง กล้ามเนื้อน่องไม่แข็งแรง และตึงมาก เมื่อออกกำลังกายทำให้เพิ่มแรงและความเครียดต่อเอ็นร้อยหวาย และนอกจากนี้ยังพบว่าคนที่มีกระดูกงอกบริเวณส้นเท้าจะทำให้เกิดการเสียดสีกับเอ็นร้อยหวายทำให้เกิดอาการปวด หรืออักเสบได้

เอ็นร้อยหวายอักเสบ เป็นการอักเสบที่ตำแหน่งเอ็นร้อยหวาย ส่วนใหญ่เกิดจากบาดเจ็บเล็ก ๆน้อย ๆ ในลักษณะที่ต่อเนื่องหรือซ้ำซาก โดยมากมักเกิดกับผู้ที่ชอบออกกำลังกายโดยการวิ่ง หรือนักกีฬา เช่น นักฟุตบอล นักบาสเก็ตบอล นักวิ่ง เป็นต้น



รูปที่ 20 แสดงเอ็นร้อยหวายอักเสบ [17]

อาการทางคลินิก (Clinical symptoms)

Sudden, severe calf pain ลักษณะคล้าย “gunshot-wound” อาการปวดมักจะหายไปอย่างรวดเร็ว ถ้าไม่ได้รับการรักษา จะทำให้เท้าอ่อนแรงขณะเดิน

Examination

ตรวจพบอาการบวม (swelling) และ การเปลี่ยนสีผิว (Ecchymosis) จากบริเวณน่องจนถึงส่วนหลังของส้นเท้า เดินลงน้ำหนักไม่ได้ ในบางครั้งมองเห็นหรือคลำได้ defect ใน Achilles tendon เหนือ insertion

Thompson’s test : ให้ผู้ป่วยนอนคว่ำ ข้อเข่า และข้อเท้า อยู่ในท่า 90 องศา หรือให้ผู้ป่วยวางข้อเข่าลงบนเก้าอี้ งอข้อเข่า 90 องศา ผู้ตรวจใช้มือบีบที่กล้ามเนื้อน่องจะมี passive plantar flexion ของข้อเท้า ผลบวกคือ ข้อเท้าจะไม่มี plantar flexion

5. เอ็นร้อยหวายฉีกขาด (Achilles tendon rupture)

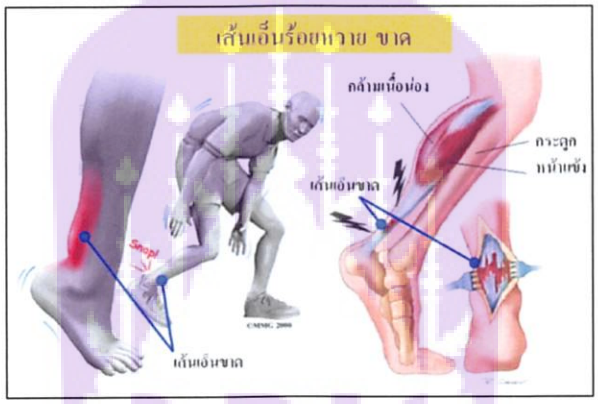
เป็นภาวะที่พบได้บ่อยในผู้ป่วยที่มีอายุ 30 ปีขึ้นไป ตำแหน่งที่พบการฉีกขาดบ่อยที่สุดคือ บริเวณ musculotendinous junction แต่ในกลุ่มผู้ป่วยที่สูงอายุมักพบการฉีกขาดบริเวณใกล้กับจุดเกาะของเอ็นร้อยหวายและกระดูกส้นเท้า (Calcaneus) มากขึ้น

สาเหตุของเอ็นร้อยหวายฉีกขาด

มีหลากหลาย ทั้งปัจจัยจากภายนอกและภายในตัวผู้ป่วยเอง เหตุปัจจัยภายนอกที่พบบ่อย คือ การมีแรงกระทำจากภายนอก (extrinsic loading) ต่อข้อเท้า ในขณะที่อยู่ในท่าข้อ

เท้ากระดก (dorsiflexion) พร้อมกับข้อเข่าเหยียดตึง (fully extended) ซึ่งเป็นท่าที่กล้ามเนื้อ soleus และ gastrocnemius ตึงเต็มที่ เช่น จังหวะที่ร่างกายลอยตัวอยู่บนอากาศและกำลังลงสู่พื้น (landing) ในขณะที่ข้อเข่าเหยียดตึง ซึ่งทำให้เท้าและข้อเท้ากระทบพื้นในท่า dorsiflexion อย่างเฉียบพลันทันที เป็นจังหวะที่เสี่ยงมากต่อการเกิดเอ็นร้อยหวายฉีกขาด

ส่วนปัจจัยภายในตัวผู้ป่วย ที่เพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดภาวะเอ็นร้อยหวายฉีกขาด ได้แก่ ภาวะลีบฝ่อของกล้ามเนื้อ soleus โรคประจำตัวต่าง ๆ ได้แก่ โรคข้ออักเสบเกาต์ (gout) ภาวะฮอร์โมนไธรอยด์เกิน (hyperparathyroidism) การใช้ยา fluoroquinolone หรือสเตียรอยด์ (corticosteroids) ชนิดฉีด เป็นต้น [16]



รูปที่ 21 แสดงเอ็นร้อยหวายฉีกขาด [17]

อาการทางคลินิก (Clinical symptoms)

ผู้ป่วยจะมีอาการปวดบริเวณ Achilles tendon และอาการมากขึ้นเมื่อออกกำลังกาย และอาจมากถึงเดินลำบากได้

Examination

ตรวจพบอาการบวม (swelling) และ การเปลี่ยนสีผิว (Ecchymosis) จากบริเวณน่องจนถึงส่วนหลังของส้นเท้า เดินลงน้ำหนักไม่ได้ ในบางครั้งมองเห็นหรือคลำได้ defect ใน Achilles tendon เหนือ insertion

Thompson's test : ให้ผู้ป่วยนอนคว่ำ ข้อเข่า และข้อเท้า อยู่ในท่า 90 องศา หรือให้ผู้ป่วยวางข้อเข่าลงบนเก้าอี้ งอข้อเข่า 90 องศา ผู้ตรวจใช้มือบีบที่กล้ามเนื้อน่องจะมี passive plantar flexion ของข้อเท้า ผลบวกคือ ข้อเท้าจะไม่มี plantar flexion

6. ข้อเท้าเสื่อม

โรคข้อเท้าเสื่อมเป็นโรคที่มักพบได้บ่อยอย่างมาก และเนื่องจากเป็นอวัยวะที่จะต้องรองรับน้ำหนักตัวอยู่ตลอดเวลา อีกทั้งยังมีบทบาทสำคัญในการช่วยให้ร่างกายสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างมีประสิทธิภาพคล่องแคล่ว แต่หากเราใช้ชีวิตแบบผิดๆ หรือรู้เท่าไม่ถึงการณ์ กับพฤติกรรมบางอย่าง ที่เป็นปัจจัยนำมาสู่การเกิด โรคข้อเท้าเสื่อม

สาเหตุ

การใส่รองเท้าที่ไม่มีการรองรับน้ำหนักเท้าไม่ส่งผลต่อการเกิดปัญหาโดยตรง เนื่องจากการใส่รองเท้าที่ไม่มีการรองรับน้ำหนักเท้า จะส่งผลแค่ทำให้เกิดการเจ็บข้อเท้า หรือมีอาการปวดเท่านั้น อย่างเช่น การใส่รองเท้าออกกำลังกายจะสัมพันธ์ความทรงตัวเวลาที่ออกกำลังกาย ส่วนสำคัญที่จะทำให้เกิดปัจจัยเสี่ยงต่อข้อเท้าจะขึ้นอยู่กับอุบัติเหตุมากกว่า ยกตัวอย่างเช่น ถ้าใส่รองเท้าแฟชั่น หรือแม้กระทั่งรองเท้าออกกำลังกาย ไปวิ่งแล้ววิ่งผิดวิธี อาจทำให้เกิดอุบัติเหตุได้ อย่างข้อเท้าพลิก เป็นต้น สาเหตุอื่นๆ เช่น

- อายุเพิ่มขึ้น
- น้ำหนักตัวเกิน
- ใช้งานข้อเท้าอย่างหนัก
- เคยติดเชื้อที่ข้อเท้า
- ป่วยเป็นโรคข้ออักเสบเรื้อรัง เช่น โรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ เพศ (เพศหญิงเสี่ยงมากกว่าเพศชาย) พันธุกรรมจากพ่อแม่ ญาติพี่น้องโรคกระดูกข้อเข่าตายจากภาวะขาดเลือดมาเลี้ยง เคยเกิดอุบัติเหตุข้อท้ารุนแรง และ ข้อเท้าพิการมาแต่กำเนิด

อาการทางคลินิก (Clinical symptoms)

ลักษณะอาการของโรคข้อเท้าเสื่อม จะมีอาการปวดมากเวลาเดิน ขึ้นลงบันได หรือ ลุกนั่ง เป็นต้น รวมไปถึงมีลักษณะผิดรูปจากเดิม โค้งออก เกเข้าใน ข้อเท้าติดขยับ เหยียดงอลำบาก [17]

ปัญหาทางระบบประสาทส่วนกลาง

ภาวะเท้าตก คือ ภาวะที่ผู้ป่วยยกเท้าส่วนหน้า (ส่วนที่เป็นนิ้วเท้า) ขึ้นลำบาก ทำให้เวลาเดินจะเดินลากเท้า โดยเฉพาะเวลาเดินขึ้นบันได อาการเดินผิดปกติดังกล่าว ไม่ใช่โรค แต่เป็นภาวะผิดปกติ ซึ่งเกิดจากโรคต่าง ๆ

ภาวะเท้าตก เป็นภาวะพบได้เรื่อย ๆ ไม่ถึงกับบ่อยมาก เกิดได้ในทุกวัย พบในผู้ชายมาก กว่าผู้หญิงประมาณ 2-3 เท่า มักเกิดกับเท้าข้างเดียว (น้อยมากที่พบเกิด 2 ข้าง) เท้าซ้ายและเท้าขวามีโอกาสเกิดได้ใกล้เคียงกัน

ความผิดปกติที่ทำให้เกิดภาวะเท้าตก มักพบอยู่บริเวณเส้นประสาทพีโรเนียล (Peroneal nerve) ซึ่งอยู่บริเวณด้านข้างของกระดูกบริเวณข้อเข่าด้านนอก อย่างไรก็ตาม สาเหตุที่พบได้น้อย อาจเกิดจากความผิดปกติของ สมอง ไขสันหลัง กล้ามเนื้อขา หรือเส้นประสาทส่วนปลายของขา

ภาวะเท้าตก มักมีอาการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อส่วนใกล้เคียง หรืออาการผิดปกติอื่น ๆร่วมด้วย ดังจะกล่าวต่อไปในหัวข้อ อาการร่วม

อนึ่ง เส้นประสาทพีโรเนียล คือ เส้นประสาทย่อยของเส้นประสาทขนาดใหญ่ของไขสันหลัง (Spinal nerve) ที่เรียกว่า Sacral nerve ที่มีหน้าที่ควบคุมการทำงาน และการรับความรู้ สึกของ กล้ามเนื้อหลังตอนล่าง กล้ามเนื้อสะโพก ก้น ขา และเท้า โดยเส้นประสาทพีโรเนียลจะควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อ ขา ข้อเท้า เท้า และนิ้วเท้า ในส่วนที่กระดกขึ้น

สาเหตุการเกิดภาวะเท้าตก ได้แก่

- การกดทับเส้นประสาทพีโรเนียล
- จากอุบัติเหตุของกระดูกบริเวณข้อเข่า
- จากอุบัติเหตุของกระดูกขาด้านนอกที่ชื่อว่า ฟิบูลา (Fibula)
- การนอนตะแคงที่กดทับเส้นประสาทนี้ เช่น ไม่พลิกตัวเลยในผู้ป่วยหมดสติหรือผู้ป่วยอัมพาตที่ไม่ได้มีการพลิกตัว
- การกดทับเส้นประสาทพีโรเนียลจากการนั่งไขว่ห้าง นั่งขัดสมาธิเป็นเวลานานมาก ๆ นั่งกับพื้นนาน เช่น เกิน 2 ชั่วโมงโดยไม่มีการขยับหรือเปลี่ยนท่า
- การใส่เฝือกในผู้ป่วยขาหัก แล้วขอบเฝือกบริเวณข้อเข่ากดทับเส้นประสาทดัง กล่าว
- มีรอยโรคในสมอง/ขมอง หรือในไขสันหลัง เฉพาะในตำแหน่งที่ทำให้กล้ามเนื้อที่ใช้กระดกข้อเท้าขึ้นอ่อนแรง เช่น โรคปลอกประสาทเสื่อมแข็ง (Multiple sclerosis), โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงเอแอลเอส (Amyotrophic lateral sclerosis)
- โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่เรียกว่า Muscular dystrophy ที่บางชนิดจะมีการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อเท้าได้
- โรคเบาหวาน ที่มีการอักเสบของเส้นประสาทเฉพาะส่วนที่ส่งกระแสประสาทมาที่เท้า

- ความผิดปกติทางพันธุกรรมที่เส้นประสาทพีโรเนียลถูกกดทับได้ง่าย [19]

ภาวะกล้ามเนื้อหดเกร็ง (Spasticity)

เป็นภาวะที่กล้ามเนื้อมีความตึงตัวเพิ่มมากกว่าปกติ สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทสั่งการส่วนกลาง

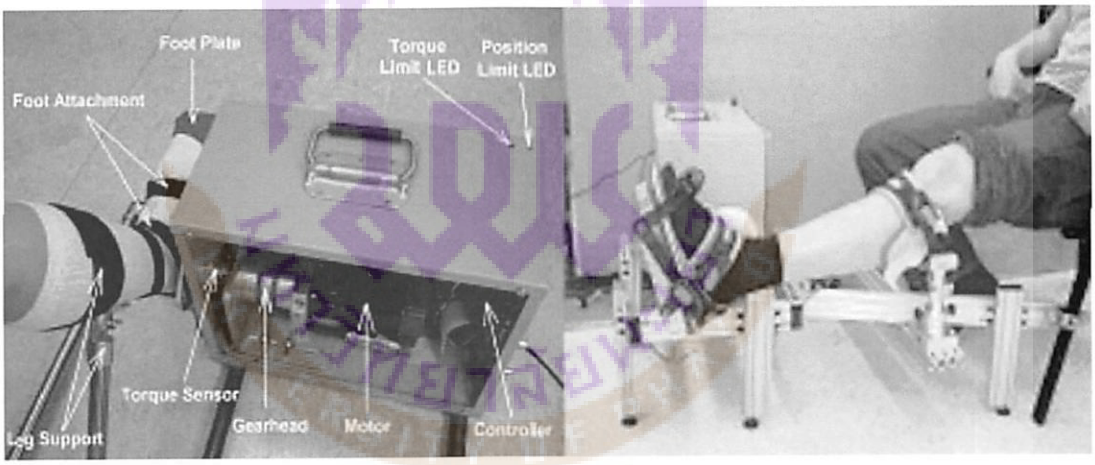
ภาวะอ่อนแรงแบบปวกเปียก (Flaccidity)

เป็นภาวะที่กล้ามเนื้อไม่มีความตึงตัว มีลักษณะเหลวและนิ่ม โดยทั้งสองภาวะนี้เป็นอุปสรรคในการเคลื่อนไหว และเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดภาวะกล้ามเนื้อหดรั้งและภาวะข้อติดในที่สุด

เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Feedback-Controlled and Programmed Stretching of the Ankle Plantarflexors and Dorsiflexors in Stroke: Effects of a 4-Week Intervention Program

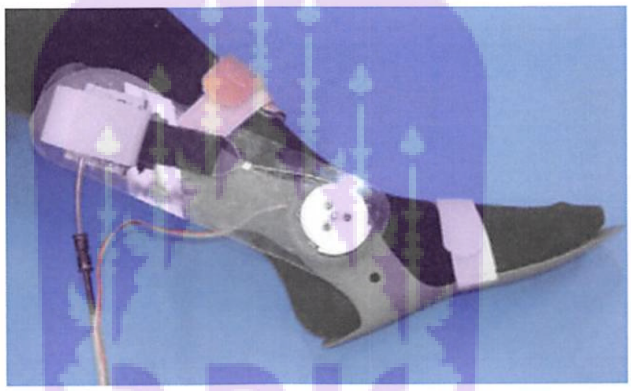
การศึกษาของ Ruud W. Selles, PhD และคณะ ที่ศึกษาเกี่ยวกับการตรวจสอบผลการควบคุมการให้ข้อมูลป้อนกลับและการตั้งโปรแกรมอัจฉริยะในการยืดกล้ามเนื้อข้อเท้าในท่าถีบปลายเท้า (plantar flexion) และท่ากระดกปลายเท้าขึ้น (dorsiflexion) เพื่อรักษากลุ่มตัวอย่างที่มีความตึงตัวของกล้ามเนื้อผิดปกติ (ankle spasticity) หรือ การหดเกร็งของกล้ามเนื้อในผู้ป่วยหลอดเลือดสมองในกลุ่มประชากร (spasticity and/or contracture after stroke) โดยให้ยืดกล้ามเนื้อข้อเท้าในท่าดังกล่าว 3 ครั้ง/สัปดาห์ ครั้งละ 45 นาที ระยะเวลาในการรักษาทั้งหมด 4 สัปดาห์ โดยพบว่าการยืดมีอิทธิพลในเชิงบวกต่อความตึงตัวของกล้ามเนื้อผิดปกติ (ankle spasticity) และการหดเกร็งของกล้ามเนื้อ (contracture) ในการยืดกล้ามเนื้อ อุปกรณ์นี้อาจเป็นทางเลือกที่มีประสิทธิภาพและปลอดภัยสำหรับใช้ในการรักษาด้วยการเคลื่อนไหวเรื่อยๆโดยไม่จำเป็นต้องได้รับการยืดหรือการเคลื่อนไหว (Passive movement) จากนักกายภาพบำบัด [20]



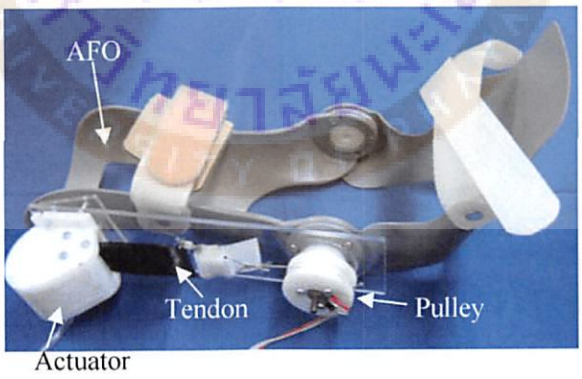
รูปที่ 22 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Ruud W. Selles, PhD และคณะ

Development of an Ankle CPM trainer for Prevent Contracture Using the Pneumatic Balloon Actuator

Norihiko Saga ได้ศึกษาการพัฒนาอุปกรณ์ขยับข้อเท้าแบบ CPM เพื่อป้องกันการหดรั้งของกล้ามเนื้อโดยใช้ตัวกระตุ้นบอลลูนลม โดยได้พัฒนาเครื่องมือการฟื้นฟูสมรรถภาพสำหรับป้องกันการหดตัวของข้อเท้าซึ่งมีขนาดกะทัดรัด น้ำหนักเบา ง่ายต่อการสวมใส่และการถอดออก กลไกคือให้มีการขยับที่เส้นเอ็น (Tendondriven system) โดยระบบการกระตุ้นบอลลูน (Pneumatic Balloon Actuator) จากการทดลองใช้พบว่าอุปกรณ์ชิ้นนี้สามารถทำการเคลื่อนไหวที่เหมาะสำหรับการพักฟื้นที่ข้อเท้าได้ [5]



รูปที่ 23 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Norihiko Saga และคณะ



รูปที่ 24 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Norihiko Saga และคณะ

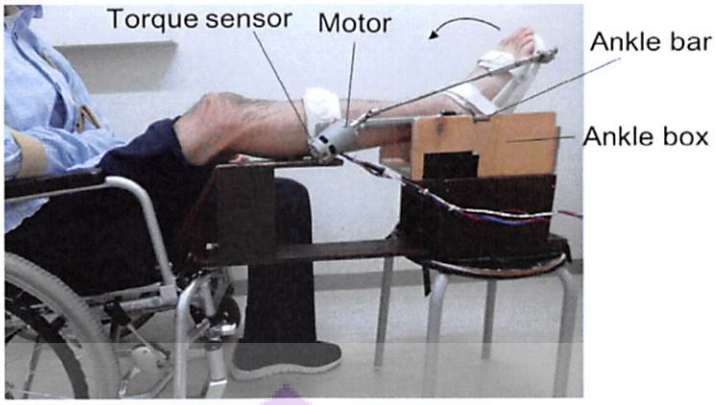
การวิจัยและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้าสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

การศึกษาของนิดา วงศ์สวัสดิ์, เบญจพร ศักดิ์ศิริ และอาจารย์ภาควิชาฟื้นฟูสมรรถภาพคนพิการ มหาวิทยาลัยมหิดล ได้ทำการวิจัยและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้าสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองในกลุ่มตัวอย่าง 20 คน พบว่าหลังจากใช้อุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้ากลุ่มเป้าหมายมีภาวะกล้ามเนื้อข้อเท้าหดเกร็งลดลง [21]

รูปที่ 25 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ นิดา วงศ์สวัสดิ์ ,เบญจพร ศักดิ์ศิริ และอาจารย์ภาควิชาฟื้นฟูสมรรถภาพคนพิการ มหาวิทยาลัยมหิดล

Measurement of Resistive Plantar Flexion Torque of the Ankle during Passive Stretch in Healthy Subjects and Patients with Poststroke Hemiplegia

การศึกษาของ Shiho Mizuno, MD, PhD และคณะ ได้ศึกษาการวัดแรงต้านที่มีผลต่อแรงบิดของข้อเท้าในท่าถีบปลายลง (Plantar flexion) ในระหว่างการยืดกล้ามเนื้อข้อเท้าในผู้ที่มีสุขภาพดี 10 คนและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจำนวน 22 คน พบว่าอุปกรณ์ที่ใช้วัดแรงต้านที่มีผลต่อแรงบิดของข้อเท้าในท่าถีบปลายลงมีความน่าเชื่อถือและสามารถวัดได้ในทั้ง 2 กลุ่มตัวอย่าง ซึ่งในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีการเพิ่มขึ้นของแรงบิดเมื่อมีการงอข้อเข่า (knee flexion) อย่างรวดเร็วและท่าทางของเข่าในคนสุขภาพมีผลต่อท่าถีบปลายเท้าเช่นกัน ซึ่งการวัดอย่างมีแบบแผนของการยืดข้อเท้าควรมีความเข้าใจและรู้ขั้นตอนในการวัด [22]

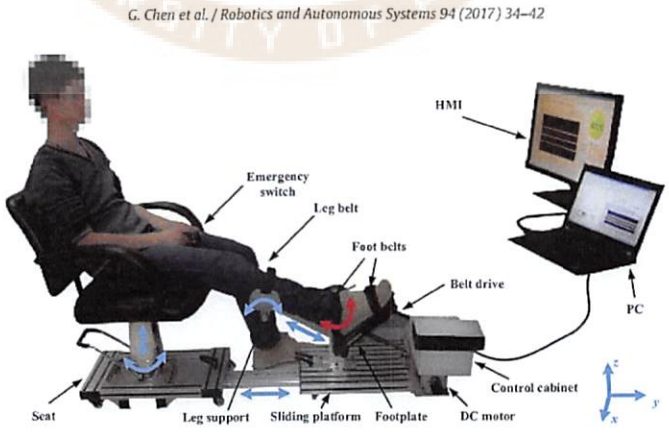


รูปที่ 26 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Shiho Mizuno, MD, PhD และคณะ

Range-of-motion measurement with therapist-joined method for robot-assisted ankle stretching

การศึกษาของ Geng Chen a,1, Zhihao Zhou a,1, NinghuaWangb, QiningWanga,c, ที่ศึกษาเกี่ยวกับ การวัดช่วงการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการของนักบำบัด สำหรับการยืดข้อเท้าโดยใช้หุ่นยนต์ในประชากรจำนวน 10 คน พบว่าในการศึกษาได้เสนอวิธีการวัดมุมการเคลื่อนไหวโดยใช้หุนยนต์ยืดข้อเท้าเปรียบเทียบกับการวัดโดยใช้ไม้โปรแทรกเตอร์ผลการทดลองพบว่าเมื่อใช้หุ่นยนต์วัดมุมการเคลื่อนไหวจะมีความแม่นยำในการวัดมากกว่าการใช้ไม้โปรแทรกเตอร์

การวิเคราะห์ข้อมูลเพิ่มเติมบ่งชี้ว่าการวัดมุมการเคลื่อนไหวที่แม่นยำมีผลต่อการยืดของกล้ามเนื้อดังนั้นมุมการเคลื่อนไหวเป็นสิ่งสำคัญในการฟื้นฟูข้อเท้าเพื่อดูประสิทธิภาพของการรักษา [23]



รูปที่27 อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าจากการศึกษาของ Geng Chen และคณะ

บทที่ 3

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา

วัสดุอุปกรณ์สำหรับประดิษฐ์

1. เพลากลม 8 มิลลิเมตร ยาว 200 มิลลิเมตร	2 ชิ้น
2. LMK8UU Sliding bearing bush 8 mm	2 ชิ้น
3. มอเตอร์แกนชักระยะชัก 300 mm (96 mm/s)	1 ชิ้น
4. Motor Speed Control PWM 12-48V 20A	1 ชิ้น
5. Arduino shield 4 channels 5Vdc Relay (250V/10A)	1 ชิ้น
6. Arduino UNO R3 + USB cable	1 ชิ้น
7. XL4015 step down module voltmeter + 5Vdc USB	1 ชิ้น
8. Screw shield Arduino block	1 ชิ้น
9. Switching Power supply 12V 2A	1 ชิ้น
10. Switching Power supply 12V 5A	1 ชิ้น
11. Micro Switch 1A 125V AC	4 ชิ้น
12. High current switch 15A 250VAC สีแดง	2 ชิ้น
13. Emergency stop button switch 22mm สีแดง	2 ชิ้น
14. รองเท้าฟองน้ำ	2 ชิ้น
15. ผ้าฝ้ายสีดำ	1 ผืน
16. เข็มและด้าย	1 ชุด
17. สติกเกอร์สีส้ม	1 แผ่น
18. สีสเปรย์สีแดง	1 กระป๋อง
19. สีสเปรย์สีดำ	1 กระป๋อง
20. ไม้โปรแทรกเตอร์	1 อัน

วัสดุอุปกรณ์สำหรับเก็บข้อมูล

1. Universal goniometer	1 ชิ้น
2. ลูกดิ่ง	1 อัน
3. แบบบันทึกข้อมูล	

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

เมื่อพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบได้แล้ว อุปกรณ์ดังกล่าวจะได้รับการทดสอบ ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) และความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity) โดยไม่มีอาสาสมัครในการทดสอบอุปกรณ์

ขั้นตอนการศึกษา

1. ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องเพื่อสร้างกรอบแนวคิดและกำหนดคุณลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่อง โดยมีรายละเอียด เงื่อนไข และขอบเขตการประดิษฐ์ (Term of Reference; TOR) ดังนี้

อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่อง (Development of an Ankle Exercise Device) ถูกออกแบบมาใช้สำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าไม่สุดช่วง ตัวเครื่องจะต้องมีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก มีความปลอดภัยต่อผู้ที่ใช้อุปกรณ์ ใช้งบประมาณในการผลิตน้อย อุปกรณ์มีความมั่นคง รูปลักษณ์สวยงาม และมีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า โดยมีมุมกระดกข้อเท้าขึ้นอย่างน้อย 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลงอย่างน้อย 45 องศา สะดวกต่อการใช้งาน มีปุ่มกดหยุดเพื่อคงค้างในช่วงการเคลื่อนไหวองศานั้นๆ ที่ต้องการ มีปุ่มกดหยุดฉุกเฉินเพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นขณะทำการทดสอบ โดยอาสาสมัครสามารถกดสวิตซ์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop) ได้ทุกเมื่อ หากมีอาการอื่นๆ หรือรู้สึกไม่สบายตัวและเป็นประโยชน์ต่อบุคคลทั่วไปในชุมชนภายใต้หลักวิศวกรรมและหลักทางการแพทย์

2. ปรึกษาผู้เชี่ยวชาญด้านวิศวกรรมศาสตร์ ได้แก่ ดร.จักรพงษ์ จำรูญ ผศ.ดร.นพรัตน์ เกตุขาว และ ดร.สุธรรม อรุณอาจารย์คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยาเพื่อออกแบบ ประดิษฐ์/สร้างอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้าแบบต่อเนื่อง ภายใต้พื้นฐานความรู้ทางวิศวกรรมศาสตร์ ดังนี้

2.1 ทำการเขียนแบบอุปกรณ์ด้วยโปรแกรมสามมิติให้ถูกต้องตามหลักวิศวกรรม

รูปที่ 28 แสดงการเขียนแบบอุปกรณ์ในโปรแกรมสามมิติตามหลักวิศวกรรมศาสตร์

อุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้าต้นแบบประกอบด้วย องค์ประกอบทางกายภาพ ที่วางเท้ามีสายรัดมีการแสดงช่วงองศาการเคลื่อนไหวมีสวิตช์กำหนดองศามีตัวจำกัดสวิตซ์ มุมกระดกข้อเท้าขึ้นจำกัดที่ 20 องศา มุมถีบปลายเท้าลง 45 องศา มีหม้อแปลงไฟฟ้าใช้ไฟฟ้า 220 โวลต์ แปลงเป็นไฟ 12 โวลต์ อุปกรณ์ทำจากเหล็กและไม้

3. ทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบ

3.1 ทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาการพัฒนาทดลอง

3.1.1 กำหนด TOR ที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรมเป็นบรรทัดฐาน [9] ในการประเมินคุณลักษณะของอุปกรณ์ดังแสดงแบบประเมินในภาคผนวก ก ซึ่งหัวข้อการประเมินได้แก่

a) ตัวเครื่องมีน้ำหนักเบา

b) พกพาสะดวก

c) มีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าโดยมีมุมกระดกข้อเท้าขึ้น 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลง 45 องศา

d) สะดวกต่อการใช้งาน

e) ใช้งบประมาณในการผลิตน้อย

f) อุปกรณ์มีความมั่นคง รูปลักษณ์สวยงาม

g) มีปุ่มกดหยุดเพื่อคงค้างในช่วงการเคลื่อนไหวองศานั้นๆ ที่ต้องการ

h) มีปุ่มกดหยุดฉุกเฉินเพื่อป้องกันอันตรายที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บขณะทำการทดสอบโดยอาสาสมัครสามารถกดสวิตซ์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop) ได้ทุกเมื่อหากมีอาการอื่นๆ หรือรู้สึกไม่สบายตัว

3.1.2 กำหนดผู้เชี่ยวชาญ หรือ ผู้มีประสบการณ์ในการประดิษฐ์/การใช้เครื่องมือ จำนวน 3 ราย เพื่อประเมินวิเคราะห์อุปกรณ์ ให้ประเมินในแบบประเมินพร้อมกันทั้ง 3 คน โดยแบ่งเกณฑ์การให้คะแนนเป็น 3 ระดับ คือ

คะแนน 1+ เนื้อหามีความสอดคล้อง

-1 เมื่อเนื้อหาไม่สอดคล้อง

0 ไม่ แน่ใจ

การกำหนดผู้เชี่ยวชาญได้ดังนี้

a) ผู้เชี่ยวชาญคนที่ 1 และ 2 เป็นผู้เชี่ยวชาญทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ที่มีความรู้พื้นฐานเป็นอย่างดีเยี่ยมเกี่ยวกับการประดิษฐ์อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าต้นแบบ

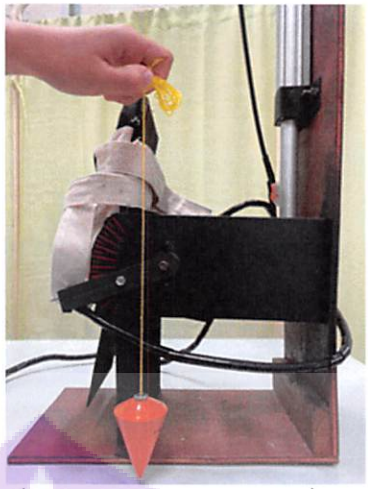
b) ผู้เชี่ยวชาญ คนที่ 3 เป็นผู้เชี่ยวชาญทางด้านกายภาพบำบัดที่มีความรู้และประสบการณ์ในการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าต้นแบบ

3.2 ทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพการพัฒนาทดลอง

3.2.1 ทดสอบความเที่ยงตรงของอุปกรณ์ขยับข้อเท้าด้านการเคลื่อนไหว

a) ผู้วิจัยคนที่ 1 เปิดเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้าไปที่ 0 องศาของเครื่อง จากนั้นผู้วิจัยคนที่ 2 ใช้ลูกดิ่ง แนบอยู่ข้างตัวเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้าเพื่อกำหนดมุม 90 องศา เพื่อเป็นแหล่งอ้างอิง ให้สายของลูกดิ่งตั้งฉากกับมุม 0 องศาของตัวเครื่อง เพื่อทดสอบว่ามุม 0 องศาของตัวเครื่องเป็นมุม 0 องศาที่เที่ยงตรง จากนั้นให้ผู้วิจัยคนที่ 3 ใช้ Universal Goniometer วัดที่มุม 0 องศาของตัวเครื่อง โดยผู้วิจัยคนที่ 3 อยู่ฝั่งตรงข้ามกับผู้วิจัยคนที่ 1 ผู้วิจัยอ่านค่าบริเวณสเกลการแสดงผลของเครื่อง ทดสอบ 3 ครั้ง และบันทึกค่าเฉลี่ยลงในแบบบันทึกข้อมูล

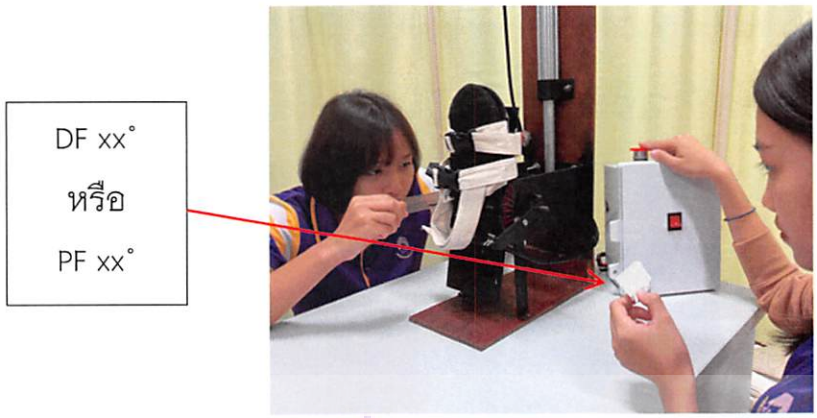
รูปที่ 29 แสดงผู้วิจัยคนที่ 1 เปิดเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้า เปิดเครื่องให้เคลื่อนไปที่ 0 องศา



รูปที่ 30 แสดงใช้ลูกดิ่ง แนบอยู่ข้างตัวเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้าเพื่อกำหนดมุม 90 องศา **เพื่อ**เป็นแหล่งอ้างอิง ให้สายของลูกดิ่งตั้งฉากกับมุม 0 องศาของตัวเครื่อง

รูปที่ 31 แสดงผู้วิจัยคนที่ 3 ใช้ Universal Goniometer วัดในมุมองศาไปที่ 0 องศา

b) ผู้วิจัยคนที่ 1 จะทำการสุ่มทิศทางการเคลื่อนไหวและมุมการเคลื่อนไหวจากการจับสลาก และอยู่ฝั่งที่มีสเกลแสดงผลของเครื่องอุปกรณ์ต้นแบบ จากนั้นทำการเปิดเครื่องอุปกรณ์ขยับข้อเท้า ให้เคลื่อนไปทิศกระดกข้อเท้าขึ้นหรือถีบปลายเท้าลงที่องศาที่สุ่มได้จากการจับสลากได้ และกดปุ่มหยุดคงค้างมุมการเคลื่อนไหวนั้น โดยในการกำหนดมุมและทิศทางการเคลื่อนไหวของเครื่องนั้นจะต้องมีเพียงผู้วิจัยคนที่ 1 เท่านั้นที่รู้มุมองศาการเคลื่อนไหว เพื่อป้องกันความคลาดเคลื่อนในการวัด ผู้วิจัยคนที่ 3 อยู่ฝั่งตรงข้ามกับผู้วิจัยคนที่ 1 (ฝั่งที่ไม่มีสเกลการแสดงผลองศาการเคลื่อนไหว) ใช้ Universal goniometer วัดเทียบกับตัวเครื่องอุปกรณ์ต้นแบบ ทำการทดสอบซ้ำทั้งหมด 130 ครั้ง โดยไม่มีช่วงพักและบันทึกค่าที่อ่านได้ลงในแบบบันทึกข้อมูล



รูปที่ 32 แสดงการทดสอบเชิงสภาพของอุปกรณ์ต้นแบบโดยการสุ่มทิศทางการเคลื่อนไหวและองศาการเคลื่อนไหวจากการจับสลาก

4. วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติ

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. ใช้สถิติสัมประสิทธิ์ความสอดคล้อง (Index of Item-Objective Congruence, IOC) เพื่อวิเคราะห์ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์
2. ใช้สถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient) เพื่อวิเคราะห์ความเที่ยงตรงเชิงสภาพของอุปกรณ์

*กำหนดให้มีระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ $p\text{-value} < 0.05$

บทที่ 4
ผลการศึกษา

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายต้นแบบสำหรับข้อเท้าที่ตัวเครื่องจะต้องมีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก มีความปลอดภัยต่อผู้ที่ใช้อุปกรณ์ ใช้งบประมาณในการผลิตน้อย อุปกรณ์มีความมั่นคง รูปลักษณ์สวยงาม และมีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าสะดวกต่อการใช้งานและเป็นประโยชน์ต่อบุคคลทั่วไปในชุมชนภายใต้หลักวิศวกรรมและหลักทางการแพทย์ ตลอดจนทดสอบความเที่ยงตรงของอุปกรณ์ คือ ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) และความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity) ในการแสดงผลการวัดมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า โดยมีผลการศึกษา ดังนี้

ผลการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity)

1. **การกำหนดคุณสมบัติของอุปกรณ์**

คณะผู้วิจัยได้กำหนดความสามารถพื้นฐานของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้จากพื้นฐานความรู้ด้านกายวิภาคศาสตร์ สรีรวิทยา ชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหว และจากการทบทวนวรรณกรรม พบว่าการผลิตหรือพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายสำหรับข้อเท้านั้น อุปกรณ์มีคุณลักษณะหลักดังนี้ สามารถแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้อย่างชัดเจน อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถเคลื่อนไหวในทิศทางกระดกข้อเท้าขึ้น และลง ได้ โดยมีสเกลแสดงผลการเคลื่อนไหวข้อเท้าในมุมต่างๆ มีมุมกระดกข้อเท้าขึ้นอย่างน้อย 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลงอย่างน้อย 45 องศา โดยสามารถอ่านค่ามุมการเคลื่อนไหวได้ละเอียดทุก 5 องศา สามารถตั้งค่าการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในทิศทางและมุมที่ต้องการได้ ผู้ใช้งานสามารถเลือกทิศทางและองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่ต้องการให้ตัวอุปกรณ์เคลื่อนไหวไปในช่วงมุมหรือทิศทางนั้นๆ ได้สะดวกต่อการใช้งาน อุปกรณ์สามารถเปิด-ปิดการใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อนในการสวมใส่อุปกรณ์ สามารถปรับการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในทิศทาง และมุมที่ต้องการได้และอุปกรณ์มีคุณลักษณะรอง ดังนี้ อุปกรณ์น้ำหนักเบา พกพาสะดวก ทำให้สามารถเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ไปใช้งานในสถานที่ต่างๆ ได้ง่าย โดยใช้ผู้เคลื่อนย้ายน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1 คน อีกทั้งมีปุ่มกดหยุดฉุกเฉิน สามารถหยุดการทำงานของเครื่องได้ทันทีเมื่อต้องการ เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นขณะออกกำลังกาย

2. การทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา

เมื่อคณะผู้วิจัยได้กำหนดคุณสมบัติของอุปกรณ์เบื้องต้นเรียบร้อยแล้ว จึงดำเนินการผลิตอุปกรณ์ต้นแบบตามหลักวิศวกรรม จากนั้นดำเนินการคัดเลือกผู้เชี่ยวชาญจำนวน 3 ราย สำหรับการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์ ดังนี้

ผู้เชี่ยวชาญ รายที่ 1 มีความรู้พื้นฐานด้านวิศวกรรมเครื่องกล และมีประสบการณ์ผลิตอุปกรณ์ทางการแพทย์

ผู้เชี่ยวชาญ รายที่ 2 มีความรู้พื้นฐานด้านวิศวกรรมไฟฟ้า และชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหว

ผู้เชี่ยวชาญ รายที่ 3 มีความรู้พื้นฐานกายวิภาคศาสตร์ สรีรวิทยา และประสบการณ์ทางคลินิกกายภาพบำบัด อย่างน้อย 3 ปี

โดยผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 ท่าน ได้ประมินความตรงของเนื้อหาในอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น แสดงผลดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ผลการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Concurrent validity)

คุณสมบัติของอุปกรณ์ (Term of reference)	IOC
1. สามารถแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้อย่างชัดเจน	1.00
2. สามารถตั้งค่าการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในทิศทางและมุมที่ต้องการได้	1.00
3. สะดวกต่อการใช้งาน	1.00
4. น้ำหนักเบา	-1.00
5. พกพาสะดวก	0.67
6. มีปุ่มกดหยุดฉุกเฉิน	0.67

ใช้สถิติ Index of Item-Objective Congruence (IOC) ในการวิเคราะห์ข้อมูล

จากตารางข้างต้น แสดงให้เห็นว่า อุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าที่พัฒนาขึ้นนี้มีความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาในระดับดีเยี่ยมสำหรับหัวข้อคุณลักษณะหลักของอุปกรณ์ คือ สามารถแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้อย่างชัดเจน สามารถตั้งค่าการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในทิศทางและมุมที่ต้องการได้ และสะดวกต่อการใช้งาน โดยมีค่า IOC เท่ากับ 1

ในขณะที่ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาสำหรับหัวข้อคุณลักษณะรองของอุปกรณ์ ผลการศึกษาพบว่า “ความสะดวกในการพกพา” และ “การมีปุ่มกดหยุดฉุกเฉิน” มีค่า IOC = 0.67 ซึ่งมากกว่า 0.5 แสดงว่ามีความเที่ยงตรงระดับดี อุปกรณ์ที่ผลิตมีความสอดคล้องกับคุณลักษณะที่กำหนดสามารถนำไปใช้ได้

อย่างไรก็ตามพบว่า "น้ำหนักของอุปกรณ์" ที่พัฒนาขึ้น มีน้ำหนักสุทธิ 7.9 กิโลกรัม มีค่า IOC = -1 หมายถึง คุณลักษณะที่กำหนดไม่มีความสอดคล้องกับอุปกรณ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

นอกจากนี้ ผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 ท่าน ยังได้ให้ข้อเสนอแนะเพื่อพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบให้ดียิ่งขึ้น ดังนี้

1. อุปกรณ์ควรทำให้น้ำหนักเบากว่านี้
2. ปุ่มกดปรับระดับต่างๆ ควรอยู่ติดกับตัวเครื่องเพื่อสะดวกในการพกพา
3. รูปลักษณ์วัสดุอุปกรณ์ควรน่าใช้งานมากกว่านี้ เช่น สี
4. โครงสร้างไม่แข็งแรงควรใช้โลหะพวกอลูมิเนียมซึ่งมีน้ำหนักเบา
5. ควรมีอุปกรณ์ต่อพ่วงสายดินเพื่อป้องกันไฟดูด

ผลการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity)

คณะผู้วิจัยทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพของอุปกรณ์ด้วยการทดสอบด้วยการวัดซ้ำองศาการเคลื่อนไหวขณะที่ตัวเครื่องทำงานเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดองศาการเคลื่อนไหวมาตรฐาน ได้แก่ universal goniometer ผลการวิเคราะห์ ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ความสัมพันธ์ระหว่างการแสดงผลมุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ขยับข้อเท้าและโกนิโอมิเตอร์ในการกระดกข้อเท้าขึ้นและลง

ทิศทางการเคลื่อนไหวของข้อเท้า	สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r)	p-value
การกระดกข้อเท้าขึ้น	0.922	0.000*
การกระดกข้อเท้าลง	0.972	0.000*

ใช้สถิติ Pearson's Correlation ในการวิเคราะห์ข้อมูล

* คือมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p-value < 0.05)

เมื่อทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างมุมหรือองศาการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ที่พัฒนากับอุปกรณ์วัดองศาการเคลื่อนไหวมาตรฐานทางกายภาพบำบัดได้แก่ โกนิโอมิเตอร์ พบว่า ทิศทางการเคลื่อนไหวในการกระดกข้อเท้าขึ้นนั้น มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ คือ 0.922 แสดงถึงเครื่องมือมีความเที่ยงตรงเชิงสภาพสูง เนื่องจากมีค่าเข้าใกล้ 1 เช่นเดียวกันกับทิศทางการเคลื่อนไหวในการการกระดกข้อเท้าลง มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ คือ 0.972 แสดงถึงเครื่องมือมีความเที่ยงตรงเชิงสภาพสูง

รูปที่ 33 รูปอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับออกกำลังกายข้อเท้า

บทที่ 5
วิจารณ์ผลการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง เพื่อออกแบบและผลิตอุปกรณ์ออกกำลังกายต้นแบบสำหรับการเคลื่อนไหวข้อเท้าโดยมีการทดสอบความเที่ยงตรง (Validity) ของอุปกรณ์ ได้แก่ ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) และความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity)

ความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) ของอุปกรณ์

การกำหนดคุณสมบัติของอุปกรณ์เป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญอย่างมาก เนื่องจากคุณสมบัติที่กำหนดนั้นจะช่วยเป็นแนวทางในการผลิตอุปกรณ์ต้นแบบได้อย่างมีประสิทธิภาพ จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า การเคลื่อนไหวของข้อเท้าสามารถเคลื่อนไหวได้ในระนาบแนวดิ่ง (Sagittal plane) และระนาบด้านหน้า (Frontal plane) แต่ระนาบที่มีความสำคัญและจำเป็นสำหรับการเคลื่อนไหวมากที่สุด คือระนาบแนวดิ่ง (Sagittal plane) เนื่องจากกิจกรรมการเดินของมนุษย์ทุกเพศทุกวัยต้องอาศัยการกระดกข้อเท้าขึ้นและลงซึ่งเกิดขึ้นในระนาบดังกล่าว [1] ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงกำหนดคุณสมบัติหลักของอุปกรณ์ตามความต้องการและความจำเป็นในชีวิตประจำวันโดยมีคุณสมบัติหลัก คือ มีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าโดยมีมุมกระดกข้อเท้าขึ้น 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลง 45 องศา มีความสะดวกต่อการใช้งานอีกทั้งใช้งานงบประมาณในการผลิตน้อย และมีคุณสมบัติรอง ได้แก่ พกพาสะดวก อุปกรณ์มีความมั่นคงรูปลักษณ์สวยงามและตัวเครื่องมีน้ำหนักเบา [5]

จากผลการทดสอบความตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์ พบว่า อุปกรณ์ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นนั้นมีความสอดคล้องตามคุณสมบัติหลักในระดับดี (IOC = 1) แสดงถึงอุปกรณ์นี้สามารถบอกค่าการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระนาบแนวดิ่ง (Sagittal plane) ได้ตรงตามเนื้อหาที่กำหนดโดยจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการเคลื่อนไหวข้อเท้าของคนปกติที่ใช้ในชีวิตประจำวัน ต้องอาศัยความสามารถในการกระดกข้อเท้าขึ้นช่วง 0-20 องศา และมีความสามารถในการถีบปลายเท้าลงในช่วง 0 - 45 องศา [2-3] อีกทั้งอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนั้นสามารถปรับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้ตามความต้องการโดยมีความละเอียดระดับ 1 องศา ซึ่งมากพอที่ทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของความสามารถในการกระดกข้อเท้าหากนำไปใช้กับผู้ป่วย จากการศึกษาที่ผ่านมารายงานว่าการเปลี่ยนแปลงองศาการเคลื่อนไหวที่น้อยที่สุดและมีความสำคัญทางคลินิก (minimal clinically important different; MCID) ควรมี

ความแตกต่างอย่างน้อย 5 องศา [24] ดังนั้นอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นจึงสามารถสะท้อน หรือประเมินการเปลี่ยนแปลงองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้ นำไปสู่การกำหนดโปรแกรมการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในผู้ป่วยหรือผู้ที่มีความบกพร่องได้อย่างแม่นยำ อย่างไรก็ตามที่ผ่านมามีการศึกษาและพัฒนาอุปกรณ์ขยับข้อเท้าด้วยตนเองของ นิดา วงศ์สวัสดิ์ และเบญจพร ศักดิ์ศิริ (พ.ศ. 2555) โดยอุปกรณ์ดังกล่าวสามารถรายงานมุมการเคลื่อนไหวได้ละเอียดทุก 1 องศาเช่นเดียวกันกับการศึกษานี้ แต่การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ต้องอาศัยขาหรือข้อเท้าข้างที่แข็งแรงกว่าช่วยขยับข้อเท้าข้างที่ไม่มีแรง [24] ซึ่งแตกต่างจากอุปกรณ์ต้นแบบในการศึกษานี้คือการทำงานของเครื่องจะช่วยขยับข้อเท้าของผู้ป่วยโดยไม่ต้องออกแรง กล่าวได้ว่าเป็นการเคลื่อนไหวแบบเครื่องทำให้อย่างต่อเนื่อง (continues passive movement) อุปกรณ์ต้นแบบนี้จึงเป็นทางเลือกที่น่าสนใจสำหรับผู้ป่วยที่ขาทั้งสองข้างไม่มีแรง นอกจากนี้อุปกรณ์ต้นแบบนี้ยังสะดวกต่อการใช้งาน กล่าวคือ สามารถใช้งานได้ง่าย โดยมีปุ่มเปิดปิดการใช้งานอยู่ในตำแหน่งด้านหน้าติดกับตัวอุปกรณ์ลักษณะปุ่มมีขนาดเหมาะสม มองเห็นได้ง่าย สามารถกดเปิดและปิดได้ด้วยการออกแรงกด อีกทั้งการสวมใส่อุปกรณ์สามารถสวมใส่ได้ง่าย โดยผู้ทดลองใช้สามารถนำเท้าใส่ที่รองเท้า ที่ได้ทำการติดกับตัวเครื่องเรียบร้อยแล้ว จากนั้นสามารถกดเปิดเครื่องและเครื่องจะทำการขยับข้อเท้าได้โดยอัตโนมัติ ทั้งนี้ควรมีการศึกษาการนำอุปกรณ์ไปใช้ในผู้ป่วยต่อไป

เมื่อพิจารณาคุณสมบัติรองของอุปกรณ์ต้นแบบด้านความปลอดภัยพบค่าความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา IOC = 0.67 โดยผู้วิจัยได้กำหนดคุณสมบัติให้อุปกรณ์มีปุ่มกดหยุดฉุกเฉิน (Emergency stop) เพื่อป้องกันและระวังการเกิดอันตรายระหว่างการทดสอบหรือระหว่างการรักษา โดยอุปกรณ์ต้นแบบนี้มีปุ่มหยุดฉุกเฉินติดอยู่กับตัวเครื่องที่ตำแหน่งด้านบนสุดของตัวเครื่อง จึงอาจทำให้ขาดความสะดวกสำหรับผู้ใช้ในการกดหยุดการทำงานของเครื่อง ดังนั้นจึงควรมีการออกแบบและพัฒนาปุ่มหยุดฉุกเฉินนี้ให้ใช้งานง่าย และสามารถกดได้อย่างทันท่วงที อีกทั้งมีผู้เชียวชาญ 1 ท่าน เสนอให้มีการต่อพ่วงสายดินเพื่อป้องกันการเกิดไฟฟ้าลัดวงจรขณะใช้งาน ซึ่งจะช่วยให้เกิดความปลอดภัยขณะใช้งานในผู้ป่วยมากยิ่งขึ้น คุณสมบัติด้านความสะดวกในการพกพา พบว่ามีค่าความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา IOC = 0.67 เช่นเดียวกัน คณะผู้วิจัยกำหนดให้ความสะดวกในการพกพาคือ สามารถยกเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ต้นแบบนี้โดยใช้ผู้ยกเพียงคนเดียว อย่างไรก็ตามประเด็นนี้ผู้เชียวชาญยังมีความเห็นขัดแย้ง เนื่องจากการนำไปใช้ในทางคลินิกนั้นต้องการอุปกรณ์ที่ขนาดกะทัดรัด เคลื่อนย้ายสะดวก และมีรูปลักษณ์ที่สวยงามน่าใช้งาน หากมีการปรับวัสดุที่ใช้ เช่น เปลี่ยนจากไม้ เป็นโลหะน้ำหนักเบา

จะช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับอุปกรณ์ เพิ่มความสวยงามน่าใช้ และลดน้ำหนักอุปกรณ์ได้อีกด้วย

สำหรับคุณสมบัติด้านน้ำหนักของอุปกรณ์ พบว่ามีค่าความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา IOC = -1 กล่าวคือ ผู้เชียวชาญทุกท่านมีความเห็นตรงกันว่าอุปกรณ์ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมานี้มีน้ำหนักมากเกิน สาเหตุเกิดจากวัสดุที่เลือกใช้ ได้แก่ ไม้ และเหล็ก ถึงแม้ว่าจะช่วยเสริมโครงสร้างให้อุปกรณ์ต้นแบบมีความแข็งแรงทนทาน แต่น้ำหนักของไม้และเหล็กค่อนข้างมาก จึงทำให้อุปกรณ์มีน้ำหนักรวมเยอะ อย่างไรก็ตาม หากมีการพัฒนาอุปกรณ์ต่อยอด ควรใช้วัสดุมวลเบาอื่นๆ ที่มีความแข็งแรงเทียบเท่าเหล็กหรือไม้แทน เช่น อลูมิเนียม เป็นต้น

ความเที่ยงตรงเชิงสภาพ (Concurrent Validity) ของอุปกรณ์

จากผลการทดสอบความเที่ยงตรงเชิงสภาพของอุปกรณ์ พบว่า อุปกรณ์ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นนั้น มีความเที่ยงตรงในการทำงานของมุมองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าทำให้เกิดการกระดกข้อเท้าขึ้นและถีบปลายเท้าลง ซึ่งแสดงถึงความสามารถของอุปกรณ์ในการใช้งานการออกกำลังกายที่ผู้ใช้งานสามารถจะกำหนดมุมและทิศทางต่างๆ ที่ต้องการให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อเท้าได้อย่างแม่นยำ อีกทั้งอุปกรณ์มีความแม่นยำต่อการวัดในแต่ละครั้ง ทำการวัดซ้ำโดยการสุ่มแบบจับสลากซึ่งค่าที่ได้พบว่ามุมและทิศทางที่วัดได้จากอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้ามีค่าใกล้เคียงเมื่อเทียบกับค่ามุมข้อเท้าที่วัดจาก universal goniometer ที่เป็นเครื่องมือมาตรฐานสากลที่ใช้วัดมุมและทิศทางการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆ จากผลดังกล่าวทำให้มั่นใจว่า หากกำหนดโปรแกรมการออกกำลังกายตามมุมและทิศทางที่ต้องการด้วยอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้าต้นแบบที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้เพื่อใช้ในการเพิ่มประสิทธิภาพและคงสภาพช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าจะสามารถนำไปใช้ในประโยชน์ได้ต่อไปในอนาคตได้

ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ

หากมีการพัฒนาต่อยอดอุปกรณ์ ควรมีการออกแบบอุปกรณ์ให้มีที่รองรับขาเพื่อง่ายต่อจัดตำแหน่งของเท้า ควรมีรูปลักษณ์สวยงาม ทันสมัย น่าใช้และมีความปลอดภัยเพิ่มมากขึ้น ตลอดจนปรับวัสดุที่นำมาใช้ผลิตให้มีน้ำหนักเบามากนกว่านี้ และนำอุปกรณ์ต้นแบบไปใช้งานในกลุ่มผู้ป่วยโรคต่างๆ ที่มีปัญหาด้านการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเท้า เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์และส่งเสริมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าผู้ป่วยให้ดียิ่งขึ้น

สรุปผลการศึกษา

อุปกรณ์ต้นแบบที่ผลิตขึ้นมาสามารถแสดงผลการเคลื่อนไหวทั้งทิศทางกระดกข้อเท้าขึ้นและลงได้อย่างถูกต้อง แม่นยำ สามารถพกพาได้สะดวกมีความปลอดภัยสูงโดยมีความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา และความเที่ยงตรงเชิงสภาพสูง ดังนั้นอุปกรณ์ต้นแบบนี้จึงเหมาะสมที่จะประยุกต์ใช้เพื่อช่วยการออกกำลังกายข้อเท้าสำหรับการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเท้า โดยเฉพาะอย่างยิ่งสามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยในชุมชนนอกจากนี้ยังสามารถพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบสู่การจำหน่ายเชิงพาณิชย์ได้ในอนาคต

เอกสารอ้างอิง

1. Claire L Brockett and Graham J Chapman. Biomechanics of the Ankle. ORTHOPAEDICS AND TRAUMA 30: 3; 232-8.
2. Grimston SK, Nigg BM, Hanley DA, Engsberg JR. Differences in ankle joint complex range of motion as a function of age. Foot Ankle Int 1993; 14: 215e22.
3. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. ClinOrthopRelatRes 1977; 127: 189e96.
4. ทศพร พิชัยยา, ศิริพันธุ์ คงสวัสดิ์, และ จงจินตน์ รัตนาภินันท์ชัย. กายภาพบำบัดในผู้ป่วยทางระบบประสาท 1. เชียงใหม่ : ภาควิชากายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ; (2545).
5. Norihiko Saga.Development of an Ankle CPM trainer for Prevent Contracture Using the Pneumatic Balloon Actuator.IFAC Proceedings Volumes 2010; 43: 334-8.
6. ศศิธร มุกประดับ, ประณีต ส่งวัฒนา, วิภา แซ่เซี้ย.โปรแกรมส่งเสริมการเคลื่อนไหวแบบมุ่งเป้าหมายต่อผลลัพธ์ด้านกล้ามเนื้อ กระดูกและข้อต่อในผู้ป่วยบาดเจ็บที่มีข้อจำกัดการเคลื่อนไหว: การศึกษานำร่อง:วารสารสภาการพยาบาล 2557; 29 (2): 49-60.
7. Shawn W. O'Driscoll and Nicholas J . Giori. Continuous passive motion (CPM) : Theory and principles of clinical application. Journal of Rehabilitation Research and Development 2000; 37: 179-88.
8. อารยา องค์เอี่ยม, พงศ์ธาราวิจิตเวชไพศาล.การตรวจสอบคุณภาพเครื่องมือวิจัย (Validation of th Tests). ภาควิชาวิสัญญีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล 2000: 43; 157-88
9. ก้อกู้ เชียงทอง.การตรวจร่างกายทางออร์โธปิดิคส์ Physical Examination in Orthopedic. คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2557.
10. Henry gray. Anatomy of the Human Body.20. Philadelphia and New York: Lea and Febiger; 1918.
11. Mark Karadsheh [Internet]. Gait Cycle[updated 2016 June 10; cited 2019 March 10]. Available from: https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle
12. Abu-Faraj ZO, Harris GF,Smith PA, HassaniS.Human Gait and Clinical Movement Analysis. in:Wiley Encyclopedia of Electricals Engineering, Second Edition, John Wiley

& Sons, Inc, New York, USA, pp.1-34, December 15, 2015. DOI: 10.1002/047134608X.W6606.pub2.

13. Stonington Public schools[Internet]. Muscles, Bones, and Joints Working as Levers – Kinesiology [cited 2019 March 10]. Available from: https://sites.google. com/a/stoning tonschools.org/ peshsexam2/muscles-bones-and-joints- working-as-levers
14. Kevin A. Kirby. Longitudinal arch load-sharing system of the footSistema de reparto de cargasdelarco longitudinal del pi. Revista Española de Podología 2017; 28; e18-e26.
15. Bangkok Hospital. เอ็นร้อยหวายอักเสบ (ACHILLES TENDINITIS) [อินเทอร์เน็ต]. 2017 [เข้าถึงเมื่อ 18 มี.ค. 2562]. เข้าถึงได้จาก: ://www.bangkokhospital.com/th/disease-treatment/achilles-tendinitis
16. นายแพทย์ กรกช มะลิวรรณกุล.เอ็นร้อยหวายฉีกขาด (Achilles tendon rupture) [อินเทอร์เน็ต]. ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์และกายภาพบำบัด คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์; 2560 [เข้าถึงเมื่อ 18 มี.ค. 2562]. เข้าถึงได้จาก: https://meded.psu.ac.th/binla/class05/388_571_2/Achilles_tendon_rupture/index.html
17. นายแพทย์. พนมกร ดิษฐสุวรรณ์. เส้นเอ็นร้อยหวายขาด [Achilles tendon ruptures] [อินเทอร์เน็ต].2004 [ปรับปรุงล่าสุดเมื่อ 22 มิถุนายน 2552;เข้าถึงเมื่อ18 มีนาคม 2562].Availablefrom:https://www.bloggang.com/viewblog.php?id=cmu2807&date=21-06-2009&group=6&gblog=29
18. PPTV Online.เคลียร์ชัด "โรคข้อเข่าหรือข้อเท้าเสื่อม" ภัยใกล้ตัวในชีวิตประจำวัน: บริษัท บางกอก มีเดียแอนด์บรอดคาสติ้งจำกัด[อินเทอร์เน็ต].2560[ปรับปรุงล่าสุด 13 ก.ย. 2560; เข้าถึงเมื่อ18 มี.ค. 2562]. เข้าถึงได้จาก: https://www.pptvhd36.com/news
19. บล็อกหาหมอ.com. ภาวะเท้าตก (Foot drop) [อินเทอร์เน็ต].2011-2012[เข้าถึงเมื่อ18 มี.ค. 2562]. เข้าถึงได้จาก: http://haamor.com/th/%E0%B8%A0%E0%B8% PhysioClinic. บริการกายภาพบำบัดเกี่ยวกับ "ข้อเข่า / ข้อเท้า" [อินเทอร์เน็ต]. [เข้าถึงเมื่อ18 มี.ค. 2562]. เข้าถึงได้จาก: http://www.physioclinicthai.com/service_6.php
20. Ruud W. Selles, Xiaoyan Li, Fang Lin, Sun G. Chung,Elliot J. Roth, Li-Qun Zhang. Feedback-Controlled and Programmed Stretching of the Ankle Plantarflexors and Dorsiflexors in Stroke: Effects of a 4-Week Intervention Program. Arch Phys med Rehabil2005; 86: 2330-6.

21. นิดา วงศ์สวัสดิ์,เบญจพร ศักดิ์ศิริ.การวิจัยและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เครื่องช่วยขยับข้อเท้าสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง.วิทยาลัยราชสุดา 2555; 8:
22. Shiho Mizuno,ShigeruSonoda,Kotaro Takeda, and Shinichiro Maeshima. Measurement of Resistive Plantar Flexion Torque of the Ankle during Passive Stretch in Healthy Subjects and Patients with Poststroke Hemiplegia. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases 2016; 25: 946–53.
23. Geng Chen, Zhihao Zhou, Ninghua Wang, Qining Wang. Range-of-motion measurement with therapist-joined method for robot-assisted ankle stretching. Robotics and Autonomous Systems 2017; 94: 34–42.
24. H. Tandy-ISON1, B. Christine1, Nichilasl L OPIE1, H Kerr Graham1,2, R. Barry 3, W. Rory4, S. Pam4,B. Richard. Reproducibility of an instrumented measure for passive ankle dorsiflexion in conscious and anaesthetized children with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology 2014, 56: 378–85.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก
แบบประเมินความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาการพัฒนาทดลอง

แบบประเมินความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาการพัฒนาทดลอง

คำชี้แจง : แบบสอบถามนี้จัดทำขึ้นเพื่อใช้ประเมินความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหาการพัฒนาทดลองอุปกรณ์ของโครงการวิจัยเรื่องการพัฒนาอุปกรณ์ออกกำลังกายข้อเท้า โดยขอความกรุณาผู้ตอบแบบสอบถามให้ตอบคำถามตามความเป็นจริงโดยเติมเครื่องหมาย / ในแต่ละหัวข้อของการประเมิน

1+ หมายถึง เนื้อหามีความสอดคล้อง

-1 หมายถึง เมื่อเนื้อหาไม่สอดคล้อง

0 หมายถึง ไม่แน่ใจ

	1+	-1	0
1. อุปกรณ์มีน้ำหนักเบา			
2. พกพาสะดวก เคลื่อนย้ายไปในที่ต่างๆ โดยสามารถใช้คนเคลื่อนย้ายเพียง 1 คน			
3. มีการแสดงผลช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเท้า โดยมีมุมกระดกข้อเท้าขึ้น 20 องศา และมุมถีบปลายเท้าลง 45 องศา			
4. สะดวกต่อการใช้งานไม่ซับซ้อน สามารถเปิด ปิดการใช้งานได้อย่างง่าย			
5. มีปุ่มกดหยุดเพื่อคงค้างในช่วงการเคลื่อนไหวองศานั้นๆที่ต้องการ			
6. มีปุ่มกดหยุดฉุกเฉินเพื่อป้องกันอันตรายที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บขณะทำการทดสอบ โดยอาสาสมัครสามารถกดสวิตซ์ปุ่มกดฉุกเฉิน (Emergency stop) ได้ทุกเมื่อ หากมีอาการอื่นๆ หรือรู้สึกไม่สบายตัว			

*หมายเหตุ คำว่า"อุปกรณ์มีน้ำหนักเบา" อ้างอิงมาจากงานวิจัยของ Norihiko Saga.Development of an Ankle CPM trainer for Prevent Contracture Using the Pneumatic Balloon Actuator.IFAC Proceedings Volumes 2010;43:334-8.

ได้กำหนดคุณลักษณะของอุปกรณ์ว่า เรียบง่าย กะทัดรัด แรงและพลังงานสูง อุปกรณ์มีน้ำหนักเบา ซึ่งหลังจากผลิตอุปกรณ์พบว่า อุปกรณ์มีน้ำหนักรวมทั้งหมด 4.27 กิโลกรัม

ภาคผนวก ข

แบบบันทึกข้อมูลการทดสอบ

Random No.	Ankle Exercise Device		Universal Goniometer	
	Direction	ROM (°)	Direction	ROM (°)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
x9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				

25				
26				
27				
28				
29				
30				
31				
32				
33				
34				
35				
36				
37				
38				
39				
40				
41				
42				
43				
44				
45				
46				
47				
48				
49				
50				

51				
52				
53				
54				
55				
56				
57				
58				
59				
60				
61				
62				
63				
64				
65				
66				
67				
68				
69				
70				
71				
72				
73				
74				
75				
76				

77				
78				
79				
80				
81				
82				
83				
...				
...				
...				
130				

กำหนดให้ 1 = Dorsiflexion

2 = Plantar flexion