# การประยุกต์ใช้ไม้นอร์ดิกช่วยเดินเพื่อลดแรงกระทำต่อเข่า

# Application of Nordic Walking Poles for Reducing Forces on Knee

ธีรวัฒน์ สุวรรณวัจณ์[1*] และ นิวิท เจริญใจ[2]

[1,2]ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

E-mail: beam.trw@gmail.com*

Teerawat Suwannawat[1*] and Nivit Charoenchai[2]

[1,2]Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

E-mail: beam.trw@gmail.com*

**บทคัดย่อ**

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาหาปัจจัยของไม้นอร์ดิกที่มีผลกระทบต่อเข่าในขณะเดิน ทำการทดลองกับอาสาสมัครเพศชายจำนวน 20 คน โดยเริ่มต้นจากการออกแบบการทดลองเชิงแฟกทอเรียลแบบเต็มจำนวน $2^k$ ซึ่งแต่ละปัจจัยมี 2 ระดับและปัจจัยหลักมี 3 ปัจจัยคือ ความสูงของไม้นอร์ดิก 2 ระดับ (ความสูงที่ทำให้ข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว, ความสูงที่ทำให้ข้อศอกทำมุมน้อยกว่า 90 องศากับลำตัว) ความเร็วการเดิน 2 ระดับ (เดินปกติ, เดินเร็ว) และวิธีการเดิน 2 วิธี (สองจุดสัมผัสพื้น, สามจุดสัมผัสพื้น) โดยแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการทดลองวัดจากเครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Motion analyzer) และแผ่นรองรับแรง (Force plate) กำหนดอัตราการบันทึกการเคลื่อนไหว 1 ต่อ 100 วินาที จากนั้นทำการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เชิงสถิติที่ระนาบข้างในหนึ่งรอบการเดิน เพื่อหาปัจจัยที่มีผลต่อเข่าในขณะเดินด้วยไม้นอร์ดิก พบว่า ปัจจัยที่เหมาะสมที่ทำให้แรงปฏิกิริยา Fz1 กระทำต่อเข่าต่ำที่สุด คือ ความเร็วของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในระดับต่ำ (เดินที่ความเร็วต่ำกว่า 2 เมตรต่อวินาที), วิธีการเดินแบบที่หนึ่ง (สองจุดสัมผัสพื้น) และปรับระดับของไม้นอร์ดิกที่ระดับต่ำ (ความสูงที่ทำให้ข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว) นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบกับการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิกแล้วแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่ามีค่าลดลง 3.90%

**คำหลัก** ไม้นอร์ดิก, การออกแบบการทดลอง, ชีวกลศาสตร์, โมชั่นแคปเจอร์, แผ่นรองรับแรง, การวิเคราะห์การเดิน

**Abstract**

The purpose of this research was to determine the parameters of Nordic poles effected on knee during walking. Experiments were done on 20 male volunteers. Full factorial design ($2^k$) were analyzed on two levels of three factors which were the height of Nordic poles (elbow angle 90 degree, elbow angle less than 90 degree), walking speed (normal walk, brisk walk), ground contact (two point contact ground, three point contact). Ground force reaction measured from motion analyzer and force plate with the frequency of 1 per 100 second. Then biomechanical analysis on one cycle walk on sagittal plane was identified and analyzed to determine the factors that effected on knee during walking with Nordic poles. The results has shown that minimum ground reaction force on knee (fz1) of optimize parameters which were walking speed on low speed (Lower 2 $m.s^{-1}$), ground contract on one method (two point contract ground), and height of Nordic poles on low level (elbow angle 90 degree). In addition to compare with walking without Nordic poles, ground reaction force on knee (Fz1) to be decreased 3.90%

**Keywords:** Nordic poles, Design of experiment, Biomechanical, Motion capture, Force plate, Gait analysis

**1. บทนำ**

โรคข้อเข่าเสื่อมเป็นโรคที่มีความสำคัญอันดับที่ 6 [1] ซึ่งเกิดจากผิวข้อเข่าเสื่อมสภาพและหลุดลอก ทำให้เกิดอาการข้อเข่าอักเสบ ถ้าหากไม่ได้รับการรักษาที่ถูกต้องและเหมาะสมจะมีอาการรุนแรงขึ้นจนกระดูกผิวข้อทรุดตัว แนวกระดูกขาโก่งหรือผิดรูป ซึ่งอาจทำให้ทุพพลภาพจนไม่สามารถเดินได้ตามปกติ ปัจจัยเสี่ยงในการเกิดโรค ได้แก่ ภาวะอ้วน เพศหญิง การใช้งานของข้อเข่ามากเกินไปหรือใช้ผิดวิธี พันธุกรรม การสูบบุหรี่ เป็นต้น และในอีก 10-15 ปีข้างหน้า สังคมไทยจะเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุและมีสัดส่วนมากกว่าร้อยละ 10 ประเทศไทยจึงต้องเตรียมพร้อมกับโรคต่างๆและการดูแลที่จะเกิดขึ้นกับผู้สูงอายุ

การเดินด้วยไม้นอร์ดิก คือ กิจกรรมออกกำลังกายกลางแจ้ง ซึ่งผู้ที่ออกกำลังจะเดินโดยใช้ไม้ที่ถูกออกแบบมาเป็นพิเศษจำนวน 2 ชิ้น เพื่อช่วยประคองตัวในระหว่างเดิน การเดินด้วยไม้นอร์ดิกได้ถูกดัดแปลงมาจากการฝึกฝนของนักสกี ในช่วงนอกฤดูการแข่งขันสกีบริเวณแถบสแกนดิเนเวีย สำหรับการเดินด้วยไม้นอร์ดิกนั้น จะใช้ไม้นอร์ดิกค้ำเพื่อช่วยประคองตัวในระหว่างเดิน โดยที่ใช้มือทั้งสองข้างจับไม้คล้ายกับการเดินปกติ ดังรูปที่ 1 การออกกำลังกายด้วยการเดินโดยใช้ไม้นอร์ดิกเป็นการออกกำลังกายที่มีประสิทธิภาพและมีประโยชน์มาก เนื่องจากเป็นการช่วยบริหารร่างกายท่อนบน รวมทั้งกล้ามเนื้อที่แขน หลังและท้อง นอกจากนี้ยังช่วยผ่อนคลายกล้ามเนื้อบริเวณคอและไหล่ ซึ่งมีผลกระทบมากสำหรับคนที่ต้องนั่งทำงานเป็นเวลานาน อีกทั้งการเดินแบบนอร์ดิกต้องใช้กล้ามเนื้อมากกว่าการเดินแบบธรรมดาทำให้เกิดกระบวนการเผาผลาญแคลอรีในร่างกายมากขึ้นด้วย และสามารถกำหนดความเร็วได้ตามต้องการ เพื่อทำให้ชีพจรเต้นเร็วขึ้น เมื่อใช้ไม้นอร์ดิกอย่างถูกวิธีแล้วจะส่งผลทำให้เดินตัวตรงมากขึ้นและช่วยให้ข้อต่อต่างๆรับน้ำหนักในการเดินน้อยลง เพราะน้ำหนักของร่างกายส่วนหนึ่งจะถ่ายเทลงไปที่ไม้นอร์ดิก

*รูปที่ 1 การเดินด้วยไม้นอร์ดิก*

เมื่อทำการเปรียบเทียบการใช้ไม้นอร์ดิกกับการเดินแบบปกติ พบว่า ไม้นอร์ดิกทำให้ความสามารถในการเดินทรงตัวดีขึ้นและเดินได้เร็วขึ้น ซึ่งการเดินด้วยไม้นอร์ดิกนั้นถูกจัดให้อยู่กึ่งกลางระหว่างการเดินและวิ่ง คุณสมบัติดังกล่าวทำให้การเดินด้วยไม้นอร์ดิกเป็นกิจกรรมที่มีประสิทธิภาพสูง ทำให้สุขภาพดีขึ้น เหมาะสำหรับผู้ที่มีความบกพร่องทางร่างกาย โดยเฉพาะผู้ที่ต้องการให้กล้ามเนื้อท่อนบนของร่างกายมีการเคลื่อนไหวและออกแรงมากขึ้น นอกจากนี้การใช้ไม้นอร์ดิกที่มีความปลอดภัยแล้ว ยังสามารถช่วยลดความเกียจคร้านในการออกกำลังกาย [2] และเพิ่มความยืดหยุ่นในการเดินของผู้ป่วยโรคพาร์คินสัน ให้สามารถเดินทรงตัวได้ดีขึ้น [3] อีกทั้งยังมีการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกที่แสดงให้เห็นว่าการเดินด้วยไม้นอร์ดิกสามารถลดแรงอัดและแรงเฉือนบริเวณข้อเข่าในขณะเดิน [4] และการใช้ไม้นอร์ดิกเปรียบเสมือนการแบ่งเบาแรงที่กระทำต่อพื้น แล้วส่งผลกับแรงที่กระทำต่อข้อเข่า [5] การใช้ไม้นอร์ดิกเป็นอุปกรณ์ช่วยในการเดินของผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม เป็นวิธีการหนึ่งที่เหมาะสมในการนำมาใช้เดินเพื่อลดแรงที่กระทำต่อเข่า ดังนั้นในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยจึงทำการศึกษาปัจจัยของไม้นอร์ดิกที่มีผลต่อแรงที่กระทำต่อเข่าระหว่างการเดินด้วยไม้นอร์ดิก

**2. เตรียมการทดลอง**

**2.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง**

ประชากรในการศึกษานี้ใช้ นักศึกษาชายระดับปริญญาตรีของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่มีสุขภาพดี ถนัดขวา อายุระหว่าง 18-22 ปี

กลุ่มตัวอย่างได้จากการสมัครใจเข้าร่วมการทดลองการเดินด้วยไม้นอร์ดิก โดยมีอายุ น้ำหนักส่วนสูงใกล้เคียงกัน จำนวนทั้งสิ้น 20 คน และได้รับการ

ฝึกเดินด้วยไม้นอร์ดิกให้ชำนาญก่อนทำการทดลอง

**2.2 การออกแบบการทดลอง**

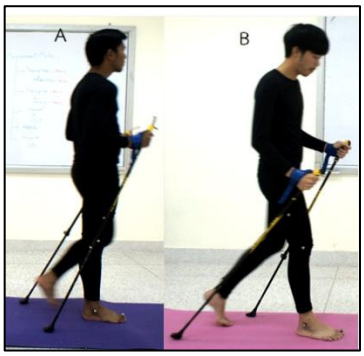
ในออกแบบการทดลองเชิงแฟกทอเรียลแบบเต็มจำนวน ($2^3$) โดยทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง ปัจจัยหลักมี 3 ปัจจัย ที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรม ดังนี้ (แต่ละปัจจัยมี 2 ระดับ)

1. ความเร็วของการเดิน คือ เดินปกติ (น้อยกว่า 2 เมตรต่อวินาที และเดินเร็ว (มากกว่า 2 เมตรต่อวินาที) [6]

2. วิธีการเดิน คือ

A) สองจุดสัมผัสพื้น: ไม้ด้านซ้ายกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้น และไม้ด้านขวากับเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้น

B) สามจุดสัมผัสพื้น: ไม้ทั้งสองข้างกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้น [7] ดังรูปที่ 2

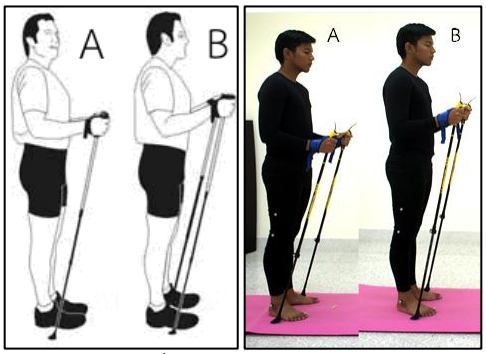



*รูปที่ 2 วิธีการเดินด้วยไม้นอร์ดิก*

3. ความสูงของไม้นอร์ดิก คือ

A) ระดับต่ำ: จับไม้นอร์ดิก ข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว

B) ระดับสูง: จับไม้นอร์ดิก ข้อศอกทำมุมน้อยกว่า 90 องศา กับลำตัว โดยนำความสูงของผู้เดินคูณกับ 0.68 [8] ดังรูปที่ 3




*รูปที่ 3 ความสูงของไม้นอร์ดิก*

**2.3 การคำนวณแรงที่กระทำต่อเข่าในขณะเดิน ด้วยการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เชิงสถิต**

การคำนวณแรงที่กระทำต่อเข่าในขณะเดิน พิจารณาได้จากกราฟแสดงแรงที่กระทำต่อพื้นในแนวตั้ง (Vertical ground reaction force) ในหนึ่งรอบการเดิน และภาพที่ได้จากเครื่องบันทึกความเคลื่อนไหว (Smart motion capture system type SMART-DX5000 capture workstation) ซึ่งประกอบด้วยกล้องอินฟาเรดจับการเคลื่อนไหว 2 ตัว และแผ่นรองรับแรง (Force plate type kistler 9286BA) โดยจับภาพที่ระยะเวลา 1 ภาพ มีค่าเท่ากับ 1 ต่อ 100 วินาที แล้วทำการวิเคราะห์แรงที่กระทำต่อเข่าด้วยการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เชิงสถิต โดยการคำนวณแรงที่เกิดขึ้นตรงเข่า ใช้หลักการวิเคราะห์ชิ้นส่วนของร่างกายแบบ Link by Link โดยมีการตั้งสมมติฐานก่อนคำนวณ คือ ศูนย์กลางมวลอยู่คงที่ ไม่เปลี่ยนแปลง สามารถแทนตำแหน่งได้ด้วยจุดเดียว และร่างกายทั้งสองข้างสมมาตรกัน ร่างกายซีกซ้ายและซีกขวาจะมีการกระจายของมวลที่เท่ากัน และก่อนการวิเคราะห์ด้านชีวกลศาสตร์จากรูปสองมิติ ต้องทราบข้อมูลของมวลและจุดศูนย์กลางมวล โดยอ้างอิงจากงานวิจัยของกิตติ อินทรานนท์ [9]

$F_{ZA}$ = แรงปฏิกิริยาที่ได้จากแผ่นรองรับแรง (1)

Seg1 = ระยะจากหัวแม่เท้าถึงข้อเท้า (2)

Seg2 = ระยะจากระยะจากข้อเท้าถึงหัวเข่า (3)

$\theta_1$ = มุมระหว่างแกน X กับเท้า (4)

$\theta_2$ = มุมระหว่างแกน X กับขาส่วนล่าง (5)

W1 = น้ำหนักของเท้าขวา

= 1.56% x น้ำหนักร่างกาย (6)

W2 = น้ำหนักของขาขวาส่วนล่าง

= 5.06% x น้ำหนักร่างกาย (7)

CM1 = ตำแหน่งจุดศูนย์กลางของเท้า

= 40.5% x ระยะของเท้าขวาวัดจากปลายเท้าถึงส้นเท้า (8)

CM2 = ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางของขาส่วนล่าง

= 42.8% x ระยะของขาขวาส่วนล่างวัดจากเข่าถึงตาตุ่ม (9)

การคำนวณแรงที่กระทำต่อเข่าจะคำนวณจากการสร้างภาพลายเส้นอิสระ (Free body diagram) ของร่างกายการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในระบบสองมิติ สามารถแบ่งส่วนต่างๆ ของร่างกายออกเป็นเซกเมนต์ย่อย แสดงดังรูปที่ 4 และการคำนวณเริ่มจากเซกเมนต์ที่เท้าก่อน เนื่องจากถูกแรงภายนอกกระทำ ดังรูปที่ 5

จาก $\Sigma F_Y = 0$

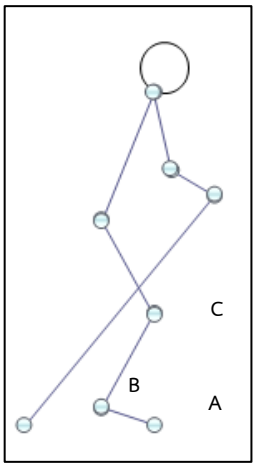
$F_{ZB} - W_1 - F_{ZA} = 0$ (10)

$F_{ZB} = F_{ZA} + W_1$ (11)

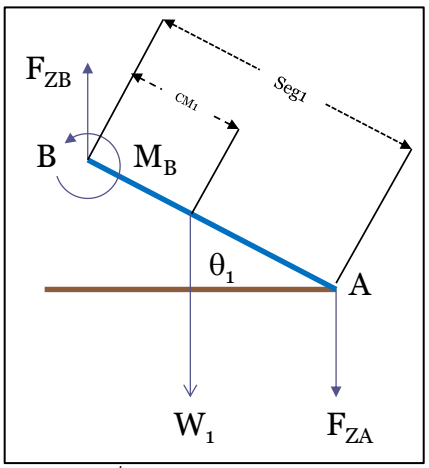
จาก $\Sigma M_B = 0$

$M_B - (W_1\cos\theta_1)(CM1) - (F_{ZA}\cos\theta_1)(Seg1) = 0$ (12)

$M_B = (W_1\cos\theta_1)(CM1) + (F_{ZA}\cos\theta_1)(Seg1)$ (13)

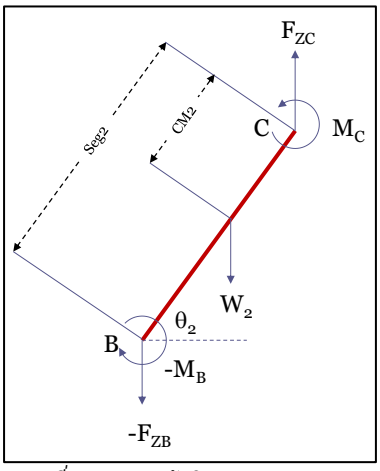



*รูปที่ 4 ภาพลายเส้นอิสระของการเดินด้วยไม้นอร์ดิก*




*รูปที่ 5 ภาพลายเส้นอิสระของเท้า*

จากการคำนวณเซกเมนต์ที่เท้าในสมการที่ 11 และ 13 ทำให้ทราบแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อจุด B ต่อมาทำการวิเคราะห์แรงที่กระทำต่อขาส่วนล่าง โดยกำหนดแรง $F_{ZB}$ และ $M_B$ มีค่าเท่ากัน แต่มีทิศทางตรงกันข้าม เพื่อรักษาสมดุลที่ข้อเท้า ดังรูปที่ 6




*รูปที่ 6 ภาพลายเส้นอิสระของขาส่วนล่าง*

จาก $\Sigma F_Y = 0$

$F_{ZC} - W_2 - F_{ZB} = 0$ (14)

$F_{ZC} = F_{ZB} + W_2$ (15)

จาก $\Sigma M_C = 0$

$M_C - M_B + (W_2\cos\theta_2)(CM2) + (F_{ZB}\cos\theta_2)(Seg2) = 0$ (16)

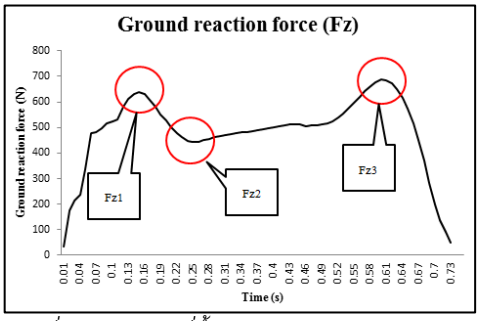
$M_C = M_B - (W_2\cos\theta_2)(CM2) - (F_{ZB}\cos\theta_2)(Seg2)$ (17)

จากสมการที่ 15 และ 17 ทำให้ทราบค่าแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อเข่า (จุด C) วิธีการวิเคราะห์นี้จะนำไปคำนวณแรงและโมเมนต์ของภาพต่อไปจนจบกิจกรรมการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในหนึ่งรอบการเดินด้วยฟังก์ชั่นการคำนวณของโปรแกรม Microsoft excel

### 3. ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล

เมื่อพิจารณาค่าของแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าจากเครื่องบันทึกความเคลื่อนไหวกับแผ่นรองรับแรงของผู้ถูกทดสอบ พบว่า เกิดปฏิกิริยาสูงสุด 2 ครั้ง (2 peaks) และแรงปฏิกิริยาต่ำสุด 1 ครั้ง ในหนึ่งรอบการเดิน ดังที่รูป 7 เทียบกับภาพของผู้ถูกทดสอบจริงในช่วงที่เท้าเหยียบพื้น (Stance phase) ของเท้าขวา ที่แสดง

ดังรูปที่ 8 สามารถอธิบายได้ว่า รูปทางซ้ายมือคือระยะที่ฝ่าเท้าขวาแตะพื้น (Foot flat) ทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาที่กระทำในแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 1 (Fz1) ต่อมาในรูปกลางคือระยะที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างขวาที่สัมผัสพื้น (Mid stance) ทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาแนวดิ่งต่ำสุด (Fz2) และรูปทางขวามือคือระยะที่ส้นเท้าขวายกขึ้นจากพื้น ลำตัวเอนไปข้างหน้ามากขึ้น (Heel off) ทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาในแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 2 (Fz3) จากผลการพิจารณาดังกล่าวมีความคล้ายคลึงกับผลลัพธ์ที่ได้จากการทดสอบการเดินตามงานวิจัยของ Kovac [10] ที่อธิบายถึงกราฟการเดินว่าประกอบไปด้วยแรงปฏิกิริยาในแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 1 (Fz1), แรงปฏิกิริยาสูงสุดในแนวดิ่งต่ำสุด (Fz2), และแรงปฏิกิริยาในแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 2 (Fz3) และควรใช้ Fz1 เพื่อวิเคราะห์เกี่ยวข้องกับแรงกดอัด (Compressive forces) ในขณะเดิน จากงานวิจัยข้างต้นที่มีผลลัพธ์ของงานวิจัยคือแรงที่กดอัดส่วนในส่วนหนึ่งข้องร่างกาย ดังนั้น งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้เฉพาะแรงปฏิกิริยาในแนวดิ่งครั้งที่ 1 (Fz1) มาใช้เพื่อวิเคราะห์แรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อเข่าในขณะเดินด้วยไม้นอร์ดิก




*รูปที่ 7 แรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าของผู้ถูกทดสอบ*

*รูปที่ 8 การเดินด้วยไม้นอร์ดิกของผู้ถูกทดสอบในช่วงที่เท้าขวาเหยียบพื้น (Stance phase)*

**3.1 ผลการทดลอง**

งานวิจัยนี้ได้ใช้แรงแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 1 (Fz1) เพื่อวิเคราะห์แรงที่กระทำต่อเข่าสูงที่สุด ผลการทดลองค่าเฉลี่ยแรงในแต่ละปัจจัยที่พิจารณาในการทดลองของอาสาสมัครจำนวน 20 คน ที่ทำการทดลองเดินด้วยไม้นอร์ดิกจำนวน 24 เงื่อนไขการทดลอง แสดงดังตารางที่ 1

*ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าสูงสุดในขณะเดิน*

| No. | Speed | Posture | Height | Force; Fz1 (N) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | Low | One | Low | 732.605 |
| 2 | High | One | Low | 875.054 |
| 3 | Low | Two | Low | 751.499 |
| 4 | High | Two | Low | 914.302 |
| 5 | Low | One | High | 734.324 |
| 6 | High | One | High | 869.087 |
| 7 | Low | Two | High | 767.701 |
| 8 | High | Two | High | 901.375 |
| 9 | Low | One | Low | 725.912 |
| 10 | High | One | Low | 873.595 |
| 11 | Low | Two | Low | 759.591 |
| 12 | High | Two | Low | 881.971 |
| 13 | Low | One | High | 727.577 |
| 14 | High | One | High | 856.112 |
| 15 | Low | Two | High | 769.490 |
| 16 | High | Two | High | 903.308 |

*ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าสูงสุดในขณะเดิน (ต่อ)*

| No. | Speed | Posture | Height | Force; Fz1 (N) |
|---|---|---|---|---|
| 17 | Low | One | Low | 730.047 |
| 18 | High | One | Low | 875.396 |
| 19 | Low | Two | Low | 766.532 |
| 20 | High | Two | Low | 907.587 |
| 21 | Low | One | High | 733.667 |
| 22 | High | One | High | 868.704 |
| 23 | Low | Two | High | 773.662 |
| 24 | High | Two | High | 925.805 |

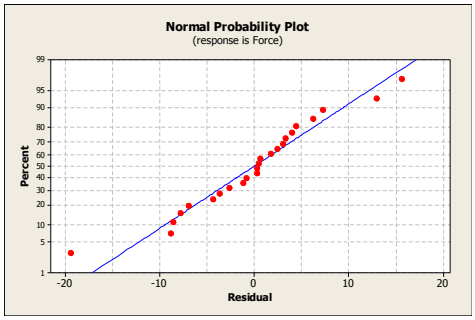
**3.2 การวิเคราะห์ผล**

1. การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

ก่อนที่จะนำข้อสรุปที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนไปใช้ ต้องมีการตรวจสอบความเพียงพอของการทดลองที่จะนำมาใช้เสียก่อน โดยตรวจสอบจากการวิเคราะห์ส่วนค้าง (Residual analysis) ซึ่งประกอบไป

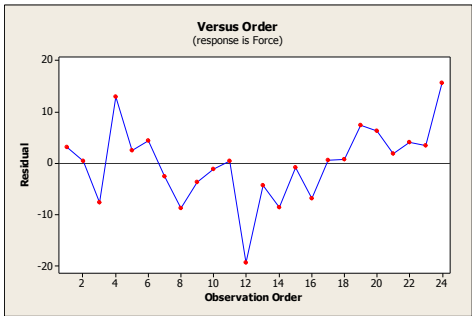
ด้วย

1) การตรวจสอบการกระจายตัวแบบปกติของส่วนค้าง ซึ่งใช้ในการทดสอบการแจกแจงแบบปกติ (Normal probability plot) ที่พิจารณาจากรูปที่ 8 พบว่า ค่าส่วนค้างมีการกระจายตัวตามแนวเส้นตรง ทำให้ประมาณได้ว่า ค่าส่วนค้างมีการแจกแจงแบบปกติ



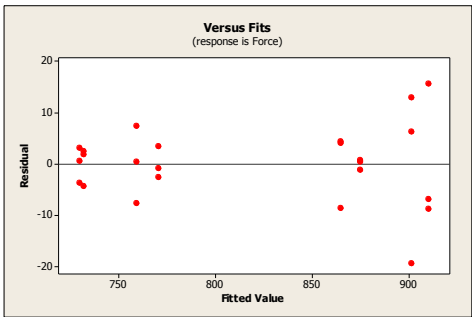

*รูปที่ 8 กราฟแสดงการกระจายแบบปกติของค่าส่วนค้าง*

2) การตรวจสอบความเป็นอิสระของส่วนค้าง โดยพิจารณาจากรูปที่ 9 พบว่าการกระจายตัวของค่าส่วนค้างมีความเป็นอิสระ ไม่มีรูปแบบที่แน่นอน หรือไม่สามารถประมาณรูปแบบที่แน่นอนได้ แสดงให้เห็นว่าค่าส่วนค้างมีความเป็นอิสระต่อกัน




*รูปที่ 9 กราฟแสดงการกระจายตัวของค่าส่วนค้างกับลำดับการทดลอง*

3) การตรวจสอบความเสถียรของความแปรปรวน (Variance stability) พิจารณาจากรูปที่ 10 พบว่าความแปรปรวนของค่าตกค้างมีค่าใกล้เคียงกันในแต่ละตำแหน่ง และไม่พบว่ารูปแบบการกระจายตัวของค่าส่วนค้าง มีลักษณะเป็นแนวโน้มแต่อย่างใด จึงสามารถสรุปได้ว่าข้อมูลมีความเสถียรของความแปรปรวน




*รูปที่ 10 กราฟการกระจายตัวของส่วนค้างกับค่าที่ได้จากการทดลอง*

จากการตรวจสอบความถูกต้องของรูปแบบการทดลอง พบว่า ค่าส่วนค้างของข้อมูลที่ได้มีความถูกต้องและเหมาะสมสำหรับนำไปวิเคราะห์ความแปรปรวน

2. การวิเคราะห์ความแปรปรวน

ผลการทดลองการเดินด้วยไม้นอร์ดิกโดยการศึกษาปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อเข่าที่ประกอบด้วยความเร็วในการเดิน วิธีการเดิน และความสูงของไม้นอร์ดิก ที่ได้จากการออกแบบการทดลองตามแผนการทดลองแบบแฟคทอเรียลเต็ม เมื่อนำผลการทดลองมาวิเคราะห์ความแปรปรวนด้วยโปรแกรม Minitab ที่กำหนดระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลที่ได้ดังตารางที่ 2

*ตารางที่ 2 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่า*

| Source | DF | Seq SS | Adj SS | Adj MS | F | P |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Main Effects | 3 | 124989 | 124989 | 41663 | 535.71 | 0 |
| Speed | 1 | 117556 | 117556 | 117556 | 1511.56 | 0 |
| Posture | 1 | 7376 | 7376 | 7376 | 94.84 | 0 |
| Height | 1 | 56 | 56 | 56 | 0.72 | 0.408 |
| 2-Way Interactions | 3 | 373 | 373 | 124 | 1.6 | 0.229 |
| Speed*Posture | 1 | 6 | 6 | 6 | 0.08 | 0.784 |
| Speed*Height | 1 | 80 | 80 | 80 | 1.03 | 0.326 |
| Posture*Height | 1 | 287 | 287 | 287 | 3.69 | 0.073 |
| 3-Way Interactions | 1 | 39 | 39 | 39 | 0.5 | 0.49 |
| Speed*Posture*Height | 1 | 39 | 39 | 39 | 0.5 | 0.49 |
| Residual Error | 16 | 1244 | 1244 | 78 | | |
| Pure Error | 16 | 1244 | 1244 | 78 | | |
| Total | 23 | 126645 | | | | |

ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 จากโปรแกรม Minitab ดังตารางที่ 2 พบว่าปัจจัยที่มี

ผลกระทบต่อค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าคือ ปัจจัยความเร็วของการเดิน (Speed) และปัจจัยวิธีการเดิน (Posture) และเมื่อพิจารณาที่ผลกระทบของปัจจัยร่วม (Interaction effects) พบว่าผลกระทบของปัจจัยร่วมไม่มีนัยสำคัญต่อค่าแรงที่กระทำต่อเข่า

3. การหาสภาวะที่เหมาะสมสำหรับปัจจัยที่มีผลต่อค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่า

การหาสภาวะที่เหมาะสมของค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าในงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Minitab ในชุดคำสั่ง Response optimizer ที่อยู่ในชุดคำสั่ง DOE โดยจุดที่ดีที่สุดสำหรับการทดลองนี้คือ ค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าต่ำที่สุด (Minimize) ผลของการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมแสดงดังตารางที่ 3

*ตารางที่ 3 แสดงค่าที่เหมาะสมของปัจจัยที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าในขณะเดินด้วยไม้นอร์ดิก*

**Response Optimization**

Parameters

| | Goal | Lower | Target | Upper | Weight | Import |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Force | Minimum | 0 | 0 | 759.112 | 1 | 1 |

Local Solution

| | | | |
|---|---|---|---|
| Speed | = | -1 | (Low) |
| Posture | = | -1 | (One) |
| Height | = | -1 | (Low) |

Predicted Responses

Force = 729.521 , desirability = 0.038981

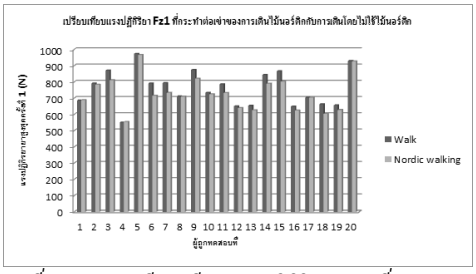
Composite Desirability = 0.038981

การวิเคราะห์ด้วยชุดคำสั่ง Response Optimizer ด้วยโปรแกรม Minitab มีการแสดงผลดังตารางที่ 3 พบว่าผลของการหาสภาวะที่เหมาะสมของแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าต่ำที่สุดเมื่อกำหนดให้ความเร็วของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในระดับต่ำ (Low) หรือ ใช้ความเร็วในการเดินต่ำกว่า 2 เมตรต่อวินาที ด้วยวิธีการเดินแบบที่หนึ่ง (One) หรือ ไม้นอร์ดิกด้านซ้ายกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้นและเมื่อไม้นอร์ดิกด้านขวากับเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้น และปรับระดับของไม้นอร์ดิกที่ระดับต่ำ (Low) หรือ เมื่อถือไม้นอร์ดิกข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว

### 3.3 เปรียบเทียบแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าในขณะเดินด้วยไม้นอร์ดิก

ผลของการเปรียบเทียบการทดสอบการเดินด้วยไม้นอร์ดิกและไม่ใช้ไม้นอร์ดิกที่ใช้ปัจจัยที่เหมาะสมที่ทำให้ลดแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าต่ำที่สุดจากชุดคำสั่ง Response optimizer คือ ความเร็วของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในระดับต่ำ (Low) หรือ ใช้ความเร็วในการเดินต่ำกว่า 2 เมตรต่อวินาที ด้วยวิธีการเดินแบบที่หนึ่ง (One) หรือ ไม้นอร์ดิกด้านซ้ายกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้น และเมื่อไม้นอร์ดิกด้านขวากับเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้น และปรับระดับของไม้นอร์ดิกที่ระดับต่ำ (Low) หรือ เมื่อถือไม้นอร์ดิกข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว โดยที่พิจารณาค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่า แสดงดังรูปที่ 10

จากรูปที่ 10 เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าเป็นอัตราส่วน พบว่า ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่ามีค่าเป็น 3.90% แปรผลได้ว่า ค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าในขณะเดินของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกมีค่าน้อยกว่าการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิก 3.90%




*รูปที่ 11 กราฟเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าระหว่างการเดินไม้นอร์ดิกกับการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิก*

### 4. สรุปและอภิปรายผล

การศึกษาวิจัยครั้งนี้มีจุดประสงค์คือเพื่อศึกษาหาปัจจัยของไม้นอร์ดิกที่มีผลกระทบต่อเข่าในขณะเดิน โดยออกแบบการทดลองแบบแฟกทอเรียล มีผลการทดลองเป็นแรงปฏิกิริยาในแนวดิ่งสูงสุดครั้งที่ 1 ของรอบการเดิน (Fz1) มีปัจจัยในการทดลองทั้งหมด 3 ปัจจัย คือ ความเร็วของการเดิน แบ่งออกเป็นการเดินด้วยความเร็วปกติที่ใช้ความเร็วน้อยกว่า 2 เมตรต่อวินาที และการเดินแบบเร็วที่ความเร็วมากกว่า 2 เมตรต่อวินาที ปัจจัยที่สองคือวิธีการเดิน แบ่งออกเป็นแบบสองจุดสัมผัสพื้น (ไม้ด้านซ้ายกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้น และเมื่อไม้ด้านขวากับเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้น) และสามจุดสัมผัสพื้น (ไม้ทั้งสองข้างกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้น) ปัจจัยที่สามคือ ความสูงของไม้นอร์ดิก แบ่งออกเป็น ระดับปกติ (เมื่อถือไม้นอร์ดิก ข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว) และระดับสูง (เมื่อถือไม้นอร์ดิก ข้อศอกทำมุมน้อยกว่า 90

องศา กับลำตัว) ผลจากการวิเคราะห์ปัจจัยที่เหมาะสมสำหรับการทดลองด้วยชุดคำสั่ง Response optimizer จากโปรแกรม Minitab ที่ทำให้ค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ที่กระทำต่อเข่าต่ำที่สุด คือความเร็วของการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในระดับต่ำหรือใช้ความเร็วในการเดินด้วยไม้นอร์ดิกที่ความเร็วต่ำกว่า 2 เมตรต่อวินาที ที่สอดคล้องกับกับงานวิจัยของ Thorwesten [11] ที่พบว่าเมื่อความเร็วที่สูงขึ้นมีผลต่อแรงที่กระทำต่อขาเมื่อเดินด้วยไม้นอร์ดิก [6] ต่อมาวิธีการเดินที่เหมาะสม คือ วิธีการเดินโดยใช้ไม้นอร์ดิกด้านซ้ายกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้นและเมื่อไม้นอร์ดิกด้านขวากับเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้น ซึ่งอาจจะขัดแย้งกันกับผลการวิเคราะห์ของ Hudson [7] ที่ใช้วิธีการเดินด้วยไม้นอร์ดิกด้วยการใช้ไม้ทั้งสองข้างสัมผัสกับเท้าด้านขวาสัมผัสพื้นและเมื่อเท้าด้านซ้ายสัมผัสพื้นไม้ทั้งสองข้างก็สัมผัสพื้น ซึ่งเป็นวิธีที่มีลดแรงกระทำต่อฝ่าเท้า ทั้งนี้เนื่องจากกลุ่มของตัวอย่างและวิธีการวัดผลของการทดลอง รวมไปถึงปัจจัยอื่นๆที่ใช้ในการทดลองที่แตกต่างกัน แต่ผลของวิธีการเดินที่เหมาะสมของงานวิจัยนี้คงยังสอดคล้องเหมือนกันกับการทดลองการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในงานวิจัยที่เปรียบเทียบค่าแรงปฏิกิริยา Fz1 ระหว่างการเดินโดยไม่ใช้และใช้ไม้นอร์ดิก อีกทั้งวิธีการเดินด้วยไม้นอร์ดิกในแบบดังกล่าวนี้ยังเป็นวิธีที่นิยมที่ใช้ในการเดินมากที่สุดอีกด้วย ปัจจัยสุดท้าย คือ ความยาวของไม้นอร์ดิก เป็นปัจจัยที่มีผลของการวิเคราะห์เชิงสถิติที่มีผลของการวิเคราะห์ว่าเป็นปัจจัยที่ไม่มีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตาม เมื่อวิเคราะห์ด้วยชุดคำสั่ง Response optimizer ของโปรแกรม Minitab แล้ว พบว่า การใช้ไม้นอร์ดิกในระดับต่ำ (เมื่อถือไม้นอร์ดิก ข้อศอกทำมุม 90 องศากับลำตัว) เป็นค่าที่เหมาะสมสำหรับการทดลองที่ทำให้ค่าเป้าหมายต่ำที่สุด ซึ่งปัจจัยดังกล่าวนี้จากการทบทวนวรรณกรรมของการใช้ไม้นอร์ดิก ยังไม่มีงานวิจัยใดที่กำหนดระดับที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการเดินด้วยไม้นอร์ดิก แต่ความยาวของไม้นอร์ดิกที่ใช้ในการเดินที่พบในงานวิจัยส่วนมากนิยมนำค่าการกำหนดของทางผู้ผลิตมาตั้งเป็นค่ามาตรฐานของการทดลอง นอกจากนี้ ผลของการเปรียบเทียบอัตราส่วนของแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อเข่าในขณะเดินด้วยไม้นอร์ดิกและแรงปฏิกิริยาที่เข่าในขณะเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิกแล้ว พบว่า การเดินด้วยไม้นอร์ดิก สามารถลดแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อเข่าได้ 3.90% เมื่อเทียบกับการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิก จากผลการทดลองดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงกันกับ Willson [12] ที่ได้เปรียบอัตราส่วนของค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉาก (Fz) ระหว่างการเดินด้วยไม้นอร์ดิกและการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิก โดยที่การเดินด้วยไม้นอร์ดิกสามารถลด Fz ได้ 2.90% เมื่อเทียบกับการเดินโดยไม่ใช้ไม้นอร์ดิก อีกทั้งผลของงานวิจัยนี้ยังสอดคล้องกับ เอกพล ริยะกาศ [13] ที่มีผลการประเมินความรุนแรงของโรคข้อเข่าเสื่อมในผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมมีค่าลดลงเมื่อเดินด้วยไม้นอร์ดิก

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์พรศิริ จงกล สำหรับคำแนะนำและให้ความอนุเคราะห์ในการยืมใช้ห้องปฏิบัติงานการยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา และขอขอบคุณผู้ถูกทดสอบทุกท่านที่เสียสละเวลามาร่วมการทดลอง

## เอกสารอ้างอิง

[1] Bundhamcharoen K., Burden of disease in Thailand: changes in health gap between 1999 and 2004. BMC Public Health, 2011

[2] van Eijkeren F. J., Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease, Movement Disorders, 2008

[3] Reuter I., Effects of a flexibility and relaxation programme walking and nordic walking on Parkinson's disease, Journal of aging research, 2011

[4] Schwameder, H., Knee joint forces during downhill walking with hiking poles, Journal of sports sciences, 1999

[5] Fregly B. J., Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee, Journal of Orthopaedic Research, 2009

[6] Dziuba, A.K., Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and Nordic walking at different speeds, Acta of bioengineering and biomechanics 17, 2015

[7] David Hudson, The Effect of Walking With Poles on the Distribution of Plantar Pressures in Normal Subjects, PM&R, 2014

[8] Kocur P., Nordic Walking—a new form of exercise in rehabilitation, Medical Rehabilitation, 2006

[9] กิตติ อินทรานนท์, การหามวลของส่วนต่างๆของร่างกายและจุดศูนย์กลางมวล, โครงงานวิจัยเลขที่ 146-1R-2543, 2543

[10] Kovac, I., Ground Reaction Force Analysis in Traumatic Transtibial Amputees' Gait. Collegium antropologicum, 2009

[11] Thorwesten, L., Ground reaction forces in nordic Walking and Walking, In ISBS-Conference Proceeding Archive, 2007

[12] Willson. J., Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics, Medicine and science in sport and exercise 33, 2001

[13] เอกพล ริยะกาศ, ผลของการออกกำลังกายด้วยการเดินแบบนอร์ดิกต่อความรุนแรงของโรคในผู้สูงอายุโรคข้อเข่าเสื่อม, วารสารสภาการพยาบาล ปีที่ 30 ฉบับที่ 4, 255